

视听协同的交互式步态干预训练^{*}

李信金^{1,2}, 王文婕^{1,2}, 王 凯³, 脱厚珍⁴, 王诗雅⁴, 孙 伟¹, 谭小慧³, 田 丰¹



¹(中国科学院 软件研究所, 北京 100190)

²(中国科学院大学 计算机科学与技术学院, 北京 101408)

³(首都师范大学 信息工程学院, 北京 100089)

⁴(首都医科大学附属北京友谊医院 神经内科, 北京 100050)

通信作者: 孙伟, E-mail: sunwei2017@iscas.ac.cn; 田丰, E-mail: tianfeng@iscas.ac.cn

摘 要: 帕金森病 (Parkinson's disease, PD) 影响着全球近千万的患者, 尚无根治方法, 但循证医学表明基于感官信息提示的训练可以延缓疾病进展. 然而, 目前的研究大多基于单一模态, 且缺乏对于用户的感知与反馈. 为此, 提出了视听协同的多模态步态训练方法, 基于用户步态数据生成并动态调节多模态提示, 进而探究其辅助早期 PD 康复的可行性. 该方法首先构建了多模态提示生成框架, 通过用户步态数据计算周期和步高参数, 生成视觉与听觉协同的提示; 然后搭建了交互式干预训练系统, 基于用户步态变化动态调整视听提示, 实现了用户感知与多模态提示生成的交互式迭代. 最后, 在临床招募了 40 名早期 PD 患者 (H&Y 分期 ≤ 2) 进行实验, 与对照组相比视听协同组改善效果最优, 与基线状态相比视听协同组在训练中和训练后步态对称性平均提高 20.776% ($p=0.0001$) 和 21.157% ($p=0.0001$), 病患侧步速平均提高 33.924% ($p=0.0001$) 和 36.433% ($p<0.0001$). 结果同时表明, 视听协同提示能够更快速、更持久地帮助患者改善步态表现. 所提出的基于步态数据生成多模态提示的训练方法, 为建立量化驱动的精准康复模式提供了新思路, 促进了多模态交互技术在医疗领域的应用与发展.

关键词: 多模态人机交互; 步态感知; 多模态提示生成; 自适应交互式干预

中图法分类号: TP181

中文引用格式: 李信金, 王文婕, 王凯, 脱厚珍, 王诗雅, 孙伟, 谭小慧, 田丰. 视听协同的交互式步态干预训练. 软件学报, 2026, 37(5): 2006–2023. <http://www.jos.org.cn/1000-9825/7540.htm>

英文引用格式: Li XJ, Wang WJ, Wang K, Tuo HZ, Wang SY, Sun W, Tan XH, Tian F. Interactive Gait Intervention Training with Audiovisual Synergy. Ruan Jian Xue Bao/Journal of Software, 2026, 37(5): 2006–2023 (in Chinese). <http://www.jos.org.cn/1000-9825/7540.htm>

Interactive Gait Intervention Training with Audiovisual Synergy

LI Xin-Jin^{1,2}, WANG Wen-Jie^{1,2}, WANG Kai³, TUO Hou-Zhen⁴, WANG Shi-Ya⁴, SUN Wei¹, TAN Xiao-Hui³, TIAN Feng¹

¹(Institute of Software, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

²(School of Computer Science and Technology, University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 101408, China)

³(Information Engineering College, Capital Normal University, Beijing 100089, China)

⁴(Department of Neurology, Beijing Friendship Hospital, Capital Medical University, Beijing 100050, China)

Abstract: Parkinson's disease (PD) affects nearly 10 million people worldwide, and there is no cure, but evidence-based medicine suggests that training based on sensory cues can slow disease progression. However, most current studies are based on a single modality and lack

* 基金项目: 国家重点研发计划 (2024YFB2808801); 国家自然科学基金 (62332003, 82371254); 中国科学院软件研究所重大项目 (ISCAS-ZD-202401)

本文由“多媒体智能理解与生成”专题特约编辑孙立峰教授、闵巍庆副研究员、马占宇教授、蒋树强研究员、彭宇新教授、田丰研究员、黄庆明教授推荐.

收稿时间: 2025-05-24; 修改时间: 2025-07-11; 采用时间: 2025-09-05; jos 在线出版时间: 2025-09-23

CNKI 网络首发时间: 2025-12-11

user perception and feedback. This study proposes an audiovisual collaborative multimodal gait training method, which generates and dynamically adjusts multimodal cues based on users' gait data to investigate the feasibility of assisting early-stage PD rehabilitation. The method constructs a multimodal cue generation framework to generate visual and auditory cues by calculating cycle and step height parameters from gait data. Then, an interactive intervention training system is built to dynamically adjust the audiovisual cues based on gait changes, which realizes the interactive iteration between user perception and multimodal cue generation. Finally, 40 patients with early-stage PD (H&Y stage $\leq$ 2) are recruited for a clinical experiment. Compared with the control group, the audiovisual synergy group shows the best improvement effect. Compared with baseline, the gait symmetry in the audiovisual synergy group increases by an average of 20.776% ($p=0.0001$) during the training and 21.157% ($p=0.0001$) after the training, and the velocity on the affected side increases by an average of 33.924% ($p=0.0001$) during the training and 36.433% ($p<0.0001$) after the training. The results indicate that audiovisual synergistic cues can help patients improve gait performance more quickly and sustainably. The proposed multimodal cueing training method based on gait data provides a new approach for the establishment of a quantitatively driven precision rehabilitation model, and promotes the application and development of multimodal interaction technology in the medical field.

Key words: multimodal human-computer interaction; gait perception; multimodal cue generation; adaptive interactive intervention

帕金森病 (Parkinson's disease, PD) 已经成为严重影响人类生命健康的重大疾病之一^[1,2], 预计我国 PD 患者 2030 年数量占全球 PD 患者数量的 50%^[3,4], 因此探索 PD 康复治疗方法具有重要意义^[5,6]. 目前临床主要以症状缓解对疾病进行治疗^[7,8], 疾病的早期阶段是疾病治疗的关键窗口期^[3,6]. 早期 PD 患者通常单侧发病^[9], 运动不对称性显著^[10], 容易跌倒受伤, 甚至死亡^[11]. 典型症状之一的步态障碍主要是由于大脑中负责运动的网络发生结构性病变, 导致功能连接中断, 在早期阶段主要表现为拖曳步态^[12]. 研究发现多模态刺激对运动障碍会产生积极的影响^[13,14]. 听觉、视觉等多种感官信息能够激活替代脑部路径, 使信息绕过受损的基底神经节, 通过其他功能区域抵达小脑, 进而改善步态表现^[15,16]. 因此, 在训练过程中, 基于视觉、听觉等感官设计多模态提示来提供时间与空间信息, 可以达到治疗的效果.

基于多模态提示的干预训练为 PD 治疗提供了新的解决方案. Anguera 等人^[17]发现增加多模态认知任务的训练能够改善认知神经缺陷, 并且能够延伸到未经训练的控制能力, 尤其是持续注意力和工作注意力. Kaminsky 等人^[18]发现以等距的平行线作为视觉提示来传达空间信息, 可以提升患者步行速度. Janssen 等人^[19]发现 3D 楼梯作为视觉提示能够降低患者的反应时间, 减少异常步态的发生. Thaut 等人^[20]发现大脑对节拍和音乐两种听觉提示具有灵活的反应能力. Braunlich 等人^[15]发现规律性听觉提示可以改善步态速度、步频和步幅. 然而 PD 具有异质性^[21], 患者症状差异明显, 因此固定的外部提示 (如预置节拍或标准化视觉标记) 无法满足异质性带来的个性化需求. 进一步地, Buatois 等人^[22]发现当检测到异常步态时, 以患者平均步长的距离投射绿色激光线, 能够有效改善患者步行速度. Ahn 等人^[23]发现以患者身高的 85.5% 为间距设置平行线, 能够有效增大患者的平均步幅. Awad 等人^[24]发现基于患者步态表现生成听觉提示, 能够大幅提高患者步行速度, 并且这种提高可以在训练后得到保留. 虽然基于单一模态外部提示的训练方法取得了一定的效果, 但是这些方法关注于双侧步态参数的提高, 主要针对中晚期阶段的患者, 对于早期阶段的 PD 患者而言, 最主要的问题是单侧发病带来的步态对称性下降^[3]. 此外, 有研究指出通过混合听觉和视觉等多模态信息能够降低认知负荷^[25], 提升视觉空间和工作记忆^[26]. 来自多个感官的多模态信息汇聚到相同的神经元上, 使得这些神经元能够协同工作, 能够有效提高处理能力, 并比平时更快地引发反应^[27]. 然而当前的干预方法大多基于单一的视觉或听觉提示, 缺乏对于多模态信息协同的探索, 并且缺乏对用户状态的感知与反馈, 导致交互性不足.

本文主要有以下 3 个方面的贡献: 首先, 构建了以步态对称性为核心的多模态提示生成框架. 该框架通过惯性传感器 (inertial measurement unit, IMU) 感知 PD 患者的实时步态数据, 进而计算患者左右肢步态周期与步高等参数, 生成符合患者个性化特征的视听协同提示, 将用户步态数据转化为可解释、可调控的多媒体提示信息. 其次, 提出了针对早期 PD 患者步态障碍的视听协同训练方法, 并搭建了一套交互式干预训练系统. 该方法通过感知用户行走过程中步态表现与视听协同提示的匹配情况, 动态调整提示参数, 实现了用户感知与多模态提示生成的交互式迭代, 提升了康复训练的交互性. 最后, 开展了包含 40 例早期 PD 患者 (H&Y 分期 $\leq$ 2) 的临床实验, 量化视听协同提示对患者步态表现的影响效果. 对比分析了不同模态提示下患者在步态对称性及步态参数方面的差异, 并

探究了多模态提示的持续性. 与基线情况相比, 在训练阶段, 视听协同提示组对称性平均提高 20.776% ($p=0.0001$), 病患侧步速平均提高 33.924% ($p=0.0001$); 训练后, 视听协同提示组对称性平均提高 21.157% ($p=0.0001$), 病患侧步速平均提高 36.433% ($p<0.0001$); 改善效果优于对照组 (无提示、视觉提示、听觉提示). 实验结果表明, 多模态提示, 特别是视听协同提示, 能够有效地帮助患者改善步态表现.

本文第 1 节回顾相关工作, 包含不同模态的提示方法. 第 2 节介绍本文所提出的视听协同训练方法, 包含多模态提示影响机制、视听协同提示生成框架以及提示的交互式迭代. 第 3 节详细描述干预训练过程, 包括被试信息和训练过程. 第 4 节主要介绍本文所提方法的有效性. 第 5 节就本文干预方法的效果、意义以及不足展开讨论. 第 6 节总结全文.

1 相关工作

基于多种感官提示的训练方法已被成功应用于多种运动障碍的康复训练, 尤其是 PD 运动症状的延缓与疾病控制. 但是目前的方法大多聚焦于视觉提示和听觉提示, 分别通过规律性视觉标记以及特定的节律性音律向患者传递时空信息, 帮助其改善运动控制.

1.1 视觉提示方法

视觉提示在 PD 的干预训练中的应用相对成熟, 早期研究聚焦标准化静态标记的基础效应验证. Bryant 等人^[28]探索了红色与绿色激光射线等形式的视觉提示对患者异常步态的影响, 结果表明在未服药的情况下, 使用绿色射线的患者的步幅明显增加; 在服药情况下绿色射线比红色射线更能提高步速和步幅. 这揭示色彩认知与运动响应的关联性. Donovan 等人^[29]发现静态激光提示使跌倒频率降低 $39.5\% \pm 9.3\%$, 证明视觉提示在空间定位辅助的基础价值. 进而, Buated 等人^[22]发现通过患侧投射激光线, 可以帮助患者缩短冻结反应时间, 减少冻结步态发作 (频率下降 42%), 推动了视觉提示的临床应用. 这些方法大多是标准化静态视觉标记, 缺乏对患者状态的个性化考虑, 也缺乏对视觉提示传递时间信息的探索. 为克服静态限制, 研究者探索了运动耦合型提示对于运动障碍的改善效果. Zhao 等人^[30]基于谷歌眼镜开发光流提示系统, 通过投射流动的光束向患者传递视觉信息, 但固定速率 (50–150 行/min) 会导致提示-运动脱节. Tang 等人^[31]通过佩戴在胸部的激光器, 将有节奏的水平激光线连续投射到用户脚前一步长的地面上, 进而产生了与用户运动相匹配的视觉刺激, 向患者传递运动的空间提示, 但是该方法受到患者速度的影响. 进而, Ahn 等人^[23]实现头部方向自适应的智能眼镜系统, 通过速度反馈调节提示, 实现运动同步视觉生成. Barthel 等人^[32]的激光鞋设计在健侧着地时触发患侧提示, 通过跨肢体事件驱动提升提示时效性, 但依然缺乏对于用户状态的感知导致交互性差. 尽管视觉提示技术对改善患者步态具有积极影响, 但是对当前视觉提示的生成大多是采用群体均值参数, 未考虑患者异质性. 此外, 现有方法多为“感知-提示”开环架构, 缺少基于实时运动表现的反馈调节.

1.2 听觉提示方法

听觉系统通过丘脑-皮质通路直接激活运动皮层的辅助运动区, 触发节律信号与步态周期的神经夹带效应, 从而实现运动节律的相位同步^[33]. 同时, 听觉提示通过基底神经节-小脑环路增强步态时空一致性, 降低步幅变异系数与支撑相不对称度^[34], 这一机制在 PD、中风等多种运动障碍疾病中具有普适性. Cancela 等人^[35]的研究显示, 基于特定节拍的步行训练能够改善 PD 患者的步态表现, 通过节拍提示的重复锻炼可以显著提升步速, 但是节拍器的节拍需要康复师对患者进行观察得出. Gondo 等人^[36]的研究显示, PD 患者在伴随音乐行走时, 加速度、步态速度、节奏和步长均逐渐增加, 但是改善的效果存在个体差异, 且受限於音乐的选择. Harrison 等人^[37]发现在跟随演唱的过程中, 患者的步态变异性降低. Lee 等人^[38]研究发现, 固定旋律的乐器演奏能够提高患者运动速度, 增强认知能力. 但是, 这两种方法受到患者能力的限制, 需要患者具备演唱与乐器演奏能力. Shahraki 等人^[39]的研究表明, 使用节拍器进行训练能够明显改善 PD 患者的步幅、步幅时间、双支撑时间、步频、步态速度. Mainka 等人^[40]的研究证实, 基于节拍器的步行训练能够显著提高中风患者的步速和步幅. Suh 等人^[41]发现, 音乐提示是改善偏瘫脑卒中患者步态速度、步幅、步频和站立平衡的有效治疗方法. 此外, Thaut 等人^[42]的研究表明, 节拍提示在中风、

PD、创伤性脑损伤和其他疾病的运动治疗中,尤其是步态改善方面,能够发挥显著的治疗效果.听觉和运动系统在不同的皮质、皮质下和脊髓水平上具有丰富的连接性,听觉系统能够将信号投射到大脑的运动结构中,在节律信号和运动反应之间产生夹带,因此听觉提示能够有效改善步态表现.虽然听觉刺激在步态干预方面展现了极大的发展潜力,但静态节律生成、单一目标导向及缺乏多模态协同等问题限制了听觉提示的应用.并且目前的听觉刺激大多关注于速度的提升,缺乏对对称性等维度的思考.

2 面向早期 PD 步态障碍的视听协同训练方法

针对现有干预方法缺乏对多模态提示协同及训练中患者状态感知的考虑,本文提出一种基于用户步态数据生成多模态提示的视听协同训练方法,如图 1 所示,旨在通过视听等多模态提示的协同作用诱导早期 PD 患者改善运动模式,从而提高行走的对称性,延缓早期 PD 患者运动功能退化.基于所提出的方法,本文进一步搭建了交互式干预训练系统,如图 2 所示,该系统包含 3 个部分:感知端、系统端、呈现端.其中,感知端包含 2 个 IMU,用于感知用户步态数据;系统端用于搭载多模态提示生成框架,计算步态参数(本文步态参数具体定义见后文表 1)与多模态提示参数,并通过分析多模态提示与步态的匹配度,更新多模态提示参数;呈现端选用增强现实眼镜呈现多模态提示,目前本系统呈现端选用 HoloLens 眼镜,因为它支持增强现实和开放式耳机集成到单一设备中,保留了环境信息和声音,提高了安全性.

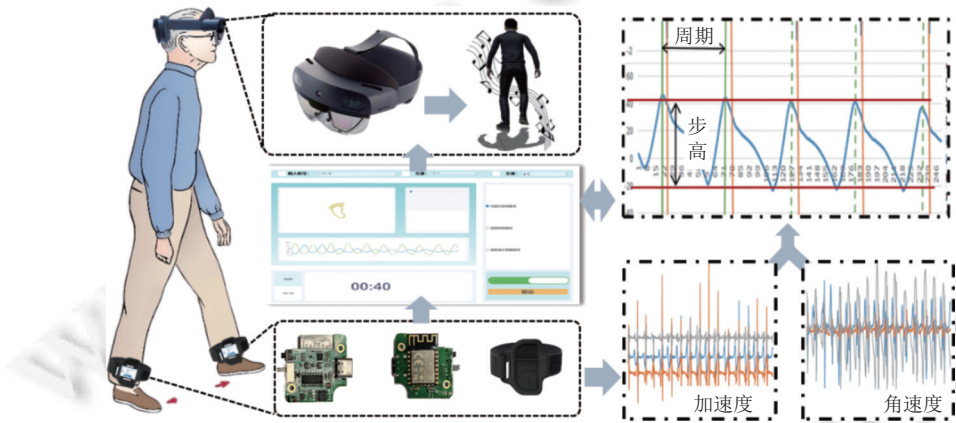


图 1 针对早期 PD 患者步态障碍的视听协同训练方法

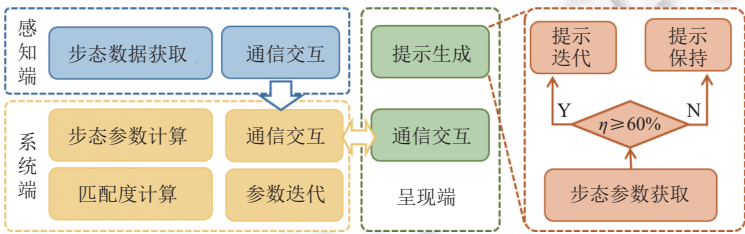


图 2 交互式干预训练系统组成

2.1 神经可塑性驱动的多模态提示调节

神经影像学揭示了人的感知系统与运动系统之间存在密切神经关联,当个体感知外部信息时,基底神经节表现出显著的激活增强^[43].这种激活贯穿脑干、脊髓、小脑、基底神经节和皮层环路,能够整合感知与运动执行^[44].感知系统与运动系统之间的广泛神经连接为多模态提示与步行运动的同步提供了基础,通过感知多模态刺激的时间结构和层次特征,诱发大脑产生相应频率的神经振荡,从而使肢体运动自发地与外部提示保持同步^[45].

表 1 步态参数表

参数编号	步态参数	描述
1	步态周期左	左脚脚尖离地到右脚脚尖离地的时间
2	步态周期右	右脚脚尖离地到左脚脚尖离地的时间
3	步高左	左脚摆动过程中离地最高的距离
4	步高右	右脚摆动过程中离地最高的距离
5	步速左	左脚步态周期内加速度积分
6	步速右	右脚步态周期内加速度积分
7	步幅左	左脚两次落地之间的距离 (开始结束不完整步不纳入统计)
8	步幅右	右脚两次落地之间的距离 (开始结束不完整步不纳入统计)
9	摆动相左	每个左周期时间内的左脚脚尖离地到左脚脚跟落地的时间占比
10	摆动相右	每个右周期时间内的右脚脚尖离地到右脚脚跟落地的时间占比
11	支撑相左	每个左周期时间内的左脚脚跟落地到左脚脚尖离地的时间占比
12	支撑相右	每个右周期时间内的右脚脚跟落地到右脚脚尖离地的时间占比
13	双支撑相左	每个左周期时间内的左脚脚跟落地到右脚脚尖离地的时间占比
14	双支撑相右	每个右周期时间内的右脚脚跟落地到左脚脚尖离地的时间占比

PD 患者的运动功能障碍主要源于基底神经节损伤导致的多巴胺能信号丢失,进而引发姿势控制失调和步态异常^[46].虽然 PD 患者的听觉皮层、顶下叶和额叶等负责运动节律感知的脑区并不受到 PD 的影响,但由于基底节功能受损,其内部时间感知和节律处理能力显著下降.在这种情况下,外部提示能够有效替代受损的内部时间系统.多模态外部提示通过同步运动能够激活小脑,重新校准运动感觉反馈信号,从而补偿基底节-辅助运动区-前运动皮层环路的时间编码紊乱^[47].在多模态外部提示下的训练过程中,PD 患者能够有效激活与节奏感知相关的运动网络,通过感知外部提示改善运动功能,特别是步态控制^[48].神经影像学证据进一步表明,多模态提示能够增强感知皮层与执行控制网络之间,以及执行控制网络与小脑之间的功能连接^[49].这种神经可塑性改变为多模态提示改善步态提供了机制解释:通过增强感觉区和运动区之间的功能连接,促进步行运动节律与多模态提示的精确同步,从而持续改善运动能力^[50].这些发现为多模态提示在 PD 患者步态康复中的应用提供了神经科学依据.

2.2 视听协同提示生成框架

针对现有方法缺乏对多模态信息协同提示考虑的问题,本文提出步态数据驱动的视听协同提示生成框架(如图 3 所示),通过步态参数与视觉、听觉提示的双向映射,实现个性化康复提示训练.该框架将患者步态参数(周期、步高)转化为可调控的视听协同提示,实现视听协同提示与患者步态表现的动态适配和增强.

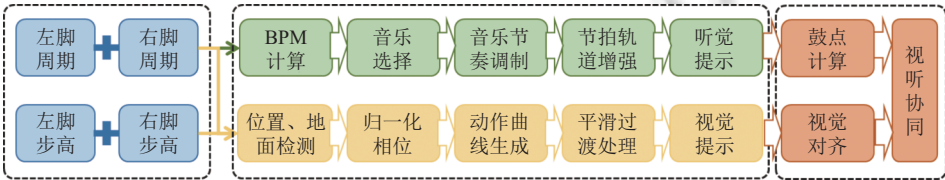


图 3 视听协同提示生成框架

2.2.1 个性化听觉提示生成

现有听觉提示大多采用固定节律,缺乏对患者异质性的考虑.本文通过计算患者健康侧与病患侧步态周期(表 1 参数 1、2)获取节律参数.具体而言,本文对采集到的步态数据首先进行端点检测,去除静止时期的周期影响,进而分析频率与周期关系,引入滑动窗口对周期进行预判断,进而定位关键步态事件点.然后通过周期检测基本判定 PD 患者的步态周期,以此作为间隔阈值.根据脚踝运动突变情况,结合加速度与角度判定步态时序数据的步态事件.进而周期计算如下:

$$m = \underset{i \in [SP, SP+D]}{\operatorname{argmax}} \angle_z^i \quad (1)$$

$$D = \frac{f_s}{\underset{f}{\operatorname{argmax}} \sum_{k=t-W}^t w_{t-k} \cdot P_{xx}(k, f)} \quad (2)$$

$$T = \underset{i \in [m, m+\frac{D}{2}]}{\operatorname{argmax}} acc_z^i - \underset{j \in [m-\frac{D}{2}, m]}{\operatorname{argmax}} acc_z^j \quad (3)$$

其中, SP 是采样起始点; w 是滑动窗口长度, k 为在频域中对应的点的索引, $w_t = e^{-t/\lambda}$ 为指数衰减权重, f_k 为频率; $\angle_z$ 为角度 z 轴数据; acc_z 为加速度 z 轴数据.

在左右脚步态周期两个步态参数的基础上, 计算听觉提示参数, 进而生成与患者状态相匹配的个性化听觉提示. 本文使用音乐作为听觉提示, 音乐是一系列音符的顺序排列, 这些音符按照特定的音高、时长和节奏组织起来, 形成具有辨识度和记忆度的音乐线条. 具体而言, 基于获取到的患者左、右脚的步态周期, 计算患者每分钟的步态周期数作为每分钟的目标节拍数 (beat per minute, BPM). 在音乐数据库中寻找 BPM 最为接近目标 BPM 的音乐, 并将其 BPM 调整至目标 BPM, 使其与患者的步态周期同步, 进而生成个性化音乐提示. 基于文献调研以及临床医生的交流, 本文音乐库的音乐选择节奏在 60–160 BPM 之间的双拍演奏乐, 能为患者提供明确、稳定的步点提示. 基于动态时间规整算法对齐音乐节奏骨架与步态周期, 采用相位声码器在 $[-5\%, +5\%]$ 范围内调整 BPM, 保持音高不变.

2.2.2 个性化视觉提示生成

现有视觉提示大多采用静态标准化视觉标记, 提供空间信息, 缺乏动态的时间信息提示. 本文在混合现实环境中重建患者运动过程, 为了尽可能诱导患者改善步态不对称性, 重建视觉提示的动作需在现有步态的基础上进行微调. 在患者左右脚步态周期的基础上, 本文进一步计算了患者的左右脚步高 (表 1 参数 3、4). 具体而言, 根据划定的步态周期获取该步态周期的预处理数据, 并基于 Madgwick 算法转换为欧拉角 (*Pitch*, *Roll*, *Yaw*). 将角速度记为: $\omega = [\omega_x, \omega_y, \omega_z]^T$, 加速度记为: $a = [a_x, a_y, a_z]^T$. 基于角速度进行预测更新, 角速度可用于构建四元数的微分方程:

$$\frac{dq}{dt} = \frac{1}{2} q \otimes \omega_q \quad (4)$$

其中, $\otimes$ 表示四元数乘法, $\omega_q = [0, \omega_x, \omega_y, \omega_z]^T$ 是角速度向量的四元数扩展形式. 然后通过数值积分估计单位时间内的姿态变换:

$$q(t + \Delta t) = q(t) + \frac{1}{2} q(t) \otimes \omega_q \cdot \Delta t \quad (5)$$

为了减小陀螺仪存在的偏置误差, 通过加速度进行校正, 更新四元数导数为:

$$\frac{dq}{dt} = \frac{1}{2} q \otimes \omega_q - \beta \nabla f(q, a) \quad (6)$$

其中, β 是融合系数, 调控陀螺预测与加速度校正的权重, $\nabla f(q, a)$ 是构造的误差函数关于四元数的梯度, 其解析形式可通过方向余弦矩阵与加速度方向间的偏差推导获得. 该梯度项可引导四元数估计值向满足加速度观测约束的方向调整, 从而实现对姿态漂移的抑制.

在获得稳定的四元数姿态估计后, 姿态可进一步转换为欧拉角表示, 转换关系如下, 分别对应绕 x 、 y 、 z 轴的旋转:

$$\begin{cases} Roll = \arctan2(2(q_0q_1 + q_2q_3), 1 - 2(q_1^2 + q_2^2)) \\ Pitch = \arcsin(2(q_0q_2 - q_3q_1)) \\ Yaw = \arctan2(2(q_0q_3 + q_1q_2), 1 - 2(q_2^2 + q_3^2)) \end{cases} \quad (7)$$

将 *Pitch* 作为反映抬脚高度的主要角度分量, 表示身体部位相对于垂直方向的前后摆动.

为了自定义生成的视觉提示的步行高度与步态周期, 分别将重建患者的 LeftFoot 和 RightFoot 骨骼点与步高参数和步高平滑曲线联合, 可以实现步行过程中根据步态参数自然地调整步态表现. 重建患者的动作基于用户的

步态参数而设定, 首先获取脚的当前位置和地面检测, 将地面位置作为起始高度. 其次获取当前步态的动作曲线值, 并基于目标周期计算当前阶段, 计算脚部应当抬起的高度. 最后将动作曲线控制的抬升效果叠加到 y 轴上, 返回脚的目标位置.

2.2.3 视觉提示与听觉提示协同

为了使视觉提示与听觉提示能够时空同步地为患者提供多感官引导, 降低多模态冲突的影响, 本文采用视听同步控制实现视觉与听觉的协同提示. 基于 Onset Detection 算法检测音乐的鼓点, 提取符合 BPM 的音乐鼓点时间 $P=\{p_1, p_2, \dots, p_n\}$, 其中, n 为鼓点个数, 通过将视觉提示与音乐鼓点对齐实现视觉提示与听觉的协同提示. 具体而言, 计算音乐 x 每一帧的频谱表示 $X(m, k)$, 其中, m 为时间帧序列, k 为频率索引. 然后计算其谱通量:

$$SF(m) = \sum_k \max(0, |X(m, k)| - |X(m-1, k)|) \quad (8)$$

其中, $X(m, k)$ 是音乐 x 第 m 帧的第 k 个的频谱表示.

通过对所有帧的谱通量序列 $SF(m)$ 进行归一化和平滑操作, 可得到音起强度包络 $O(m)$. 然后通过峰值检测算法提取局部最大值作为鼓点候选. 进而可计算鼓点时刻:

$$p_n = \frac{m \times H}{f_s} \quad (9)$$

其中, H 是短时傅里叶变换的帧移, f_s 是原始音乐的采样率, m 是鼓点帧索引.

2.3 提示参数迭代策略

传统干预方法普遍存在刺激滞后性的局限, 主要表现为缺乏对患者训练过程中的实时表现的关注, 导致方法的交互性差. 并且这些方法的节律参数的设定往往仅基于初始评估结果, 导致难以适应患者在训练过程中的动态变化, 从而影响了干预效果. 针对这一问题, 本文提出了个性化适应的提示参数迭代策略, 通过实时监测和动态调整, 确保视听协同刺激始终与患者的实际需求保持同步. 首先, 基于患者在训练过程中步态表现与提示在时序与相位两个维度上的匹配度, 定义了参数匹配度 η . 传统的匹配度大多关注于时序上的匹配情况, 缺乏对于运动过程中相位的关注, η 通过计算时序与相位两个维度上的匹配度, 能够更好地分析患者与提示的匹配情况, 同时将参数的迭代与匹配度相关联, 能够增强训练的个性化与可解释性.

$$\eta = \alpha \cdot \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \exp \left(-\frac{(T_i - t_{\text{stim}})^2}{2\sigma_T^2} \right) \right) + \beta \cdot \left(\frac{1}{2\pi} \left| \sum_{k=1}^M e^{j(\phi_k^{\text{step}} - \phi_k^{\text{stim}})} \right| \right) \quad (10)$$

其中, T_i 为第 i 个步态周期的实际时长, t_{stim} 为提示周期, σ_T^2 为高斯核带宽参数, ϕ_k^{step} 为第 k 次步态动作的相位角, ϕ_k^{stim} 为第 k 次提示的相位角, $\alpha + \beta = 1$.

在实验过程中, 通过与临床医生沟通, 本文以 40 s 作为一个监测周期, 持续计算周期内参数匹配度 η , 如果该周期内 $\eta \geq 60\%$, 则下一周期内提示参数在实际参数的基础上增加 5%, 例如当前周期内患者抬腿高度匹配度大于 60%, 则下一周期内视觉提示的步高在用户实际步高的基础上提升 5%. 通过这种动态调节, 能够提供与患者步态改善同步的节律干预, 更好地适应患者的能力变化, 从而提高训练效率和效果. 同时这种动态调节能够使每次训练中病患侧周期向正常侧改善, 加速病患侧向正常步态的过渡, 缩短康复周期, 帮助患者更快地回归正常生活, 提升干预的实时性和有效性.

3 临床实验设置

3.1 被试信息

本文从首都医科大学附属北京友谊医院神经内科招募了 40 名早期 PD 患者参与用户实验. 这些患者均有长期就诊记录和 MDS-UPDRS 的量表评分 (MDS-UPDRS 量表能够系统评估 PD 患者运动、运动并发症、生活能力等要素, 是监测疾病进展和临床分型的重要依据), 同时, 经脑部核磁共振成像检查和交感神经成像检查确认, 这 40 名参与者均为原发性 PD 且均处于早期, 患有步态障碍. 表 2 呈现了参与者的人口统计学信息和临床信息.

本研究的受试者招募及实验程序经首都医科大学北京友谊医院伦理委员会批准 (2024-P2-509-01). 所有参与者在参与前提供书面知情同意, 并保留随时退出研究而无需提供理由的权利. 他们的个人信息仅用于研究目的.

表 2 被试信息表

训练条件	患者数量	性别 (男/女)	年龄	UPDRS	H&Y 分期	MMSE
无提示	10	5/5	69.6±8.46	36.4±17.89	1.85±0.63	26.7±2.9
视觉提示	10	5/5	70.7±3.29	37.5±14.74	1.7±0.46	26.2±2.79
听觉提示	10	3/7	71.2±4.96	35.4±8.87	1.75±0.403	25.8±1.47
视听协同提示	10	6/4	69.8±3.31	37±9.41	1.7±0.46	26.1±1.4

3.2 用户实验

为探究多模态提示对患者干预效果的影响, 本研究将用户实验划分为 3 个阶段: 基线测试阶段、训练阶段及效果评估阶段. 实验开始前, 主试将向患者详细说明行走路线 (如图 4 所示) 及训练流程, 并协助其佩戴实验设备. A 线为起点位置, 即出发点. B 线为终点位置, 即转身点. C/D 点为步态干预训练转身区域, E 为临床医生所在区域.

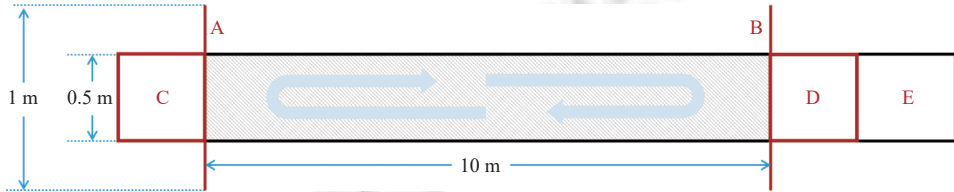


图 4 步态干预训练示例图

基线测试阶段要求患者佩戴设备在无提示情况下, 进行 5 min 的 10 m 往返自由行走, 以采集其未经干预的步态基线数据. 行走结束后安排 5 min 休息.

训练阶段包含 4 种条件: 无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示. 训练开始前会为患者随机分配一种训练条件, 并向患者讲解基本原理以及训练要求. 患者了解后将在分配的训练条件下进行 20 min 的 10 m 往返行走训练, 完成训练后休息 5 min.

效果评估阶段要求患者在无提示条件下模拟训练阶段的行走任务, 进行 5 min 的 10 m 往返, 以观察多模态提示的持续效果.

用户完成全部 3 阶段实验或主动终止实验均视为实验结束. 在实验过程中, 为保证患者的安全, 临床医生参与全过程实验, 并会持续评估用户状态. 训练中, 运动传感器全程记录用户行为数据.

4 结果分析

本文基于视听协同的多模态提示与“用户感知-多模态提示生成”的交互式迭代, 提出了面向早期 PD 步态障碍的个性化视听协同训练方法. 为了探索不同模态的信息对于早期 PD 患者的提示作用, 本文招募了 40 位早期 PD 患者进行了临床实验. 首先, 与对照组相比较, 通过步态对称性变化对比分析了视听协同提示对于患者步态模式的影响, 这种影响包括训练中的提示效果以及训练后无提示情况下的残余效果. 然后, 从病患侧步态时空参数 (表 1 参数 5–14) 的改善情况, 对比分析了不同模态的提示对于步态模式的影响. 由于步速与步幅、支撑相和摆动相的变化趋势密切相关, 且步速和摆动相更能直接反映患者的步态表现特征, 双支撑相作为步行周期中维持身体稳定性的关键阶段, 其变化能够直接体现个体的运动控制能力和病理状态. 因此, 本文主要针对以步速、摆动相和双支撑相为代表的时空参数展开具体分析, 以期能够分析不同模态的提示对于不同的步态参数的影响.

4.1 视听协同提示下步态对称性改善效果

早期 PD 患者通常单侧发病, 导致肢体不对称性增加, 这种不对称性极大地影响了患者的日常生活, 甚至可能导致跌倒和受伤. 为了分析视听协同提示对步态模式的影响, 本文首先通过分析患者左右脚在步速、摆动相以及支撑相等时空参数上的差异, 分析了不同模态的信息对步态参数的影响; 然后基于步速、步幅、摆动相、支撑相

和双支撑相等主要的步态参数计算了行走过程中左右脚的对称性, 与对照组对比分析了视听协同提示下不同阶段患者对称性的变化情况, 验证了多模态提示的效果.

4.1.1 视听协同提示对步态参数差异的影响

为了探索多模态信息对患者的提示作用, 本文就患者左右脚步态参数的差异进行了分析, 计算了以步速, 摆动相和双支撑相为代表的时空参数在患者左右脚的相对差异指数, 如表 3 所示. 其相对差异指数 (relative difference index, *RDI*) 计算如下:

$$RDI = \left| \frac{2(L - R)}{L + R} \right| \times 100\%$$

(11)

其中, *L* 代表左脚的变量值, *R* 代表右脚的变量值.

表 3 步态参数左右脚相对差异指数 *RDI* (%)

训练条件	患者	阶段	步速	摆动相	双支撑相	训练条件	患者	阶段	步速	摆动相	双支撑相
无提示	P1	训练前	78.06	33.89	111.53	视觉提示	P21	训练前	45.98	33.65	12.41
		训练中	89.49	20.07	77.67			训练中	32.46	7.41	6.21
		训练后	81.38	61.80	41.75			训练后	6.17	2.28	6.37
	P2	训练前	59.30	20.80	27.04		P22	训练前	60.03	18.64	1.76
		训练中	44.31	11.73	17.13			训练中	45.97	17.57	0.92
		训练后	60.52	3.53	26.26			训练后	24.19	7.48	13.03
	P3	训练前	55.45	19.07	32.66		P23	训练前	23.91	13.49	15.24
		训练中	53.38	18.83	30.76			训练中	27.30	12.69	7.07
		训练后	64.51	34.59	0.09			训练后	1.01	5.15	11.42
	P4	训练前	94.52	39.30	40.73		P24	训练前	58.96	18.30	23.38
		训练中	122.67	18.73	47.20			训练中	44.78	14.20	14.77
		训练后	95.40	41.35	56.08			训练后	23.14	4.99	24.80
	P5	训练前	66.03	11.43	10.08		P25	训练前	105.02	18.30	62.27
		训练中	83.54	30.79	17.00			训练中	99.17	7.59	36.55
		训练后	78.69	21.21	21.72			训练后	82.85	1.24	44.91
	P6	训练前	35.96	14.96	25.43		P26	训练前	18.76	67.32	129.84
		训练中	38.55	16.43	33.98			训练中	13.05	8.12	80.75
		训练后	37.55	6.84	13.80			训练后	16.80	16.79	49.05
	P7	训练前	81.35	9.30	36.73		P27	训练前	41.52	16.98	24.08
		训练中	85.30	12.29	32.61			训练中	27.34	4.16	41.43
		训练后	77.57	10.09	25.62			训练后	29.31	6.48	41.66
	P8	训练前	62.25	14.90	38.62		P28	训练前	29.35	23.38	21.35
		训练中	98.23	17.69	30.61			训练中	12.06	2.52	100.80
		训练后	64.88	15.37	34.50			训练后	6.27	3.84	18.16
	P9	训练前	78.34	0.91	67.47		P29	训练前	59.45	25.29	91.55
		训练中	81.46	11.35	77.87			训练中	71.29	7.74	113.43
		训练后	72.48	2.83	79.96			训练后	47.40	8.61	6.97
	P10	训练前	76.88	13.54	27.60		P30	训练前	107.69	45.33	69.97
		训练中	80.89	12.48	43.54			训练中	115.63	29.44	82.35
		训练后	82.93	18.32	17.35			训练后	114.46	26.51	70.09
听觉提示	P11	训练前	53.10	13.50	43.96	视听协同提示	P31	训练前	33.94	45.41	48.69
		训练中	42.17	1.84	1.65			训练中	17.66	26.91	35.15
		训练后	19.51	10.17	65.91			训练后	14.83	26.13	15.59
	P12	训练前	51.55	6.96	41.19		P32	训练前	73.48	42.11	120.00
		训练中	37.02	2.62	4.39			训练中	44.48	9.30	19.25
		训练后	40.24	6.34	1.64			训练后	46.65	25.85	5.28

表 3 步态参数左右脚相对差异指数 *RDI* (%) (续)

训练条件	患者	阶段	步速	摆动相	双支撑相	训练条件	患者	阶段	步速	摆动相	双支撑相
听觉提示	P13	训练前	31.37	22.43	42.03	视听协同提示	P33	训练前	104.21	34.19	24.86
		训练中	22.79	3.85	50.54			训练中	78.17	5.08	3.24
		训练后	24.64	2.59	34.02			训练后	92.92	23.03	5.32
	P14	训练前	67.25	37.66	64.38		P34	训练前	78.67	7.22	42.08
		训练中	38.05	11.10	6.32			训练中	40.72	10.93	21.33
		训练后	51.82	20.11	6.09			训练后	46.53	9.41	14.22
	P15	训练前	28.43	22.05	90.37		P35	训练前	44.35	25.86	34.73
		训练中	5.15	8.30	4.40			训练中	44.92	1.67	3.52
		训练后	17.70	8.92	0.56			训练后	37.43	6.14	15.91
	P16	训练前	62.53	16.55	45.44		P36	训练前	49.25	17.19	18.97
		训练中	24.72	0.76	4.39			训练中	32.38	10.28	0.37
		训练后	28.57	1.17	64.58			训练后	31.17	9.12	1.62
	P17	训练前	90.48	45.81	92.94		P37	训练前	59.36	26.80	32.50
		训练中	70.83	22.81	130.82			训练中	25.71	20.19	20.46
		训练后	71.09	25.02	141.41			训练后	17.53	16.99	19.31
	P18	训练前	37.97	31.85	20.56		P38	训练前	74.43	34.98	99.44
		训练中	15.86	12.39	10.46			训练中	53.94	11.25	36.70
		训练后	25.22	22.37	7.04			训练后	51.60	2.11	43.92
	P19	训练前	35.26	36.81	134.80		P39	训练前	50.37	23.67	56.65
		训练中	17.48	12.43	9.26			训练中	32.67	8.89	14.57
		训练后	34.60	15.84	34.87			训练后	24.34	2.38	13.77
	P20	训练前	26.45	45.89	64.12		P40	训练前	105.36	32.36	80.90
		训练中	19.32	23.86	33.44			训练中	84.32	17.04	52.49
		训练后	25.48	32.26	45.03			训练后	63.61	13.04	39.57

在步速方面, 视听协同与听觉提示能够显著降低左右脚步速的相对差异, 但听觉提示带来的改善效果会随听觉提示的消失而快速下降. 基线情况下 4 组患者左右脚步速平均差异分别为 68.81%、55.07%、48.44%、67.34%, 说明患者存在行走不对称. 在训练阶段无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示下患者的步速平均相对差异指数分别为 77.78% ($t=1.904, p=0.0893$)、48.90% ($t=-1.864, p=0.0952$)、29.34% ($t=-6.319, p=0.0001$)、45.50% ($t=-6.410, p=0.0001$), 与无提示相比多模态提示能够降低患者步速差异; 在训练后阶段与基线数据相比, 无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示下患者的步速平均相对差异指数分别为 71.59% ($t=1.593, p=0.1456$)、35.16% ($t=-4.139, p=0.0025$)、33.89% ($t=-3.935, p=0.0034$)、42.66% ($t=-6.704, p=0.0001$). 综合两阶段来看, 视听协同的多模态提示能够有效降低步速差异.

在摆动相方面, 视听协同与视觉提示能够显著改善左右脚摆动相差异, 但是视觉提示需要较长时间的学习. 训练阶段与基线数据相比, 无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示下患者的左右脚摆动相平均相对差异指数分别降低 0.77% ($t=-0.212, p=0.8371$)、16.92% ($t=-3.136, p=0.0120$)、17.95% ($t=-8.44, p<0.0001$)、16.83% ($t=-4.725, p=0.0011$); 训练后阶段无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示下患者的左右脚摆动相平均相对差异指数分别降低 3.78% ($t=0.971, p=0.3571$)、19.73% ($t=-4.948, p=0.0008$)、13.47% ($t=-5.993, p=0.0002$)、15.56% ($t=-5.213, p=0.0006$). 训练阶段, 听觉提示对摆动相对称性的改善效果最为显著, 其次是视觉提示和视听协同提示; 训练后阶段, 视觉提示和视听协同提示的改善效果持续性更好, 甚至有所增强, 而听觉提示的改善效果下降.

在双支撑相方面, 视听协同提示显著改善患者左右脚的双支撑相差异, 且表现出更长的改善持续时间. 训练阶段无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示下患者的双支撑相平均相对差异指数分别为 40.84% ($t=-0.201$,

$p=0.838$)、48.43% ($t=0.302, p=0.7696$)、25.57% ($t=-2.633, p=0.0272$)、20.71% ($t=-4.035, p=0.0029$), 视听协同提示对双支撑相对对称性的改善效果最为显著, 其次是听觉提示; 在训练后阶段, 无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示下患者的双支撑相平均相对差异指数分别为 31.71% ($t=-1.253, p=0.2419$)、28.64% ($t=-1.448, p=0.1816$)、40.11% ($t=-1.557, p=0.1538$)、17.45% ($t=-4.05, p=0.0029$), 视听协同提示的改善效果得到了更好的保持, 并再次显示出统计学显著性, 听觉提示组的改善效果则有所下降。

总体而言, 视听协同的多模态提示在改善步态参数差异, 且这种效果在训练后阶段得以保持. 这可能与多模态信息能够提供更丰富、更全面的步态提示有关. 视觉信息提供了空间参考, 帮助患者纠正步态的空间参数; 听觉信息则提供了节奏和时间上的指导, 有助于调节步态的时间参数. 两者通过互补和协同作用, 增强了患者对步态控制的感知和认知, 促进了步态模式的改善, 从而实现更持久、更显著的改善效果。

4.1.2 视听协同提示对步态对称性的影响

在对步态参数差异影响的基础上, 本文进一步分析了多模态提示对步态总体对称性的影响作用, 分别计算了视听协同提示组与对照组在不同阶段的步态对称性 (gait symmetry, GS), 结果如图 5 所示. 步态对称性计算如下:

$$GS = 100\% - \frac{\sum_{i=1}^n \left| \frac{2(L_i - R_i)}{L_i + R_i} \right|}{n} \times 100\% \quad (12)$$

其中, n 为时空参数的数量, L_i 和 R_i 分别为第 i 个变量左右脚的值。

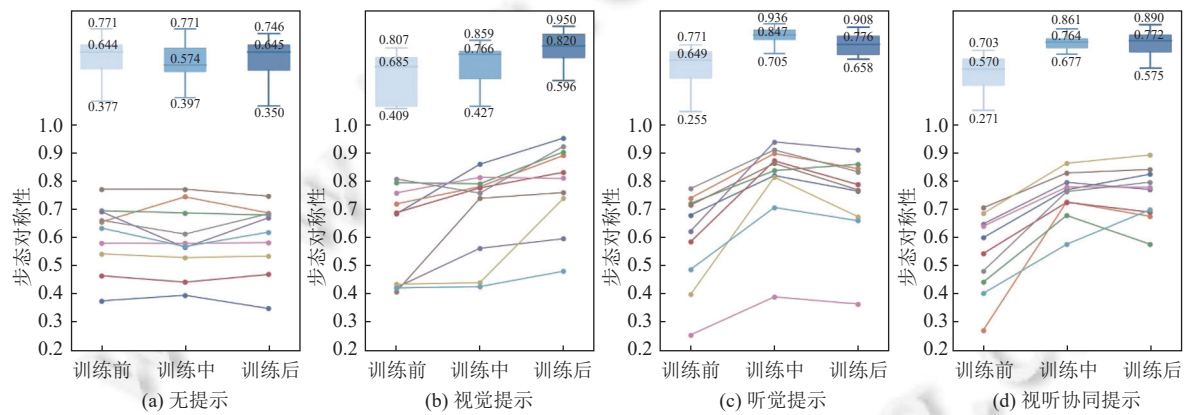


图 5 不同模态提示下步态对称性变化情况

综合而言, 在有提示的情况下, 患者的步态对称性呈现显著的上升趋势, 视听协同提示在训练阶段和训练后阶段都表现出显著的改善. 与基线数据相比, 在训练阶段, 无提示组患者的步态对称性平均改善-1.768% ($t=-0.993, p=0.3466$), 未显示出统计学上的显著改善; 视觉提示组步态对称性平均改善 8.017% ($t=2.284, p=0.048$), 达到了统计学显著性; 听觉提示组和视听协同提示组步态对称性平均改善 20.656% ($t=6.526, p=0.0001$) 和 20.776% ($t=6.703, p=0.0001$), 显示出显著的改善; 这些结果表明, 与无提示相比, 多模态提示 (视觉、听觉、视听协同) 能够显著改善患者的步态对称性, 其中视听协同的多模态提示改善效果更加显著。

在训练后阶段, 无提示组患者的步态对称性平均改善-0.495% ($t=-0.778, p=0.4566$), 仍未显示出统计学上的显著改善; 视觉提示组、听觉提示组以及视听协同提示组患者的步态对称性平均改善 17.379% ($t=5.403, p=0.0004$)、14.862% ($t=5.610, p=0.0003$)、21.157% ($t=6.943, p=0.0001$), 显示出显著的改善. 与训练阶段相比, 视觉提示和视听协同提示在训练后阶段维持了甚至增强了其改善效果, 而听觉提示的改善效果则有所下降. 视听协同提示具有更迅速、更持久的改善效果, 而视觉提示需要更长的训练时间, 听觉提示的效果可能随提示的消失减弱. 综合来看, 多模态提示, 特别是视听协同提示, 是改善患者步态对称性的有效干预手段。

从个体角度来看, 不同提示组患者的步态对称性变化呈现出不同的模式, 但视听协同提示能够更好地帮助患者改善步态模式, 并且从训练后 5 min 的表现来看, 视听协同的模式下步态改善效果更持久. 无提示组患者的步态

对称性基本保持不变,甚至由于疲劳等因素的影响,大部分患者在训练过程中表现出轻微的下陷趋势。尽管有两位患者在训练过程中出现了轻微的改善,但这种改善在训练结束后迅速消失,恢复到初始状态。这表明在没有外部提示的情况下,患者难以自主改善步态对称性。

视觉提示组患者的步态对称性总体上呈现出持续改善的趋势。这表明视觉提示能够有效地引导患者调整步态。然而,患者通常需要花费更多的时间去学习和跟随视觉提示,这可能与视觉信息的处理速度和个体差异有关。值得注意的是,即使训练结束后,视觉提示带来的改善效果仍然得到了一定程度的保留,说明视觉提示有助于患者学习和记忆步态调整策略。

听觉提示组在训练过程中,该组患者的步态对称性表现出较快的改善速度,这表明患者能够快速响应听觉提示。然而,当听觉提示消失后,改善效果明显降低。这说明听觉提示虽然能够快速引导患者调整步态,但其效果的持久性相对较弱,患者可能过度依赖外部听觉提示,而自身控制和记忆步态调整的能力有限。

视听协同组大部分患者的步态对称性呈现出持续上升的趋势。这得益于视听多模态信息的协同作用,这种协同作用能够更全面地引导患者,帮助他们快速理解提示并做出相应的步态调整。更重要的是,即使在无提示的情况下,这种改善效果仍然得到了最好的保留。这表明视听协同提示不仅能够有效引导患者,还能促进患者对步态调整策略的学习和记忆,从而实现更持久的效果。

综合而言,个体层面的分析进一步证实了组间比较的结果:无提示难以引起患者步态对称性的改变;视觉提示和视听协同提示能够引导患者学习和记忆步态调整策略,并产生相对持久的改善效果;听觉提示虽然起效快,但持久性较差;视听协同提示通过多模态信息的协同作用,在改善效果和持久性方面均表现出优势。

4.2 不同模态提示对病患侧步态参数的影响

为了进一步分析多模态提示给患者带来的影响,尤其是对运动缓慢、单侧肢体拖曳等典型症状的改善作用,本文以步速(反映运动缓慢程度)、摆动相和双支撑相(共同反映肢体拖曳程度)等指标为代表,探讨了在不同模态提示下,病患侧步态参数在各阶段的变化情况。

4.2.1 不同模态提示对病患侧步速影响效果

在运动缓慢改善方面,本文首先计算了视听协同提示组与对照组在不同阶段病患侧的步速,结果如后文图6所示。不同模态提示对病患侧步速的改善效果存在差异。视听协同提示的改善效果最为显著且持续性最好,其次是听觉提示,视觉提示的效果在训练后阶段才显现且相对较弱。与基线情况相比,训练阶段无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示这4组患者病患侧步速平均提升-14.441% ($t=-3.342$, $p=0.0086$), 8.839% ($t=2.043$, $p=0.0714$), 27.834% ($t=9.451$, $p=0.0001$), 33.924% ($t=6.696$, $p=0.0001$)。训练后阶段无提示、视觉提示、听觉提示以及视听协同提示这4组患者病患侧步速平均提升-9.763% ($t=-3.993$, $p=0.0086$), 21.341% ($t=3.107$, $p=0.0126$), 18.026% ($t=4.761$, $p=0.0010$), 36.433% ($t=7.453$, $p<0.0001$)。

在无提示情况下,患者病患侧步速在训练阶段出现了下降趋势,但在训练后阶段有所回升,但仍略低于基线水平。这可能与疲劳带来的患者自身状态波动有关,也能说明单纯依靠患者自身进行步态改善的效果有限且不稳定。在视觉提示下,病患侧步速在训练阶段和训练后阶段均有所提升,但提升幅度相对较小。训练后阶段的提升幅度略大于训练阶段,且 p 值更小,说明视觉提示对步速的改善效果具有持续性,但需要较长时间的适应。在听觉提示下,病患侧步速在训练阶段显著提升,且提升幅度较大。训练后阶段的提升幅度有所下降,说明听觉提示对步速的改善效果显著,但持续性略差。在视听协同提示下,病患侧步速在训练阶段和训练后阶段均显著提升,且提升幅度最大。训练后阶段的提升幅度进一步增大,且 p 值进一步减小,说明视听协同提示对步速的改善效果最为显著且持续性最好。综合来看,在PD患者步态康复训练中,提供适当的提示,尤其是多模态提示,可以有效提高患者的步行速度,改善其步态表现。

4.2.2 不同模态提示对病患侧摆动相与双支撑相影响

在异常步态改善方面,本文以摆动相和双支撑相的变化为代表进行分析,因为这两个参数在步态周期中具有重要的生理意义,分别反映了下肢摆动和支撑阶段的时间分配,是评估步态异常的重要指标。视听协同提示组与对

照组在不同阶段病患侧的摆动相与双支撑相变化如图 7 和图 8 所示. 由于个体化差异较大, 本文采用相对比例进行分析, 通过对比摆动相与双支撑相在步态周期中的比例, 对步态模式进行探讨.

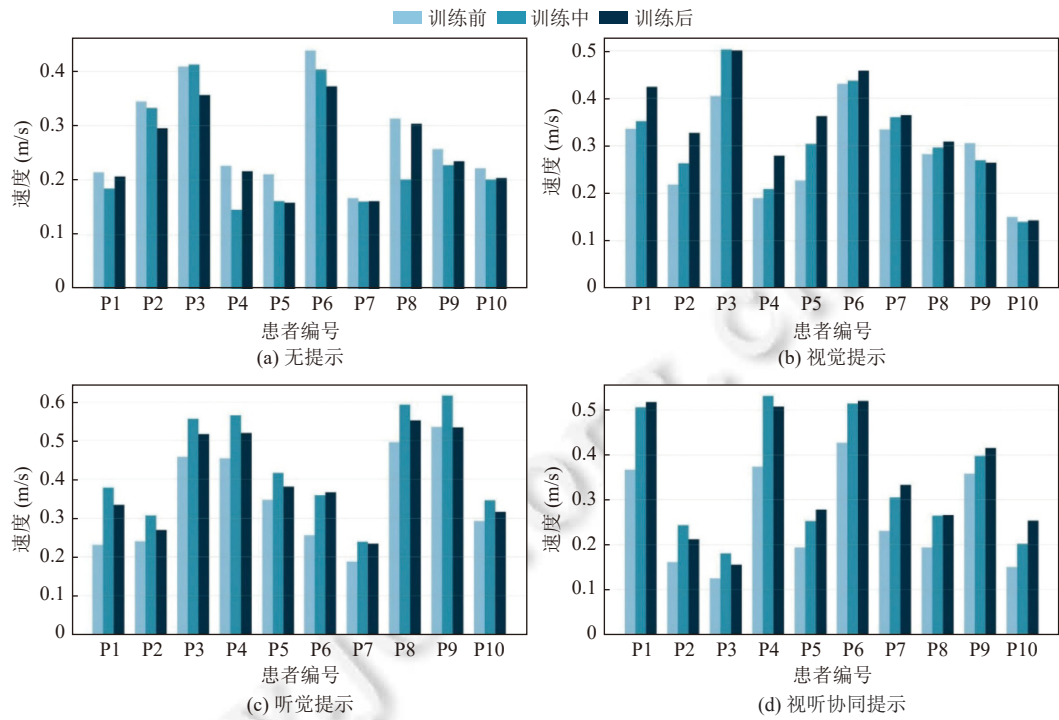


图 6 不同模态提示下病患侧步速变化情况

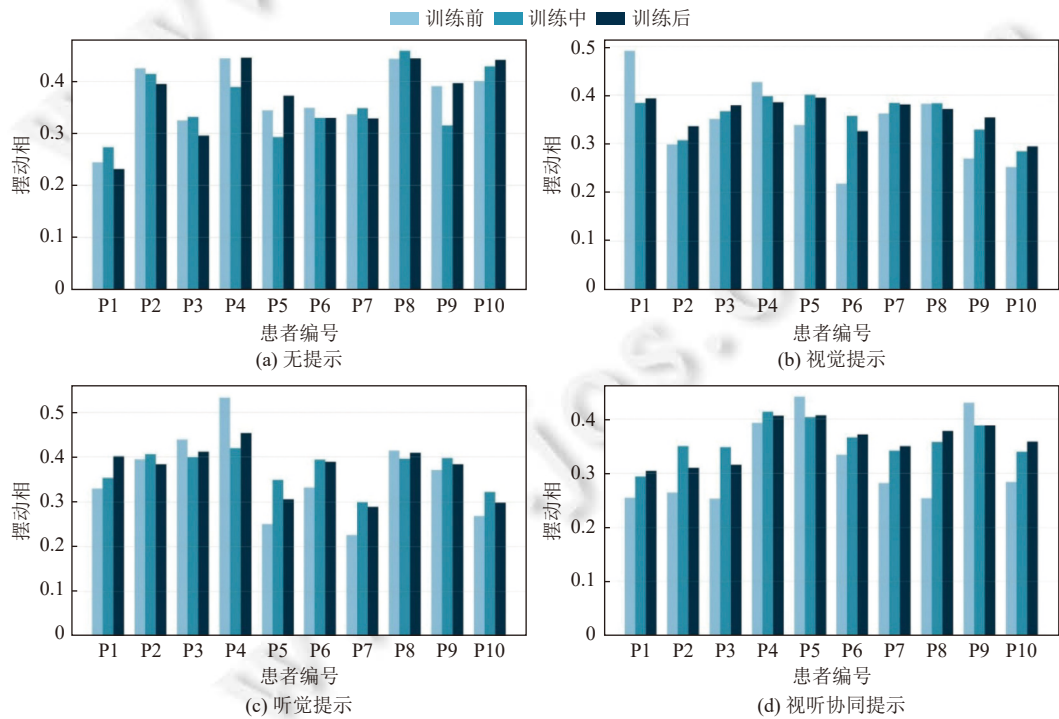


图 7 不同模态提示下病患侧摆动相变化情况

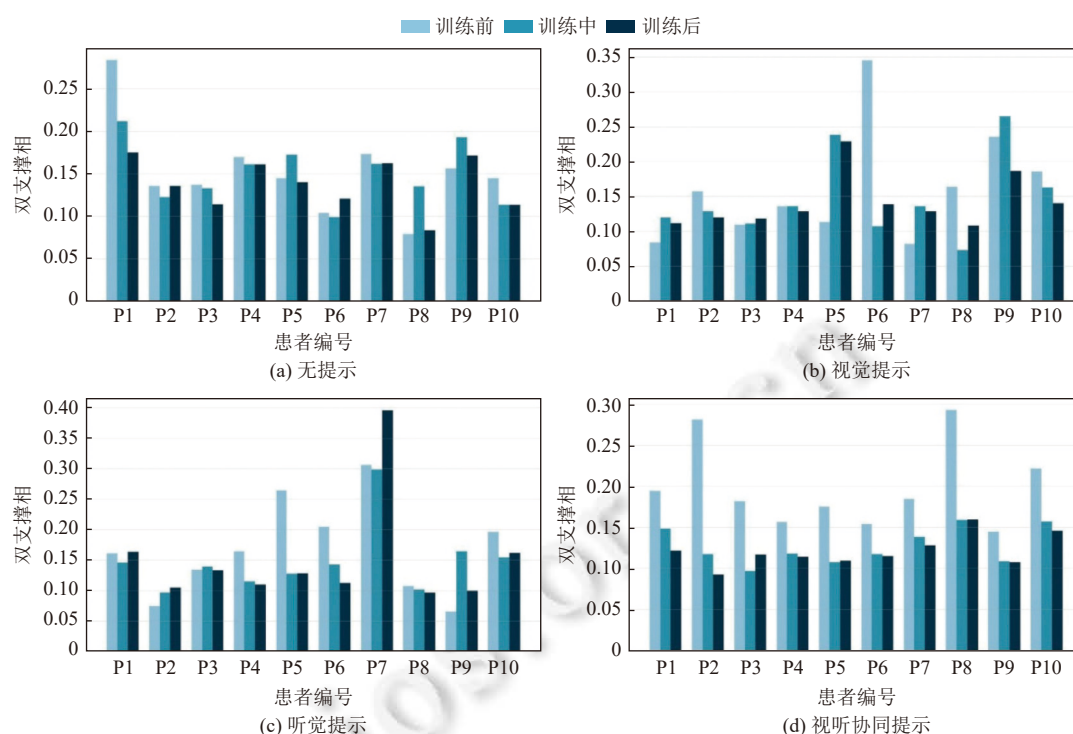


图8 不同模态提示下病患侧双支撑相变化情况

总体而言, 视听协同提示优于单一模态, 视听协同提示能够增强步态稳定性, 并且从训练后的数据来看视听协同提示模式下改善的持续效果更优. 在无提示情况下, 患者病患侧摆动相和双支撑相变化幅度较小, 说明自行训练很难带来步态模式的改变. 在视觉提示下, 患者拖曳步态带来的摆动相和双支撑相异常得到改善, 特别是在训练后阶段, 患者病患侧的摆动相 (平均 36.118%) 和双支撑相 (平均 14.074%) 处于一个相对均衡的水平, 步行模式趋于正常化. 在听觉提示下, 患者病患侧的摆动相 (平均 37.319%) 和双支撑相 (平均 14.842%) 在训练阶段得到较为明显的改善, 但是训练后阶段呈现向基线状态回落的趋势. 这表明听觉提示对步态模式的改善效果在失去提示后有所减弱, 其长期效果可能不如视觉提示. 在视听协同提示下, 患者在训练阶段的摆动相和双支撑相平均为 35.950% 和 12.652%, 其中双支撑相的降低说明步态稳定性增强, 患者能更快地做出反应, 适应步行环境的变化; 在训练后阶段摆动相和双支撑相平均为 35.803% 和 12.077%, 说明多模态提示使得改善效果得到更好的保留, 且效果优于单一模态提示.

5 讨论

对于 PD 患者而言, 由于基底节功能受损, 其内部时间感知和节律处理能力显著下降, 而视听协同提示能够补偿受损的内部时间系统, 重新校准运动感觉反馈信号, 从而改善步态控制. 本文面向感官的协同作用, 构建了视听协同提示生成框架, 将用户步态数据转化为多模态提示; 搭建了交互式干预训练系统, 实现了用户感知与多模态提示生成的交互式迭代. 本文在首都医科大学附属北京友谊医院神经内科门诊进行了为期 2 个月的临床招募, 共招募到 40 名早期 PD 患者. 实验结果表明与基线相比, 训练阶段及结束后, 视听协同提示组在步态对称性 (训练后提高 21.157%, $p < 0.0001$) 和病患侧步速 (训练后提高 36.433%, $p < 0.0001$) 方面均表现出最大且显著的改善, 且效果在训练后得到保持, 验证了多模态提示在康复训练中的积极作用, 促进了多模态人机交互技术在医疗领域的应用.

本文结果表明, 基于外部提示的训练可以有效改善 PD 患者的步态表现, 这与既往研究结果一致. 本文进一步对比分析了视听两种模态提示的差异及其协同作用, 发现多模态提示在改善 PD 患者步态方面优于单一模态提示.

这为 PD 患者的步态康复训练提供了新的思路,即通过结合不同模态的提示,可以更有效地促进患者的步态改善。同样也表明在设计步态康复训练方案时,需要考虑不同模态提示的特点及其相互作用。通过与患者进行沟通交流,我们发现听觉提示能够快速诱导患者做出行动,这可能与其直接作用于患者的节奏感和运动控制中枢有关。然而,患者也反映听觉提示的旋律与节奏难以记忆。相比之下,视觉提示虽然需要较长时间的学习和跟随,但一旦掌握后,患者能够很好地记忆并应用。有趣的是,视听协同提示在初始阶段能够通过音乐帮助患者理解视觉提示,并通过理解视觉提示帮助记忆音乐旋律,从而起到协同作用。这种协同作用可能是因为视听信息的同时输入,可以更好地激活大脑的多个区域,从而促进学习和记忆。此外,视听协同提示也可能通过提供更丰富的感官信息,增强患者的感知能力,从而提高训练效果。

值得注意的是,在干预训练实验结束后,多位参与者表达了对本研究所采用干预系统的强烈期待和积极反馈。帕金森病患者在得知病情后,可能会产生负面的自我暗示,这种现象在帕金森病患者中普遍存在,许多患者在确诊后由于过度的心理暗示而出现非病理性的运动症状加重。此外,一些患者报告称在疾病早期阶段医生不建议服药,但他们迫切希望能够采取措施延缓疾病进展。本研究所搭建的干预训练系统通过提供即时的步态反馈和指导,能够帮助他们改善运动模式,这是他们在自行锻炼过程中难以意识到的。这些积极的反馈表明,该干预系统不仅具有改善步态的潜力,还可能对患者的心理状态产生积极影响,从而提高他们的生活质量。

虽然本文验证了多模态提示在短期内能够改善 PD 患者的步态表现,但尚缺乏对长时间、多次提示训练效果的探索。此外,由于时间限制,本研究仅分析了训练结束后 5 min 患者的步态变化,而缺乏对更长时间间隔后步态变化的追踪分析。为了更全面地评估多模态提示的长期疗效,未来的研究将进一步增加多模态提示下的训练次数,并延长观察时间,分析患者在多次训练后以及不同时间间隔下的步态变化情况,从而深入探讨多模态提示带来的长期改善效果及其残留效应。

6 总 结

本文探索了基于用户步态数据生成视听协同提示用于早期 PD 患者步态训练的可行性,构建了视听协同提示生成框架,提出了针对早期 PD 患者步态障碍的个性化训练方法。该方法通过感知用户步态信息,生成多模态提示信息,并通过用户步态表现与多模态提示的匹配情况,动态更新多模态提示信息,进而引导患者调整步态模式,从而达到改善步态的效果。实验结果表明,基于用户步态数据生成多模态提示,通过提供多感官信息,能够有效改善患者步态表现。本文所提出的基于视听协同的交互式步态干预方法为 PD 患者的治疗提供了新的思路,有望在未来的临床治疗以及居家康复中发挥重要作用。该方法的核心技术组件可以迁移至多种运动障碍疾病,在运动障碍疾病群中具有普适性价值。

References

- [1] Schalkamp AK, Peall KJ, Harrison NA, Sandor C. Wearable movement-tracking data identify Parkinson's disease years before clinical diagnosis. *Nature Medicine*, 2023, 29(8): 2048–2056. [doi: [10.1038/s41591-023-02440-2](https://doi.org/10.1038/s41591-023-02440-2)]
- [2] Pagano G, Taylor KI, Anzures Cabrera J, Simuni T, Marek K, Postuma RB, Pavese N, Stocchi F, Brockmann K, Svoboda H, Trundell D, Monnet A, Doody R, Fontoura P, Kerchner GA, Brundin P, Nikolcheva T, Bonni A. Prasinezumab slows motor progression in rapidly progressing early-stage Parkinson's disease. *Nature Medicine*, 2024, 30(4): 1096–1103. [doi: [10.1038/s41591-024-02886-y](https://doi.org/10.1038/s41591-024-02886-y)]
- [3] Wang J, Wu JJ, Chang Y, Chen L, Chen QS, Chen WJ, Ge L, Lin Y, Liu CF, Liu FT, Liu XD, Lü W, Shang HF, Wang H, Zhu XD. The bluebook for Parkinsonian disorders in China. *Chinese Journal of Clinical Neurosciences*, 2024, 32(S1): 1–41 (in Chinese with English abstract).
- [4] Liu YW, Jiao M, Wang Y, Ma AN. Burden of Parkinson's disease in China, 1990–2019. *Disease Surveillance*, 2024, 39(3): 363–368 (in Chinese with English abstract). [doi: [10.3784/jbjc.202305190234](https://doi.org/10.3784/jbjc.202305190234)]
- [5] Meira B, Lhommée E, Schmitt E, Klinger H, Bichon A, Péliissier P, Anheim M, Tranchant C, Fraix V, Meoni S, Durif F, Houeto JL, Azulay JP, Moro E, Thobois S, Krack P, Castrioto A. Early Parkinson's disease phenotypes tailored by personality, behavior, and motor symptoms. *Journal of Parkinson's Disease*, 2022, 12(5): 1665–1676. [doi: [10.3233/JPD-213070](https://doi.org/10.3233/JPD-213070)]
- [6] Vijiaratnam N, Simuni T, Bandmann O, Morris HR, Foltynie T. Progress towards therapies for disease modification in Parkinson's

- disease. *The Lancet Neurology*, 2021, 20(7): 559–572. [doi: [10.1016/S1474-4422\(21\)00061-2](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(21)00061-2)]
- [7] de Bie RMA, Clarke CE, Espay AJ, Fox SH, Lang AE. Initiation of pharmacological therapy in Parkinson's disease: When, why, and how. *The Lancet Neurology*, 2020, 19(5): 452–461. [doi: [10.1016/S1474-4422\(20\)30036-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(20)30036-3)]
 - [8] Omberg L, Chaibub Neto E, Perumal TM, Pratap A, Tediarto A, Adams J, Bloem BR, Bot BM, Elson M, Goldman SM, Kellen MR, Kiebertz K, Klein A, Little MA, Schneider R, Suver C, Tarolli C, Tanner CM, Trister AD, Wilbanks J, Dorsey ER, Mangravite LM. Remote smartphone monitoring of Parkinson's disease and individual response to therapy. *Nature Biotechnology*, 2022, 40(4): 480–487. [doi: [10.1038/s41587-021-00974-9](https://doi.org/10.1038/s41587-021-00974-9)]
 - [9] Cregg JM, Sidhu SK, Leiras R, Kiehn O. Basal ganglia-spinal cord pathway that commands locomotor gait asymmetries in mice. *Nature Neuroscience*, 2024, 27(4): 716–727. [doi: [10.1038/s41593-024-01569-8](https://doi.org/10.1038/s41593-024-01569-8)]
 - [10] Mirelman A, Bonato P, Camicioli R, Ellis TD, Giladi N, Hamilton JL, Hass CJ, Hausdorff JM, Pelosin E, Almeida QJ. Gait impairments in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, 2019, 18(7): 697–708. [doi: [10.1016/S1474-4422\(19\)30044-4](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(19)30044-4)]
 - [11] Cabreira V, Soares-da-Silva P, Massano J. Contemporary options for the management of motor complications in Parkinson's disease: Updated clinical review. *Drugs*, 2019, 79(6): 593–608. [doi: [10.1007/s40265-019-01098-w](https://doi.org/10.1007/s40265-019-01098-w)]
 - [12] Gao C, Liu J, Tan YY, Chen SD. Freezing of gait in Parkinson's disease: Pathophysiology, risk factors and treatments. *Translational Neurodegeneration*, 2020, 9(1): 12. [doi: [10.1186/s40035-020-00191-5](https://doi.org/10.1186/s40035-020-00191-5)]
 - [13] Azulay JP, Mesure S, Amblard B, Blin O, Sangla I, Pouget J. Visual control of locomotion in Parkinson's disease. *Brain*, 1999, 122(1): 111–120. [doi: [10.1093/brain/122.1.111](https://doi.org/10.1093/brain/122.1.111)]
 - [14] Baugher B, Szweczyk N, Liao J. Augmented reality cueing for freezing of gait: Reviewing an emerging therapy. *Parkinsonism & Related Disorders*, 2023, 116: 105834. [doi: [10.1016/j.parkreldis.2023.105834](https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2023.105834)]
 - [15] Braunlich K, Seger CA, Jentink KG, Buard I, Kluger BM, Thaut MH. Rhythmic auditory cues shape neural network recruitment in Parkinson's disease during repetitive motor behavior. *The European Journal of Neuroscience*, 2019, 49(6): 849–858. [doi: [10.1111/ejn.14227](https://doi.org/10.1111/ejn.14227)]
 - [16] Sweeney D, ÓLaighin G, Richardson M, Meskell P, Rosenthal L, McGeough A, Cunningham AL, Quinlan LR. Effect of auditory, visual and somatosensory cueing strategies on on-state freezing of gait in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 2020, 77: 1–4. [doi: [10.1016/j.parkreldis.2020.06.010](https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2020.06.010)]
 - [17] Anguera JA, Boccanfuso J, Rintoul JL, Al-Hashimi O, Faraji F, Janowich J, Kong E, Larraburo Y, Rolle C, Johnston E, Gazzaley A. Video game training enhances cognitive control in older adults. *Nature*, 2013, 501(7465): 97–101. [doi: [10.1038/nature12486](https://doi.org/10.1038/nature12486)]
 - [18] Kaminsky TA, Dudgeon BJ, Billingsley FF, Mitchell PH, Weghorst SJ. Virtual cues and functional mobility of people with Parkinson's disease: A single-subject pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2007, 44(3): 437–448. [doi: [10.1682/jrrd.2006.09.0109](https://doi.org/10.1682/jrrd.2006.09.0109)]
 - [19] Janssen S, Bolte B, Nonnekes J, Bittner M, Bloem BR, Heida T, Zhao Y, van Wezel RJA. Usability of three-dimensional augmented visual cues delivered by smart glasses on (freezing of) gait in Parkinson's disease. *Frontiers in Neurology*, 2017, 8: 279. [doi: [10.3389/fneur.2017.00279](https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00279)]
 - [20] Thaut MH, McIntosh GC, Hoemberg V. Neurobiological foundations of neurologic music therapy: Rhythmic entrainment and the motor system. *Frontiers in Psychology*, 2015, 5: 1185. [doi: [10.3389/fpsyg.2014.01185](https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01185)]
 - [21] Qiang W, Du Y, Li XJ, Fan XM, Su W, Chen HB, Sun W, Tian F. Auxiliary diagnosis for Parkinson's disease using multimodel feature analysis. *Ruan Jian Xue Bao/Journal of Software*, 2024, 35(5): 2192–2207 (in Chinese with English abstract). <http://www.jos.org.cn/1000-9825/7028.htm> [doi: [10.13328/j.cnki.jos.007028](https://doi.org/10.13328/j.cnki.jos.007028)]
 - [22] Buatois W, Sriyudthsak M, Sribunruangrit N, Bhidayasiri R. A low-cost intervention for improving gait in Parkinson's disease patients: A cane providing visual cues. *European Geriatric Medicine*, 2012, 3(2): 126–130. [doi: [10.1016/j.eurger.2012.01.006](https://doi.org/10.1016/j.eurger.2012.01.006)]
 - [23] Ahn D, Chung H, Lee HW, Kang K, Ko PW, Kim NS, Park T. Smart gait-aid glasses for Parkinson's disease patients. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 2017, 64(10): 2394–2402. [doi: [10.1109/TBME.2017.2655344](https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2655344)]
 - [24] Awad LN, Jayaraman A, Nolan KJ, Lewek MD, Bonato P, Newman M, Putrino D, Raghavan P, Pohlrig RT, Harris BA, Parker DA, Taylor SR. Efficacy and safety of using auditory-motor entrainment to improve walking after stroke: A multi-site randomized controlled trial of InTandem™. *Nature Communications*, 2024, 15(1): 1081. [doi: [10.1038/s41467-024-44791-5](https://doi.org/10.1038/s41467-024-44791-5)]
 - [25] Green AM, Angelaki DE. Multisensory integration: Resolving sensory ambiguities to build novel representations. *Current Opinion in Neurobiology*, 2010, 20(3): 353–360. [doi: [10.1016/j.conb.2010.04.009](https://doi.org/10.1016/j.conb.2010.04.009)]
 - [26] Botta F, Santangelo V, Raffone A, Sanabria D, Lupiáñez J, Belardinelli MO. Multisensory integration affects visuo-spatial working memory. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 2011, 37(4): 1099–1109. [doi: [10.1037/a0023513](https://doi.org/10.1037/a0023513)]
 - [27] Stein BE, Stanford TR. Multisensory integration: Current issues from the perspective of the single neuron. *Nature Reviews Neuroscience*,

- 2008, 9(4): 255–266. [doi: [10.1038/nrn2331](https://doi.org/10.1038/nrn2331)]
- [28] Bryant MS, Rintala DH, Lai EC, Protas EJ. A pilot study: Influence of visual cue color on freezing of gait in persons with Parkinson's disease. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2010, 5(6): 456–461. [doi: [10.3109/17483107.2010.495815](https://doi.org/10.3109/17483107.2010.495815)]
 - [29] Donovan S, Lim C, Diaz N, Browner N, Rose P, Sudarsky LR, Tarsy D, Fahn S, Simon DK. Laserlight cues for gait freezing in Parkinson's disease: An open-label study. *Parkinsonism & Related Disorders*, 2011, 17(4): 240–245. [doi: [10.1016/j.parkreldis.2010.08.010](https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2010.08.010)]
 - [30] Zhao Y, Nonnekes J, Storcken EJM, Janssen S, van Wegen EEH, Bloem BR, Dorresteyn LDA, van Vugt JPP, Heida T, van Wezel RJA. Feasibility of external rhythmic cueing with the Google Glass for improving gait in people with Parkinson's disease. *Journal of Neurology*, 2016, 263(6): 1156–1165. [doi: [10.1007/s00415-016-8115-2](https://doi.org/10.1007/s00415-016-8115-2)]
 - [31] Tang L, Gao C, Wang D, Liu A, Chen S, Gu D. Rhythmic laser cue is beneficial for improving gait performance and reducing freezing of turning in Parkinson's disease patients with freezing of gait. *Int'l Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 2017, 10(12): 16802–16808.
 - [32] Barthel C, Nonnekes J, van Helvert M, Haan R, Janssen A, Delval A, Weerdesteyn V, Debû B, van Wezel R, Bloem BR, Ferraye MU. The laser shoes: A new ambulatory device to alleviate freezing of gait in Parkinson disease. *Neurology*, 2018, 90(2): e164–e171. [doi: [10.1212/WNL.0000000000004795](https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000004795)]
 - [33] Garcia-Casares N, Martín-Colom JE, Garcia-Arnés JA. Music therapy in Parkinson's disease. *Journal of the American Medical Directors Association*, 2018, 19(12): 1054–1062. [doi: [10.1016/j.jamda.2018.09.025](https://doi.org/10.1016/j.jamda.2018.09.025)]
 - [34] Raglio A. Music therapy interventions in Parkinson's disease: The state-of-the-art. *Frontiers in Neurology*, 2015, 6: 185. [doi: [10.3389/fneur.2015.00185](https://doi.org/10.3389/fneur.2015.00185)]
 - [35] Cancela J, Moreno EM, Arredondo MT, Bonato P. Designing auditory cues for Parkinson's disease gait rehabilitation. In: *Proc. of the 36th Annual Int'l Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Chicago: IEEE, 2014. 5852–5855.
 - [36] Gondo E, Mikawa S, Hayashi A. Using a portable gait rhythmogram to examine the effect of music therapy on Parkinson's disease-related gait disturbance. *Sensors*, 2021, 21(24): 8321. [doi: [10.3390/s21248321](https://doi.org/10.3390/s21248321)]
 - [37] Harrison EC, McNeely ME, Earhart GM. The feasibility of singing to improve gait in Parkinson disease. *Gait & Posture*, 2017, 53: 224–229. [doi: [10.1016/j.gaitpost.2017.02.008](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.02.008)]
 - [38] Lee A, Hellmers N, Vo M, Wang F, Popa P, Barkan S, Patel D, Campbell C, Henchcliffe C, Sarva H. Can Google Glass™ technology improve freezing of gait in Parkinsonism? A pilot study. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2023, 18(3): 327–332. [doi: [10.1080/17483107.2020.1849433](https://doi.org/10.1080/17483107.2020.1849433)]
 - [39] Shahraki M, Sohrabi M, Taheri Torbati HR, Nikkha K, NaeimiKia M. Effect of rhythmic auditory stimulation on gait kinematic parameters of patients with multiple sclerosis. *Journal of Medicine and Life*, 2017, 10(1): 33–37.
 - [40] Mainka S, Wissel J, Völler H, Evers S. The use of rhythmic auditory stimulation to optimize treadmill training for stroke patients: A randomized controlled trial. *Frontiers in Neurology*, 2018, 9: 755. [doi: [10.3389/fneur.2018.00755](https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00755)]
 - [41] Suh JH, Han SJ, Jeon SY, Kim HJ, Lee JE, Yoon TS, Chong HJ. Effect of rhythmic auditory stimulation on gait and balance in hemiplegic stroke patients. *NeuroRehabilitation*, 2014, 34(1): 193–199. [doi: [10.3233/NRE-131008](https://doi.org/10.3233/NRE-131008)]
 - [42] Thaut MH, Rice RR, Braun Janzen T, Hurt-Thaut CP, McIntosh GC. Rhythmic auditory stimulation for reduction of falls in Parkinson's disease: A randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation*, 2019, 33(1): 34–43. [doi: [10.1177/0269215518788615](https://doi.org/10.1177/0269215518788615)]
 - [43] Grahn JA. The role of the basal ganglia in beat perception: Neuroimaging and neuropsychological investigations. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 2009, 1169(1): 35–45. [doi: [10.1111/j.1749-6632.2009.04553.x](https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.2009.04553.x)]
 - [44] Lesicko AMH, Geffen MN. Diverse functions of the auditory cortico-collicular pathway. *Hearing Research*, 2022, 425: 108488. [doi: [10.1016/j.heares.2022.108488](https://doi.org/10.1016/j.heares.2022.108488)]
 - [45] Zaatar MT, Alhakim K, Enayeh M, Tamer R. The transformative power of music: Insights into neuroplasticity, health, and disease. *Brain, Behavior, & Immunity—Health*, 2024, 35: 100716. [doi: [10.1016/j.bbih.2023.100716](https://doi.org/10.1016/j.bbih.2023.100716)]
 - [46] O'Shea IM, Popal HS, Olson IR, Murty VP, Smith DV. Distinct alterations in cerebellar connectivity with substantia nigra and ventral tegmental area in Parkinson's disease. *Scientific Reports*, 2022, 12(1): 3289. [doi: [10.1038/s41598-022-07020-x](https://doi.org/10.1038/s41598-022-07020-x)]
 - [47] Sen S, Kawaguchi A, Truong Y, Lewis MM, Huang X. Dynamic changes in cerebello-thalamo-cortical motor circuitry during progression of Parkinson's disease. *Neuroscience*, 2010, 166(2): 712–719. [doi: [10.1016/j.neuroscience.2009.12.036](https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2009.12.036)]
 - [48] Devlin K, Alshaikh JT, Pantelyat A. Music therapy and music-based interventions for movement disorders. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 2019, 19(11): 83. [doi: [10.1007/s11910-019-1005-0](https://doi.org/10.1007/s11910-019-1005-0)]
 - [49] Colverson A, Barsoum S, Cohen R, Williamson J. Rhythmic musical activities may strengthen connectivity between brain networks associated with aging-related deficits in timing and executive functions. *Experimental Gerontology*, 2024, 186: 112354. [doi: [10.1016/j.exger.2023.112354](https://doi.org/10.1016/j.exger.2023.112354)]

- [50] Schaffert N, Janzen TB, Mattes K, Thaut MH. A review on the relationship between sound and movement in sports and rehabilitation. *Frontiers in Psychology*, 2019, 10: 244. [doi: [10.3389/fpsyg.2019.00244](https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.00244)]

附中文参考文献

- [3] 王坚, 邬剑军, 常颖, 陈玲, 陈奇思, 陈万金, 葛蓝, 林宇, 刘春风, 刘丰韬, 刘学东, 吕文, 商慧芳, 王含, 朱晓冬. 中国帕金森疾病蓝皮书. *中国临床神经科学*, 2024, 32(S1): 1–41.
- [4] 刘永文, 焦敏, 王岩, 马安宁. 1990–2019 年中国帕金森病疾病负担分析. *疾病监测*, 2024, 39(3): 363–368. [doi: [10.3784/jbjc.202305190234](https://doi.org/10.3784/jbjc.202305190234)]
- [21] 强薇, 杜宇, 李信金, 范向民, 苏闻, 陈海波, 孙伟, 田丰. 多模态特征分析的帕金森病辅助诊断方法. *软件学报*, 2024, 35(5): 2192–2207. <http://www.jos.org.cn/1000-9825/7028.htm> [doi: [10.13328/j.cnki.jos.007028](https://doi.org/10.13328/j.cnki.jos.007028)]

作者简介

李信金, 博士生, CCF 学生会会员, 主要研究领域为人机交互.

王文婕, 硕士生, CCF 学生会会员, 主要研究领域为人机交互.

王凯, 硕士生, 主要研究领域为人机交互.

脱厚珍, 博士, 主任医师, 教授, 主要研究领域为帕金森病, 运动障碍性疾病, 不安腿综合征, 脑血管病.

王诗雅, 博士生, 主要研究领域为神经病学.

孙伟, 博士, 副研究员, CCF 专业会员, 主要研究领域为人机交互.

谭小慧, 博士, 教授, 博士生导师, 主要研究领域为人机交互, 虚拟现实.

田丰, 博士, 研究员, 博士生导师, CCF 会士, 主要研究领域为人机交互, 虚拟现实.