

基于双 Kinect V2 数智步态分析系统的可行性及临床整合研究

张世宇 陈国荣 买买提阿布拉·赛买提 徐兴华 张家墅 陈晓雷

【摘要】 目的 开发基于双 Kinect V2 传感器和通用开源软件平台的低成本数智步态分析系统(DKS),评估其用于步态分析的可行性和准确性。**方法** 选择 2022 年 12 月至 2023 年 12 月解放军总医院第一医学中心及新疆维吾尔自治区和田县人民医院确诊的 15 例步态障碍患者(步态障碍组)及 18 例健康志愿者(健康组),以 Right Gait & Posture 步态分析系统(RGP)为“金标准”,采用 Pearson 相关分析探讨 DKS 与 RGP 系统所获步态参数的相关性,Bland-Altman 法计算平均差和 95% 一致性界限、一致性相关系数(CCC)行一致性检验。**结果** 健康组和步态障碍组受试者通过 DKS 系统所获总步速、左侧步速、右侧步速、左侧步频、右侧步频、步幅、左侧步长、右侧步长、双支撑相、摆动相、支撑相与 RGP 系统所获各相应步态参数均呈正相关($r > 0, P < 0.05$)。健康组通过两个系统获取的步态参数平均差的偏差均为小;除双支撑相($CCC = 0.572$)、摆动相($CCC = 0.603$)、支撑相($CCC = 0.569$)外,其余步态参数均显示出较强的一致性($0.712 \leq CCC \leq 0.882$);步态障碍组除总步速、右侧步速、步幅和双支撑相外,其余步态参数平均差的偏差均为小,除双支撑相($CCC = 0.524$)、摆动相($CCC = 0.352$)和支撑相($CCC = 0.421$)外,其余步态参数均显示出较强的一致性($0.716 \leq CCC \leq 0.943$)。**结论** 基于双 Kinect V2 的数智步态分析系统的准确性可基本满足临床需求且成本低、软件易获取、易携带,可协助临床医师在门诊、病房甚至家庭环境下进行步态测试和分析。

【关键词】 步态障碍;神经性; Kinect V2(非 *MeSH* 词); 数字技术; 人工智能; 步态分析; 可行性研究

Feasibility and clinical integration study on low-cost digital gait analysis system based on dual Kinect V2

ZHANG Shi-yu¹, CHEN Guo-rong², MAIMAITIABULA·Saimaiti³, XU Xing-hua¹, ZHANG Jia-shu¹, CHEN Xiao-lei¹

¹Department of Neurosurgery, The First Medical Center of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China

²Department of Neurosurgery, PLA Rocket Force Characteristic Medical Center, Beijing 100088, China

³Department of Neurosurgery, People's Hospital of Hotan County, Hotan District 848000, Xinjiang, China

ZHANG Shi-yu and CHEN Guo-rong contributed equally to the article

Corresponding author: CHEN Xiao-lei (Email: chxlei@mail.sysu.edu.cn)

【Abstract】 Objective To develop a low-cost digit-intelligent gait analysis system based on dual Kinect V2 sensors and universal open-source software platforms (DKS), and to evaluate its feasibility and accuracy for gait analysis. **Methods** A total of 15 patients with gait disorders (gait disorder group) admitted to The First Medical Center of Chinese PLA General Hospital and People's Hospital of Hotan County in Xinjiang and 18 healthy volunteers (healthy group) between December 2022 and December 2023

doi:10.3969/j.issn.1672-6731.2025.03.009

基金项目:国家自然科学基金资助项目(项目编号:82272134)

作者单位:100853 北京,解放军总医院第一医学中心神经外科医学部(张世宇,徐兴华,张家墅,陈晓雷);100088 北京,火箭军特色医学中心神经外科(陈国荣);848000 和田地区,新疆维吾尔自治区和田县人民医院神经外科(买买提阿布拉·赛买提)

张世宇与陈国荣对本文有同等贡献

通讯作者:陈晓雷,Email:chxlei@mail.sysu.edu.cn

were included. With the Right Gait & Posture gait analysis system (RGP) serving as the "gold standard", Pearson correlation analysis was employed to assess the correlation between gait parameters obtained from the DKS system and the RGP system. Bland-Altman analysis was used to calculate mean difference and 95% limits of agreement (95%LoA), while the concordance correlation coefficient (CCC) was applied for concordance evaluation. **Results** Pearson correlation analysis revealed positive correlations between the DKS and RGP systems in both gait disorder group and healthy group for the following gait parameters: velocity, left/right velocity, left/right cadence, stride length, left/right step length, double support phase, swing phase, and stance phase ($r > 0$, $P < 0.05$; for all). Consistency analysis demonstrated that in the healthy group, all gait parameters exhibited mild mean differences between the two systems. Except for the double support phase (CCC = 0.572), swing phase (CCC = 0.603), and stance phase (CCC = 0.569), the remaining parameters showed strong consistency ($0.712 \leq \text{CCC} \leq 0.882$). In the gait disorder group, most parameters (excluding velocity, right velocity, stride length, and double support phase) displayed mild mean differences. Except for the double support phase (CCC = 0.524), swing phase (CCC = 0.352) and stance phase (CCC = 0.421), other parameters demonstrated strong consistency ($0.716 \leq \text{CCC} \leq 0.943$). **Conclusions** The digit-intelligent gait analysis system based on dual Kinect V2 developed in this study can satisfy the clinical accuracy requirements. With its advantages of low cost, easily accessible software, and portability, it can assist clinicians in performing gait testing and analysis in outpatient clinics, hospital wards, and even home settings.

【Key words】 Gait disorders, neurologic; Kinect V2 (not in *MeSH*); Digital technology; Artificial intelligence; Gait analysis; Feasibility studies

This study was supported by the National Natural Science Foundation of China (No. 82272134).

Conflicts of interest: none declared

流行病学研究显示,大多数步态障碍患者均具有年龄相关特点,发病率随年龄增长而逐年升高,尤其是 60 岁以上人群中约有 24% 存在神经源性步态障碍^[1],而在神经系统疾病住院患者中步态障碍发生率更是高达 60%^[2]。神经源性步态障碍与情绪低落和生活质量大幅下降显著相关,甚至可造成跌倒、骨折等不良事件^[3]。步行功能分析是评价步态障碍患者疾病严重程度的重要临床指标,对于痉挛性步态、共济失调步态或帕金森步态等呈现特征性步态变化的神经源性步态障碍患者^[4],通过步态分析可揭示其异常步态变化之特征,协助鉴别诊断、指导治疗及康复训练^[5-6]。既往对步行功能的评价主要采用直接观察、录制视频或量表评估等方法,这些评价方法虽然操作简便,但缺乏量化步态参数的评价指标,重复性差,难以达到全面并精准评价步行功能之临床需求^[7]。随着技术与设备的不断进步与发展,Vicon 光学 3D 运动捕捉系统和 Optotrak Certus 系统等标准化步态分析系统逐渐应用于临床,可对步态障碍患者进行较为全面、精确的数字化步态分析,然而由于价格昂贵、仪器维护繁琐且场地要求复杂等原因,使其临床应用大为受限^[8];而动作捕捉设备 Kinect V2 的推出弥补上述步态分析系统的不足,该系统可以捕捉深度数据、提供人体骨骼 25 个关节点三维位置并形成完整的骨架,同时

基于 Kinect V2 进行相对准确的数字化步态分析,提供量化的步态参数^[9-15],但目前关于 Kinect V2 的临床研究大多采用单一传感器,不仅易造成深度信息的丢失^[14],而且所采用的定制软件亦不利于步态分析结果的推广与应用。基于此,本研究采用整合双 Kinect V2,在通用开源软件基础上组建低成本、高精度、低学习成本的数智动作捕捉与步态分析系统,并以近 1 年解放军总医院第一医学中心及新疆维吾尔自治区和田县人民医院诊断与治疗的 15 例步态障碍患者及 18 例健康志愿者为研究对象,评估双 Kinect V2 数智步态分析系统的可行性及准确性。

对象与方法

一、研究对象

1. 步态障碍组 根据《特发性正常压力脑积水管理指南(第三版)》^[4]、《2022 年自发性脑出血患者管理指南》^[16]、《原发性中枢神经系统血管炎》^[17]、《脊髓空洞症:诊断与管理》^[18]和《周围神经病变》^[19]等临床指南,选择 2022 年 12 月至 2023 年 12 月经解放军总医院第一医学中心神经外科和神经内科以及新疆维吾尔自治区和田县人民医院神经外科确诊且临床资料完整的神经功能障碍致轻至中度步态障碍患者共 15 例,独立行走距离 ≥ 10 m,可听懂简单指令,如直行、转弯等;非神经源性步态障碍病

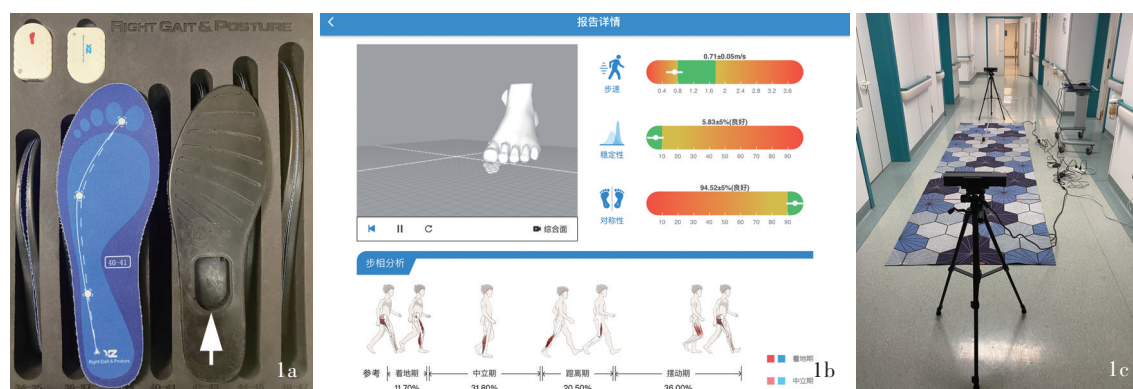


图 1 RGP 和 DKS 系统 1a 微观姿态传感器置于 RGP 系统智能鞋垫(包含不同尺码)底部(箭头所示) 1b RGP 系统的部分步态分析报告 1c DKS 系统包含两台 Kinect V2 传感器、防止反光的地毯及工作电脑,传感器置于距直行道一端 1.50 m 处

Figure 1 The RGP and the DKS system Microscopic posture-sensors are placed at the bottom of the RGP system smart insoles (arrow indicates, Panel 1a). Partial gait analysis report of the RGP system (Panel 1b). The DKS system includes two Kinect V2 sensors located 1.50 m from the straightaway, an anti-reflective carpet and a work computer (Panel 1c).

例不在本研究观察范畴。男性 11 例,女性 4 例;年龄 38 ~ 79 岁,平均(63.38 ± 12.15)岁;身高 158 ~ 189 cm,平均(169.84 ± 8.32)cm;特发性正常压力脑积水 7 例、脑卒中后轻偏瘫 5 例、原发性中枢神经系统血管炎 1 例、脊髓中央管扩张 1 例、周围神经病 1 例。

2. 健康组 选择同期在同一医学中心进行体格检查的健康志愿者共 18 例,成年健康志愿者年龄 18 ~ 45 岁、老年健康志愿者年龄 ≥ 60 岁;可听懂简单指令,如直行、转弯等;排除既往曾患导致步态障碍疾病的患者。男性 10 例,女性 8 例;年龄为 25 ~ 83 岁,平均(50.72 ± 21.49)岁;身高 150 ~ 176 cm,平均(163.61 ± 8.69)cm;成年健康志愿者 9 例,老年健康志愿者 9 例。

本研究经解放军总医院医学伦理委员会审核批准(审批号:S2022-217-02),所有受试者及其家属均对研究内容知情并签署知情同意书。

二、研究方法

1. 数智步态分析系统 采用深圳行正科技有限公司生产的 Medical 3.0 型 Right Gait & Posture 步态分析系统(RGP)和本研究开发的基于双 Kinect V2 和通用开源软件平台的步态分析系统(DKS)同时对受试者进行步态分析。(1)RGP 系统:是一套技术成熟、准确性经过检验的商业化步态及姿势分析系统,内置型微观姿态传感器置于专用智能鞋垫底部,受试者穿戴此鞋垫行走,步态数据可通过蓝牙上传至网络云端算法库进行数据分析,并返回步态

分析电子报告(图 1a, 1b)。以该系统作为步态分析的“金标准”。(2)DKS 系统:基于双 Kinect V2 传感器及 4 款专业性较强软件[iPi Recorder 4.6.5.94(俄罗斯 iPi Soft 公司)、iPi Mocap Studio 4.5.0.249(俄罗斯 iPi Soft 公司)、MotionBuilder2023 23.0.0.21(美国 Autodesk 公司)、Visual 3D 3.21.0(美国 C-Motion 公司)]组建 DKS 系统(图 1c)。借助 iPi Recorder 和 iPi Mocap Studio 软件可以通过双 Kinect V2 传感器以 30 Hz 频率捕捉受试者步态动作完整深度数据,形成包含 23 个关节点三维位置的实时全身骨架模型;为适应 Visual 3D 软件,采用 MotionBuilder2023 软件将上述全身骨架模型从生物视觉层次结构(BVH)格式转换为三维坐标数据(C3D)格式,基于 Visual 3D 软件开发的 7 体节 21 自由度的人体下肢骨骼模型及步态参数计算插件 Pipeline(<https://github.com/ShiyuZhang9832/Dual-Kinect-V2-based-gait-analysis.git>)分析捕捉到的深度数据,计算行走过程中下肢骨骼模型的个体化步态参数(图 2)。受试者同一帧步态在不同软件中格式如图 3 所示。

2. 试验场地及流程 小范围空旷试验场地长度 ≥ 5 m、宽度 ≥ 1.20 m,设置长度 2 m 的直行道,距直行道两端 1.50 m 处各放置 1 台 Kinect V2 传感器于相机三脚架上,要求传感器高 1.00 ~ 1.20 m,向下倾斜 $5^\circ \sim 6^\circ$,使传感器可探测到直行道两端(图 1c, 图 4a)。DKS 系统试验流程如下:(1)手持校准板(50 ~ 60 cm 的正方形纸板,避开四角)立于直行道一端,缓慢绕直行道行走 1 圈,行走过程中保持校准板

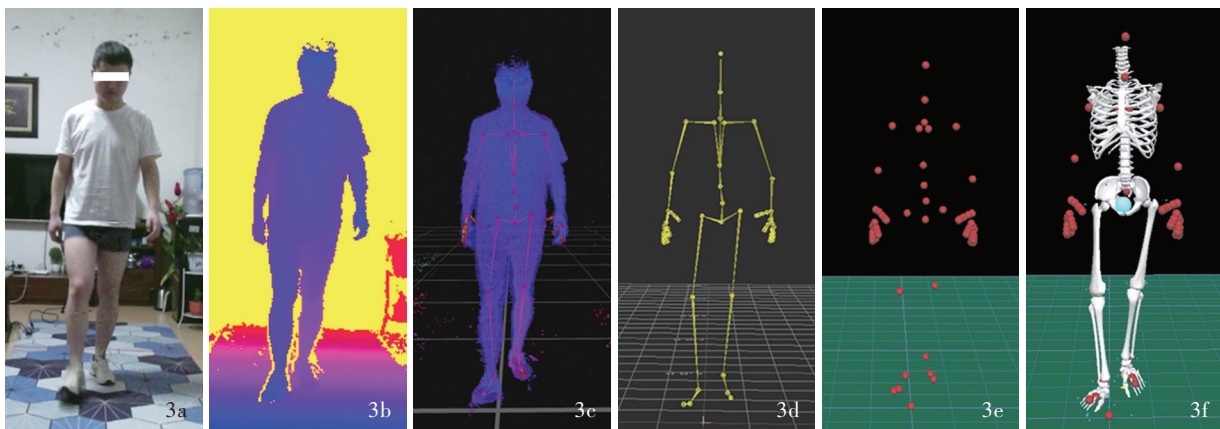
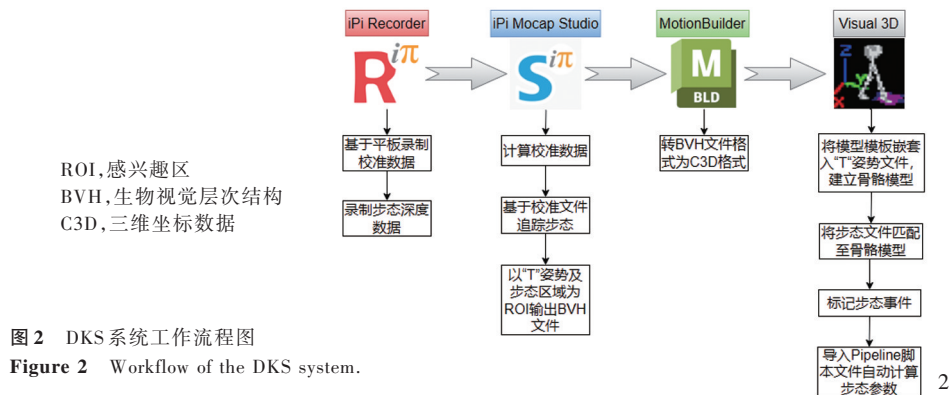
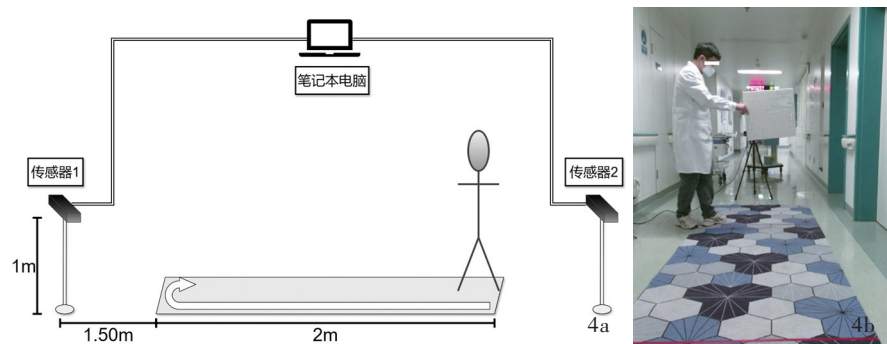


图 3 受试者同一帧步态在不同软件中的格式(扫描二维码可观看步态动作捕捉提示视频) 3a iPi Recorder 软件 RGB 图片 3b iPi Recorder 软件深度数据 3c iPi Mocap Studio 软件双侧深度点云数据及骨架模型 3d MotionBuilder2023 软件 BVH 格式 3e Visual 3D 软件 C3D 格式 3f Visual 3D 软件骨骼模型

Figure 3 Different formats of the same frame gait from a subject RGB picture in iPi Recorder (Panel 3a). Depth information in iPi Recorder (Panel 3b). Fusion of bilateral depth information and skeletal model in iPi Mocap Studio (Panel 3c). BVH format in MotionBuilder2023 (Panel 3d). C3D format in Visual 3D (Panel 3e). Skeletal model in Visual 3D (Panel 3f).

图 4 DKS 系统试验场地示意图及校准视频录制 4a DKS 系统试验场地示意图 4b 手持校准板录制“Calibrate Based on Board”校准视频

Figure 4 Schematic of DKS system's test site and calibration videos recording Schematic of the DKS system's test site (Panel 4a). Recording "Calibrate Based on Board" calibration videos (Panel 4b).



面对双侧传感器,录制完毕在 iPi Mocap Studio 中选择“Calibrate Based on Board”方式校准双侧传感器,以使双侧深度数据融合统一(图 4b)。(2)受试者衣着尽量紧身,不反光,鞋内放置 RGP 系统智能鞋垫,站立于直行道一端,张开双臂做出“T”型姿势并保持 3 s,再以自然舒适的速度行走至另一端,在 2 m 处折返至起点。为同步,DKS 系统先行录制,“T”型

姿势结束时再启动 RGP 系统同时录制受试者步态。上述任务重复 3 次,步态参数取平均值。因两系统测得的步态参数并非完全一致,仅选取主要步态参数进行对比分析,包括时空间步态参数[总步速、步幅及单侧下肢步态参数(左侧步速、右侧步速、左侧步频、右侧步频、左侧步长、右侧步长)],以及表示步态周期的时间步态参数(双支撑相、摆动相及支

表 1 健康组受试者各步态参数的一致性检验($n=18, \bar{x} \pm s$)					
Table 1. Consistency test for different gait parameters in the healthy group ($n=18, \bar{x} \pm s$)					
步态参数	RGP 系统	DKS 系统	平均差(偏差)	95%LoA	CCC
总步速(m/s)	0.82 ± 0.15	0.83 ± 0.14	-0.009(-1.10%)	-0.132 ~ 0.114	0.817
左侧步速(m/s)	0.80 ± 0.18	0.80 ± 0.16	-0.001(-0.13%)	-0.017 ~ 0.174	0.765
右侧步速(m/s)	0.85 ± 0.13	0.86 ± 0.15	-0.016(-1.87%)	-0.128 ~ -0.097	0.712
左侧步频(步/min)	87.01 ± 11.75	88.17 ± 11.93	-1.163(-1.33%)	-7.169 ~ -4.843	0.882
右侧步频(步/min)	88.36 ± 11.61	85.76 ± 11.82	2.602(2.95%)	-5.357 ~ 10.562	0.765
步幅(m/s)	1.11 ± 0.13	1.14 ± 0.16	-0.024(-2.13%)	-0.176 ~ 0.128	0.766
左侧步长(m)	0.54 ± 0.09	0.55 ± 0.09	-0.004(-0.73%)	-0.067 ~ 0.058	0.827
右侧步长(m)	0.58 ± 0.08	0.58 ± 0.08	0.000(0.00%)	-0.066 ~ 0.066	0.741
双支撑相(%)	22.60 ± 2.24	22.63 ± 2.98	-0.033(0.03%)	-2.911 ~ 2.846	0.572
摆动相(%)	38.49 ± 2.90	38.50 ± 2.66	-0.017(0.02%)	-2.817 ~ 2.784	0.603
支撑相(%)	61.93 ± 2.73	60.22 ± 2.67	-0.074(0.07%)	-3.819 ~ 3.670	0.569
RGP, Right Gait & Posture gait analysis system, Right Gait & Posture 步态分析系统;DKS,dual Kinect V2 sensors and universal open-source software platforms,基于双 Kinect V2 和通用开源软件平台的步态分析系统;95%LoA,95% limits of agreement,95% 一致性界限;CCC,concordance correlation coefficient,一致性相关系数。The same for Table 2					

撑相)。

3. 统计分析方法 采用 SPSS 26.0 统计软件进行数据处理与分析。正态性检验采用 Shapiro-Wilk 检验,呈正态分布的计量资料以均数 ± 标准差($\bar{x} \pm s$)表示。受试者通过 RGP 和 DKS 系统获得的步态参数的相关性分析采用 Pearson 相关分析,一致性检验采用 Bland-Altman 法计算平均差和 95% 一致性界限(95%LoA),以及一致性相关系数(CCC), $CCC < 0.50$ 为一致性差、 $0.50 \leq CCC < 0.75$ 为一致性中等、 $0.75 \leq CCC < 0.90$ 为一致性良好、 $CCC \geq 0.90$ 为一致性很好,以评价 DKS 系统的准确性。时空间步态参数平均差的偏差以均值百分比划分[均值百分比(%) = 平均差 / RGP 和 DKS 步态参数均值 $\times 100\%$, $< 3\%$ 为偏差小, $3\% \sim 6\%$ 为偏差中等, $> 6\%$ 为偏差显著],时间步态参数平均差的偏差以平均差绝对值划分($< 5\%$ 为偏差小; $5\% \sim 10\%$ 为偏差中等; $> 10\%$ 为偏差显著)。以 $P \leq 0.05$ 为差异具有统计学意义。

结 果

两组受试者均顺利完成步态动作捕捉及数据分析。1 次完整的步态动作捕捉耗时 12 ~ 20 min,平均(15.70 ± 2.05) min;数据处理与分析 38 ~ 56 min,平均(46.94 ± 4.66) min。Pearson 相关分析显示,健康组和步态障碍组通过 DKS 系统获取的总步速($r = 0.912, P = 0.010; r = 0.957, P = 0.010$)、左侧步速($r = 0.863, P = 0.010; r = 0.941, P = 0.010$)、右侧步速($r = 0.927, P = 0.010; r = 0.854, P = 0.010$)、左侧步频($r = 0.967, P = 0.010; r = 0.985, P = 0.010$)、右侧步频($r = 0.940, P = 0.010; r = 0.957, P = 0.010$)、步幅($r = 0.872, P = 0.010; r = 0.933, P = 0.010$)、左侧步长($r = 0.935, P = 0.010; r = 0.928, P = 0.010$)、右侧步长($r = 0.908, P = 0.010; r = 0.907, P = 0.010$)、双支撑相($r = 0.880, P = 0.010; r = 0.717, P = 0.010$)、摆动相($r = 0.871, P = 0.010; r = 0.708, P = 0.010$)、支撑相($r = 0.750, P = 0.010; r = 0.717, P = 0.010$)与通过 RGP 系统获取的各相应步态参数均呈正相关。

健康组 Bland-Altman 分析显示,通过两个系统所获取的总步速(偏差为 -1.10%)、左侧和右侧步速(偏差为 -0.13% 和 -1.87%)、左侧和右侧步频(偏差为 -1.33% 和 2.95%)、步幅(偏差为 -2.13%)、左侧和右侧步长(偏差为 -0.73% 和 0)、双支撑相(偏差为 0.03%)、摆动相(偏差为 0.02%)、支撑相(偏差为 0.07%)偏差均为小;一致性检验显示,双支撑相($CCC = 0.572$)、摆动相($CCC = 0.603$)、支撑相($CCC = 0.569$)的一致性为中等,但较其余步态参数稍差,右侧步速($CCC = 0.712$)和右侧步长($CCC = 0.741$)一致性为中等,总步速($CCC = 0.817$)、左侧步速($CCC = 0.765$)、左侧和右侧步频($CCC = 0.882, 0.765$)、步幅($CCC = 0.766$)、左侧步长($CCC = 0.827$)的一致性为良好,表明在健康组中除双支撑相、摆动相、支撑相外,通过 DKS 和 RGP 系统获取的其余步态参数均显示出较强的一致性(表 1;图 5,6)。

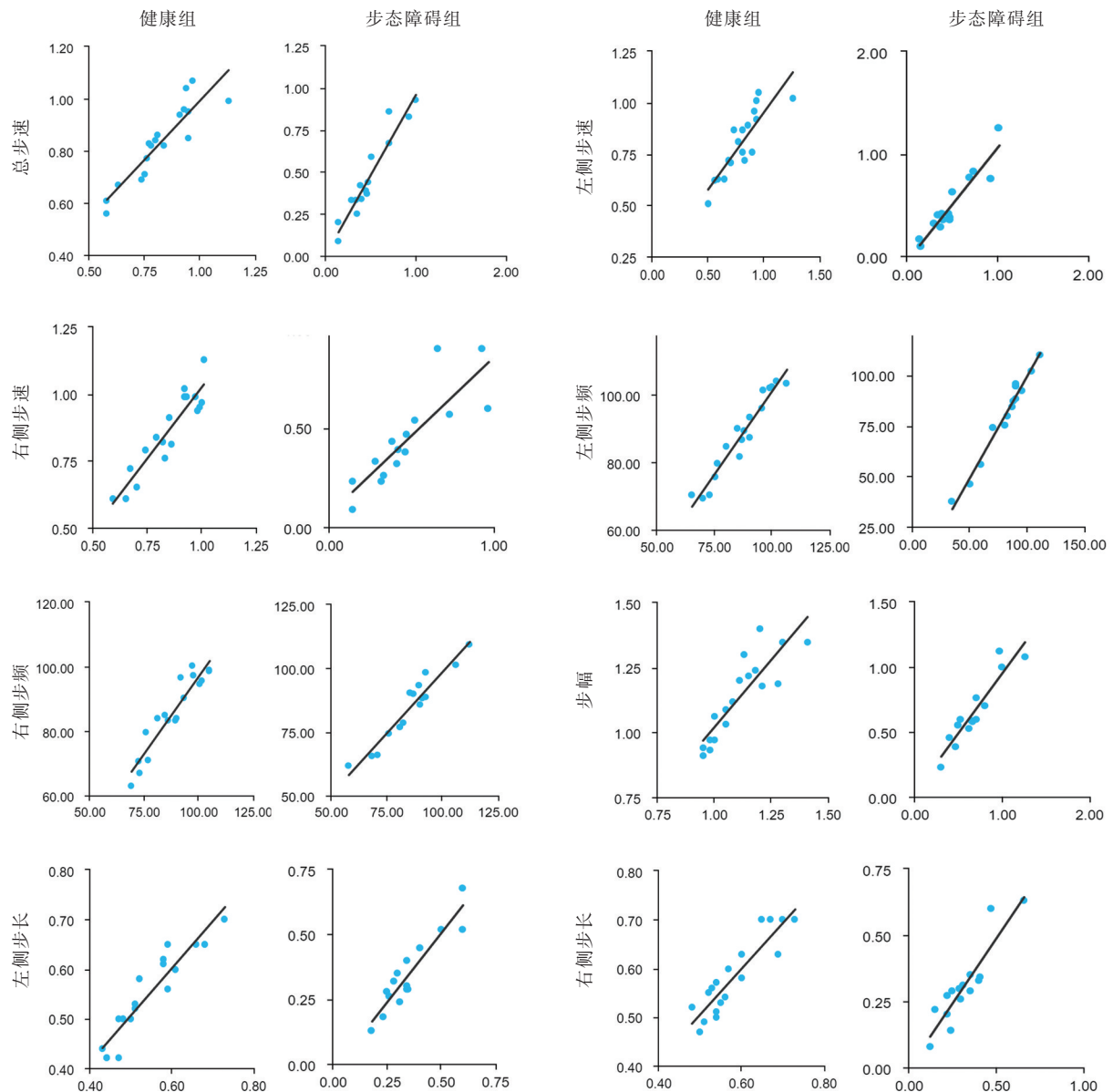


图5 健康组和步态障碍组时空步态参数散点图(横坐标为RGP系统参数,纵坐标为DKS系统参数)

Figure 5 Scatter plots of temporal-spatial gait parameters in the healthy group and the gait disorder group.

步态障碍组 Bland-Altman 分析结果显示,通过两个系统获取的右侧步速偏差显著(偏差为 7.69%),总步速(偏差为 3.54%)、步幅(偏差为 3.18%)和双支撑相(偏差为 5.32%)偏差为中等,左侧步速(偏差为 -0.61%)、左侧和右侧步频(偏差为 0.69% 和 1.04%)、左侧和右侧步长(偏差为 1.43% 和 2.86%)、摆动相(偏差为 2.54%)、支撑相(偏差为 2.33%)偏差均为小;一致性检验显示,摆动相($CCC = 0.352$)和支撑相($CCC = 0.421$)一致性为差,左侧步速($CCC = 0.733$)、左侧步长($CCC = 0.716$)、双

支撑相($CCC = 0.524$)一致性为中等,其中双支撑相相对较差,总步速($CCC = 0.842$)、右侧步速($CCC = 0.810$)、右侧步频($CCC = 0.790$)、步幅($CCC = 0.796$)、右侧步长($CCC = 0.773$)一致性为良好,左侧步频一致性为很好($CCC = 0.943$),表明步态障碍组中时间步态参数在两个系统之间的一致性较时空步态参数稍差(表 2;图 5,6)。

讨 论

本研究首次报告基于双 Kinect V2 传感器在通

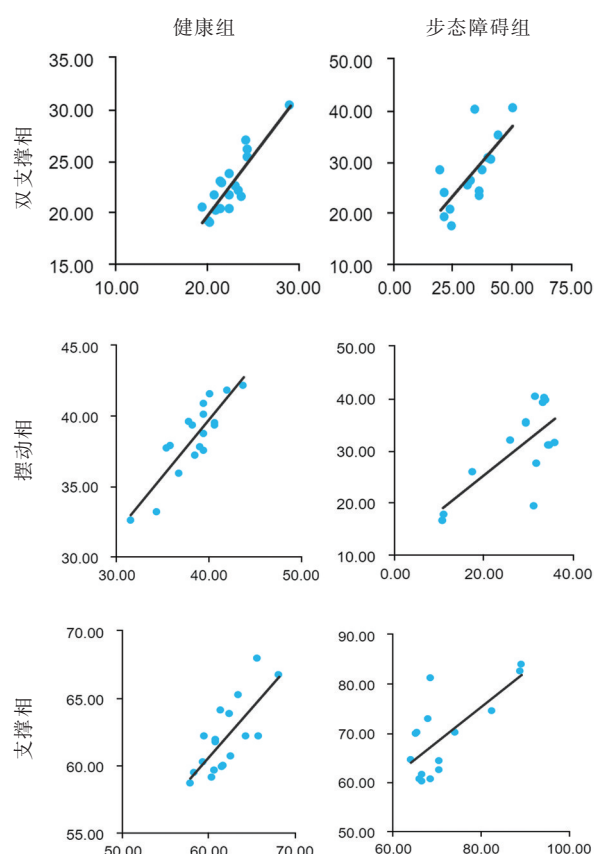


图6 健康组和步态障碍组时间步态参数散点图(横坐标为RGP系统参数,纵坐标为DKS系统参数)

Figure 6 Scatter plots of temporal gait parameters in the healthy group and the gait disorder group.

用开源软件平台成功开发的低成本数智步态分析系统,并验证该系统进行步态分析的技术可行性及准确性。通过自主研发的步态数据后处理模块,该系统可顺利完成个体化动作捕捉、骨骼模型构建及数字化步态分析,并可在多种场景中为健康受试者和伴步态障碍的神经系统疾病患者实施较为便捷的数字化步态分析。该系统测算的时空间步态参数与“金标准”RGP系统相比一致性良好,较既往报道的基于单 Kinect V2 的步态分析系统更准确^[9]。

本研究结果显示,除双支撑相、摆动相、支撑相外,健康组和步态障碍组通过 DKS 系统获取的其余步态参数与“金标准”RGP 系统相比均获得良好的一致性。此外,健康组与步态障碍组在时空间步态参数与时间步态参数上均呈现出较大差异。在时空间步态参数中,步频表现最为稳定,健康组左侧步频偏差为 -1.33% (CCC = 0.882),步态障碍组偏差仅为 0.69% (CCC = 0.943),表明 DKS 系统对步频的

测量高度可靠,且与步态模式无关联。步速与步长在步态障碍组中偏差增大,健康组右侧步速偏差为 -1.87% (CCC = 0.712),右侧步长偏差为零 (CCC = 0.741),而步态障碍组分别达 7.69% (CCC = 0.810) 和 2.86% (CCC = 0.773),步态障碍组总步速偏差为 3.54% (CCC = 0.842),亦略高于健康组的 -1.10% (CCC = 0.817),但步态障碍组右侧步速、右侧步长、总步速一致性良好,可能是由于步态障碍患者步速减慢、步长缩短,掩盖部分一致性误差。上述步速及步长准确性降低,可能与病理步态的不对称性和运动控制障碍有关。此类步态下, Kinect V2 易受肢体摆动幅度异常、关节角度突变的干扰,导致随机误差增大;亦可能与动作追踪过程中足部前后方向的轻微漂移有关,尽管将足部捕捉尺寸调整至最大,但双传感器的深度数据融合仍不可避免导致足部追踪目标漂移,且步态障碍可加剧漂移。我们课题组正在尝试通过改进足部算法,或升级为对足部探测更精准深度传感器加以解决。此外,DKS 系统测得的时间步态参数与“金标准”RGP 系统相比差异较大,且在步态障碍患者中差异更明显,查找原因系 DKS 系统基于深度信息的算法无法对实际足跟着地(HS)及足尖离地(TO)进行准确定位,而患者的步态模式复杂化进一步增加误差,使 DKS 系统无法精准基于足跟着地及足尖离地划分步态周期,计算时间步态参数。尽管两系统时间步态参数的一致性仅为差或中等,但 Pearson 相关分析提示其仍呈正相关,此类参数仍可能提供相对基本的步态变化信息。此外,DKS 和 RGP 系统捕捉步态信息的频率(DKS 系统为 25~30 次/s, RGP 系统为 50 次/s)及计算步态参数的基本算法均不同(DKS 系统基于模拟关节点, RGP 系统基于姿态传感器),可能增加一致性检验的误差。

临床实践中提供准确的步态信息有助于神经系统疾病的鉴别诊断与治疗。然而,临床医师目前仍主要依靠主观方法或简易量表来评估患者行走能力。虽已有简易步态分析系统可供临床选择,如 IMU 传感器可获取较为准确的运动学步态参数(如加速度、角速度、姿态角等)和时间步态参数,但仍需贴身佩戴传感器,且成本较高、可视性较差^[20-22]。通过文献检索及实际应用,基于深度传感器的简易步态分析系统可提供相对准确、量化的步态信息,且具有低成本、非侵入性、易携带、耗时短及环境要

表 2 步态障碍组患者各步态参数的一致性检验($n = 15, \bar{x} \pm s$)Table 2. Consistency test for different gait parameters in the gait disorder group ($n = 15, \bar{x} \pm s$)

步态参数	RGP 系统	DKS 系统	平均差(偏差)	95%LoA	CCC
总步速(m/s)	0.49 ± 0.25	0.47 ± 0.25	0.017(3.54%)	-0.128 ~ 0.161	0.842
左侧步速(m/s)	0.49 ± 0.25	0.50 ± 0.30	-0.003(- 0.61%)	-0.209 ~ 0.295	0.733
右侧步速(m/s)	0.48 ± 0.25	0.44 ± 0.23	0.035(7.69%)	-0.226 ~ 0.295	0.810
左侧步频(步/min)	81.79 ± 20.22	81.23 ± 20.64	0.563(0.69%)	-6.395 ~ 7.521	0.943
右侧步频(步/min)	85.54 ± 13.87	84.65 ± 13.91	0.888(1.04%)	-7.091 ~ 8.867	0.790
步幅(m/s)	0.67 ± 0.25	0.65 ± 0.25	0.021(3.18%)	-0.159 ~ 0.201	0.796
左侧步长(m)	0.35 ± 0.13	0.35 ± 0.14	0.005(1.43%)	-0.102 ~ 0.111	0.716
右侧步长(m)	0.32 ± 0.14	0.31 ± 0.15	0.009(2.86%)	-0.112 ~ 0.129	0.773
双支撑相(%)	32.94 ± 9.23	27.62 ± 6.62	5.324(5.32%)	-7.293 ~ 17.941	0.524
摆动相(%)	28.35 ± 8.41	30.89 ± 8.08	-2.539(2.54%)	-14.906 ~ 9.828	0.352
支撑相(%)	71.65 ± 8.41	69.31 ± 8.30	2.333(2.33%)	-9.976 ~ 14.643	0.421

求低等优点,可协助临床医师在医疗中心或患者家庭环境下进行步态分析^[23-24]。但既往报道的此类系统仍缺乏临床适用性,例如,大多采用单一传感器,并且多为定制,价格昂贵^[25-26]。因此,本研究基于开源软件平台进行专用软件开发,并成功整合双 Kinect V2 深度传感器进行步态分析,成本较低,硬件价格 < 1 万元人民币,结合本研究开发的软件,成本可控制在 2 万元人民币内。此外,我们在实践过程中不断优化提升系统,如自主编程并持续优化 Pipeline 步态参数计算插件、在光滑地面加用地毯以避免反光干扰,并经多方查证、对比和试验确定传感器最佳捕获距离等,改善该系统的临床分析效率及可靠性。该系统不仅能满足灵活、复杂的临床需求,而且可在不同场景(如门诊、社区医疗中心、家庭等)对不同人群进行步态检查和分析。因此,该系统不仅可以作为医疗设备,也可以作为保健检测设备参与日常健康管理,具有较高的转化价值。

本研究尚存一定的局限性。首先,样本量及纳入的神经系统疾病种类较少,可能影响研究结果的统计学差异和功效,以及结果的泛化能力。其次,虽已通过 DKS 系统成功计算出运动学参数,如受试者髋、膝、踝关节在 1 个步态周期中三个维度的运动曲线,但因本研究“金标准”RGP 系统无法获取同样参数,未能检验 DKS 系统针对上述运动学参数的准确性。此外,该系统仍需手动标记步态事件以计算步态参数,尚未实现全自动步态分析,可能影响时间步态参数的准确性。未来研究将应用 VICON 等高级医用步态分析系统验证时间步态参数及运动

学步态参数的准确性。DKS 系统可适配不同类型深度传感器,通过升级深度传感器(如 Azure Kinect)克服双 Kinect V2 传感器存在的精度和分辨率低、视野范围小等缺陷导致的步态参数误差或步态分析灵活度受限等问题^[14,27-28]。此外,Visual 3D 软件算法及骨骼模型还可进一步升级优化,有望实现更精准、操作更简单的自动化步态分析系统。

综上所述,本研究成功开发基于双 Kinect V2 传感器的低成本数智步态分析系统,并通过与标准商业化步态分析系统对比,验证其临床可行性及准确性,为神经系统疾病的数字化精准步态分析提供低成本的解决方案。该系统价格低廉、无侵入性,使用方便(无需佩戴跟踪装置)且学习成本较低,可协助临床医师在门诊、病房甚至家庭环境中对步态障碍患者或摔倒高风险老年人群进行快速、量化和准确的步态分析,对于部分神经系统疾病鉴别诊断、治疗指导、康复训练评估,以及预防高风险老年人群摔倒等具有较高的临床实用价值。但该系统仍需要进一步升级与改进以提供更准确、全面的步态参数,以及简化工作流程,实现全自动步态捕捉和分析。

利益冲突 无

参 考 文 献

- [1] Manckoundia P, Mourey F. Cognition impairment and gait disorders in older adults[J]. Int J Environ Res Public Health, 2022, 19:7347.
- [2] Mermelstein S, Barbosa P, Kaski D. Neurological gait assessment[J]. Pract Neurol, 2024, 24:11-21.
- [3] Nedović N, Eminović F, Marković V, Stanković I, Radovanović

- S. Gait characteristics during dual-task walking in elderly subjects of different ages[J]. *Brain Sci*, 2024, 14:148.
- [4] Nakajima M, Yamada S, Miyajima M, Ishii K, Kuriyama N, Kazui H, Kanemoto H, Suehiro T, Yoshiyama K, Kameda M, Kajimoto Y, Mase M, Murai H, Kita D, Kimura T, Samejima N, Tokuda T, Kaijima M, Akiba C, Kawamura K, Atsuchi M, Hirata Y, Matsumae M, Sasaki M, Yamashita F, Aoki S, Irie R, Miyake H, Kato T, Mori E, Ishikawa M, Date I, Arai H; Research Committee of Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus. Guidelines for management of idiopathic normal pressure hydrocephalus (third edition): endorsed by the Japanese Society of Normal Pressure Hydrocephalus[J]. *Neurol Med Chir (Tokyo)*, 2021, 61:63-97.
- [5] Cicirelli G, Impedovo D, Dentamaro V, Marani R, Pirlo G, D'Orazio TR. Human gait analysis in neurodegenerative diseases: a review[J]. *IEEE J Biomed Health Inform*, 2022, 26: 229-242.
- [6] Hallett M, DelRosso LM, Elble R, Ferri R, Horak FB, Lehericy S, Mancini M, Matsushashi M, Matsumoto R, Muthuraman M, Raethjen J, Shibasaki H. Evaluation of movement and brain activity[J]. *Clin Neurophysiol*, 2021, 132:2608-2638.
- [7] Wuehr M, Jooshani N, Schniepp R. Concepts for diagnosis, course and fall risk assessment in neurological gait disorders [J]. *Fortschr Neurol Psychiatr*, 2021, 89:233-242.
- [8] Scoz RD, Espindola TR, Santiago MF, de Oliveira PR, Alves BMO, Ferreira LMA, Amorim CF. Validation of a 3D camera system for cycling analysis[J]. *Sensors (Basel)*, 2021, 21:4473.
- [9] Bawa A, Banitsas K, Abbod M. A review on the use of Microsoft Kinect for gait abnormality and postural disorder assessment[J]. *J Healthc Eng*, 2021:ID4360122.
- [10] Beshara P, Anderson DB, Pelletier M, Walsh WR. The reliability of the Microsoft Kinect and ambulatory sensor-based motion tracking devices to measure shoulder range-of-motion: a systematic review and Meta-analysis[J]. *Sensors (Basel)*, 2021, 21:8186.
- [11] Ma Y, Mithraratne K, Wilson N, Zhang Y, Wang X. Kinect V2-based gait analysis for children with cerebral palsy: validity and reliability of spatial margin of stability and spatiotemporal variables[J]. *Sensors (Basel)*, 2021, 21:2104.
- [12] Geerse DJ, Roerdink M, Marinus J, van Hilten JJ. Assessing walking adaptability in stroke patients [J]. *Disabil Rehabil*, 2021, 43:3242-3250.
- [13] Han J, Liu B, Jia Y, Jin S, Sulowicz M, Glowacz A, Królczyk G, Li Z. A new Kinect V2-based method for visual recognition and grasping of a yarn-bobbin-handling robot [J]. *Micromachines (Basel)*, 2022, 13:886.
- [14] Yeung LF, Yang Z, Cheng KC, Du D, Tong RK. Effects of camera viewing angles on tracking kinematic gait patterns using Azure Kinect, Kinect v2 and Orbbec Astra Pro v2 [J]. *Gait Posture*, 2021, 87:19-26.
- [15] Díaz-San Martín G, Reyes-González L, Sainz-Ruiz S, Rodríguez-Cobo L, López-Higuera JM. Automatic ankle angle detection by integrated RGB and depth camera system [J]. *Sensors (Basel)*, 2021, 21:1909.
- [16] Greenberg SM, Ziai WC, Cordonnier C, Dowlatshahi D, Francis B, Goldstein JN, Hemphill JC 3rd, Johnson R, Keigher KM, Mack WJ, Mocco J, Newton EJ, Ruff IM, Sansing LH, Schulman S, Selim MH, Sheth KN, Sprigg N, Sunnerhagen KS; American Heart Association/American Stroke Association. 2022 guideline for the management of patients with spontaneous intracerebral hemorrhage: a guideline from the American Heart Association/American Stroke Association [J]. *Stroke*, 2022, 53: e282-e361.
- [17] Salvarani C, Hunder GG, Brown RD Jr. Primary central nervous system vasculitis[J]. *N Engl J Med*, 2024, 391:1028-1037.
- [18] Flint G. Syringomyelia: diagnosis and management [J]. *Pract Neurol*, 2021, 21:403-411.
- [19] Ring MJ, Davalos L. Peripheral neuropathy [J]. *Prim Care*, 2024, 51:327-344.
- [20] Hossain MSB, Guo Z, Choi H. Estimation of lower extremity joint moments and 3D ground reaction forces using IMU sensors in multiple walking conditions: a deep learning approach [J]. *IEEE J Biomed Health Inform*, 2023, 27:2829-2840.
- [21] Weizman Y, Tirosh O, Fuss FK, Tan AM, Rutz E. Recent state of wearable IMU sensors use in people living with spasticity: a systematic review[J]. *Sensors (Basel)*, 2022, 22:1791.
- [22] Manupibul U, Tanthuwapathom R, Jarumethitanont W, Kaimuk P, Limroongreungrat W, Charoensuk W. Integration of force and IMU sensors for developing low-cost portable gait measurement system in lower extremities[J]. *Sci Rep*, 2023, 13:10653.
- [23] Summa S, Tartarisco G, Favetta M, Buzachis A, Romano A, Bernava GM, Sancesario A, Vasco G, Pioggia G, Petrarca M, Castelli E, Bertini E, Schirinzi T. Validation of low-cost system for gait assessment in children with ataxia[J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2020, 196:105705.
- [24] Guffanti D, Brunete A, Hernando M, Rueda J, Navarro Cabello E. The accuracy of the Microsoft Kinect V2 sensor for human gait analysis: a different approach for comparison with the ground truth[J]. *Sensors (Basel)*, 2020, 20:4405.
- [25] Faity G, Mottet D, Froger J. Validity and reliability of Kinect V2 for quantifying upper body kinematics during seated reaching [J]. *Sensors (Basel)*, 2022, 22:2735.
- [26] Francisco-Martínez C, Padilla-Medina JA, Prado-Olivarez J, Pérez-Pinal FJ, Barranco-Gutiérrez AI, Martínez-Nolasco JJ. Kinect V2-assisted semi-automated method to assess upper limb motor performance in children [J]. *Sensors (Basel)*, 2022, 22: 2258.
- [27] Albert JA, Owolabi V, Gebel A, Brahms CM, Granacher U, Arnrich B. Evaluation of the pose tracking performance of the azure Kinect and Kinect V2 for gait analysis in comparison with a gold standard: a pilot study [J]. *Sensors (Basel)*, 2020, 20: 5104.
- [28] Kurillo G, Hemingway E, Cheng ML, Cheng L. Evaluating the accuracy of the azure Kinect and Kinect V2 [J]. *Sensors (Basel)*, 2022, 22:2469.

(收稿日期:2025-02-05)

(本文编辑:吴春蕊)