·指南与共识·

登梯运动生物力学评测规范

侯美金[1,2,3],马 晔[4],戴厚德[5],高跃明[6],郑志艺[7],魏书涛[8],刘东威[9],
张灵婕[10],郭辰仪[11],吴思玲[3],郑佳琪[3],柴雅泰[3],王芗斌[3*]

1 福建中医药大学康复产业研究院,福建 福州 350122;
2 康复医疗技术国家地方联合工程研究中心,福建 福州 350122;
3 福建中医药大学康复医学院,福建 福州 350122;
4 宁波大学体育学院大健康研究院,浙江 宁波 315211;
5 中国科学院海西研究院泉州装备制造研究中心,福建 泉州 362216;
6 福州大学物理与信息工程学院,福建 福州 350108;
7 安踏运动科学实验室,福建 泉州 362212;
8 三六一度(中国)有限公司,福建 厦门 361009;
9 浙江财经大学信息技术与人工智能学院,浙江 杭州 310018;
10 福建医科大学健康学院,福建 福州 350122;
11 清华大学电子工程系,北京 100084
* 通信作者:王芗斌,E-mail:wangxbin@fjtcm.edu.cn

收稿日期:2025-12-10;接受日期:2026-03-30
基金项目:国家自然科学基金项目(82575192,82405535,12572368);福厦泉国家自主创新示范区协同创新平台项目(2025-P-005,2025E3005)
DOI:10.3724/SP.J.1329.2026.09001

摘要 登梯运动是评估与维持个体功能性独立能力的关键活动之一。由于其动作模式复杂,对下肢关节运动、肌肉力量及平衡控制均提出较高要求,是康复评估中敏感度极高的指标。然而,目前仍缺乏高效的登梯运动生物力学数据采集手段及科学、标准化的评估流程。制定登梯运动生物力学评测规范,能够有效支持登梯运动数据的量化采集、处理与分析。统一的标准有助于促进多中心数据的整合与共享,更精准地揭示生物力学参数与运动功能障碍之间的关联,从而提升康复评估与训练方案的针对性与有效性。为此,本规范规定了登梯运动生物力学测试的术语和定义、设施设备、测试物理环境、测试步骤、测试报告、主要指标、测试人员要求及注意事项等。本规范适用于能够独立完成登梯任务的各类人群,可用于生物力学数据采集与运动康复功能评估,具有良好的可行性与安全性。

关键词 登梯运动;生物力学;数据采集;评估技术;标准;康复

登梯运动是个体独立生活与社区参与的关键活动之一[1-2],对关节活动范围、肌肉力量、平衡协调及感觉整合能力要求较高[3-4]。在老年人群中,登梯能力下降可作为下肢功能衰退和跌倒风险增加的早期预警信号[5]。对于膝关节置换术或前交叉韧带重建术等术后患者,楼梯行走能力是评估关节功能恢复程度及制定出院与重返社区决策的重要指标[6]。而在脑卒中等神经系统疾病患者中,登梯测试较平地步行能更敏感地反映双侧肢体的生物力学不对称与运动控制不足,从而为康复方案的制定提供依据[7]。因此,登梯运动已被广泛应用于不同人群的功能性测试与康复评估中。此外,登梯运动是国际骨关节炎研究协会推荐的膝骨关节炎(knee osteoarthritis,KOA)患者五项身体功能测试之一[8],能敏感捕捉KOA患者神经肌肉骨骼系统的细微变化[9]。登梯过程中异常的生物力学表现,如关节活

引用格式:侯美金,马晔,戴厚德,等. 登梯运动生物力学评测规范[J]. 康复学报,2026,36(9):613-623,630.
HOU M J,MA Y,DAI H D,et al. Specification for the biomechanical assessment of stair negotiation [J]. Rehabil Med,2026,36(9):613-623,630.
DOI:10.3724/SP.J.1329.2026.09001

©《康复学报》编辑部,开放获取CC BY-NC-ND 4.0协议 © *Rehabilitation Medicine*, OA under the CC BY-NC-ND 4.0

动度下降、肌肉激活延迟、关节力矩异常等，可能导致能耗增加[10-11]、步行效率下降、动态稳定性下降及跌倒风险增加[12]等。登梯运动的客观评估对于全面了解个体的运动功能状态、早期识别潜在运动障碍及制定针对性康复方案具有重要意义。

尽管登梯运动在临床与科研中价值显著，但是目前仍缺乏标准化的评估方案，测试物理环境、试验步骤、结局指标及试验报告的透明度不足。规范化评测的缺失造成不同研究难以保证方法的一致性和结果的可比性，进而限制了结果解释的可靠性，阻碍了临床与科研之间的有效转化。因此，构建规范化的登梯运动生物力学评测方案，对于不同类型运动功能障碍人群的临床管理和康复决策至关重要。

1 标准范围

本标准规范了登梯运动生物力学测试相关的术语和定义、数据分类、设施设备、测试物理环境、受试者要求与特殊人群、测试鞋、测试步骤、测试结果、测试报告、结局指标、测试人员以及注意事项等内容。

本标准适用于能够独立完成登梯活动的各类人群，可用于登梯运动生物力学数据采集及运动康复功能评估。

2 规范性引用文件

下列文件中的内容通过文中的规范性引用而构成本文件必不可少的条款，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本文件。

DB35/T 1780—2018 步态测试方法

QB/T 4333—2012 鞋类合脚性评价方法[13]

GB/T 17888.3—2020 机械安全 接近机械的固定设施 第3部分：楼梯、阶梯和护栏[14]

GB/T 30660.1—2014 假肢和矫形器 术语 第1部分：正常步态[15]

GB 50352—2019 民用建筑设计统一标准[16]

3 术语和定义

下列术语和定义适用于本文件。

3.1 标记物（marker）

固定在人体体表特征解剖位置上的光线发射或反射物，作为高速摄像系统跟踪追踪的目标点。

3.2 质心（centre of mass，CoM）

人体整体质量分布的加权平均位置。在自然直立姿势下，人体质心约位于第2骶椎前方[17]。

3.3 人体重心（centre of gravity，CoG）

人体各环节所受重力的合力作用点。

3.4 地面反作用力（ground reaction force，GRF）

在支撑相期间，地面对足部施加的、与足部作用于地面的力方向相反、大小相等的力。

3.5 压力中心（centre of pressure，CoP）

地面反作用力在支撑面上作用的合力点。

3.6 关节活动度（range of motion，ROM）

关节运动过程中所能达到的运动幅度，通常以关节从起始位置到终末位置所经过的角度范围来表示。

3.7 关节力矩（joint moment）

作用在关节上的力与其力臂的乘积，是促使关节发生转动的力学量，单位为牛顿·米（N·m）。

3.8 积分肌电（integrated electromyography，iEMG）

在设定的时间窗口内，对肌电信号幅值积分所得的总量，反映该时间段内肌肉活动的总体电生理水平[18]。

3.9 肌电均方根振幅（root mean square amplitude）

在指定时间窗口内，对肌电信号进行平方、平均后取平方根所得的统计量，用于表征肌肉电活动的一般水平[19]。

3.10 激活持续时间（activation duration）

肌肉在一个完整动作周期中处于激活状态的时间长度或时间比例，通常以肌电信号超过预设激活阈值的持续时间来界定。该指标反映肌肉参与控制和产生运动的时间特征。

3.11 肌电频域参数（frequency domain parameters of electromyography）

反映表面肌电信号频率特性的参数，主要包括平均功率频率（mean power frequency，MPF）、中值频率（median frequency，MF）和总功率（total power）。其中，平均功率频率为各频率成分按功率加权后的平均值，中值频率为将总功率分为相等两部分的频率值，总功率为功率谱密度在全分析频率范围内的积分。该类指标常用于评估肌肉疲劳程度。

4 数据分类

本文件涉及的多模态数据主要包括以下4类：

4.1 运动学数据

描述人体运动的几何特性(如位置、速度、加速度及关节角度等),不涉及产生该运动的力或者力矩的相关数据。

4.2 动力学数据

用于衡量引起或影响运动的各种力的客观、可量化数据,主要包括地面反作用力、肌肉力、力矩、冲量、功率、做功等。

4.3 表面肌电图数据

通过放置于皮肤表面的电极记录到的肌肉电活动信号。

4.4 时空参数数据

描述步态周期中时间和空间分布特征的数据。

5 设施设备

采用多模态数据同步采集技术,集成使用三维运动捕捉系统、三维测力台与表面肌电图系统,以全面评估登梯运动的生物力学及神经肌肉特征。登梯运动数据采集系统的集成示意图见图1,该图明确了运动学、动力学与表面肌电图数据的来源与同步关系。下文将分别对各系统的技术原理与特性进行详细阐述。

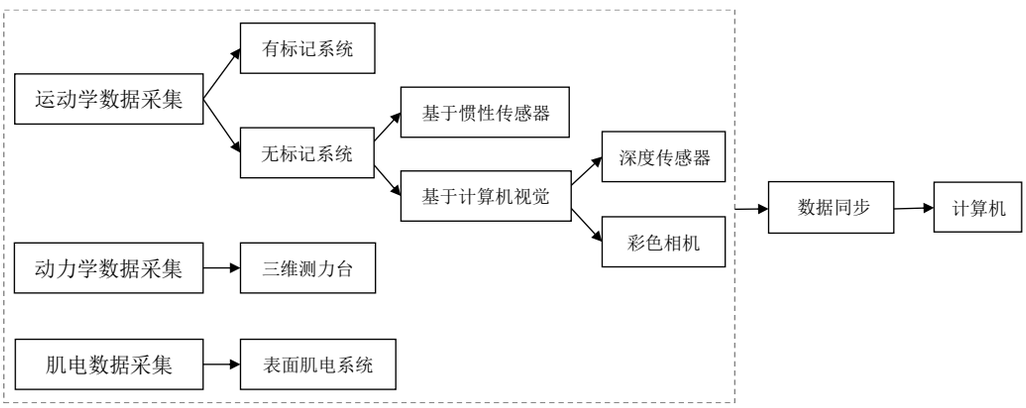


图1 登梯运动数据采集系统集成示意图

Figure 1 Schematic diagram of integrated data acquisition system for stair negotiation

5.1 三维运动捕捉系统

三维运动捕捉系统主要包括有标记系统和无标记系统两大类。有标记运动捕捉系统(如VICON、Qualisys、OptiTrack等)需在受试者关键解剖部位粘贴反光标记点,通过布置于空间中的多个高速红外摄像机同时捕捉标记点的空间运动轨迹,进而重建人体各环节的三维运动数据。该类系统准确性及可靠性高,被广泛视为运动分析的金标准。然而,其也存在标记点易脱落、软组织伪影明显、对测试环境要求高、设备昂贵等问题[20-21]。本评测规范推荐使用不少于6台高速红外摄像机,并以环绕方式部署于测试楼梯的前方、后方及两侧。此布局旨在确保在登梯过程中,每个标记点至少能被2台摄像机同步捕捉。通过合理调整摄像机的高度与拍摄角度,可实现对登梯、踏踩等动作中下肢环节的多视角交叉观测,有效减少身体摆动、楼梯结构等因素造成的遮挡,从而最大限度地保证标记点可见性、数据链完整性与三维重建的精度。

无标记运动捕捉系统在数据采集过程中无需在受试者身体粘贴标记点,可显著减少前期准备时间与受试者负担,更适合在自然情境下采集数据。无标记系统主要包括以下2类。

(1)可穿戴式惯性传感器动作捕捉系统:该类系统通过将集成加速度计、陀螺仪和磁力计的惯性测量单元固定于人体主要节段,再利用传感器融合算法估算各节段的姿态与运动轨迹。其优势在于不受环境空间布局和遮挡限制,可在各种环境下使用。然而,该方法受到积分漂移影响,且传感器佩戴在一定程度上可能干扰受试者的自然运动模式[22]。

(2)基于计算机视觉的动作捕捉系统:该类系统基于深度相机获取的彩色图像与深度信息(RGB-D),或基于单目/多目彩色相机采集的彩色图像(RGB),再结合深度学习算法实时估计人体主要关节的三维位置[23]。其中,深度摄像机利用红外结构光或飞行时间(time-of-flight,ToF)技术,通过发射红外信号并根据其在人体表面反射后的变化来计算每个像素点与摄像机之间的距离,从而生成深度图像。对于RGB摄像机来说,多目系统可通过不同视角的图像实现三维重建,从而显著提升运动捕捉

的准确性与鲁棒性。然而，多目相机系统需要严格的相机标定，对设备布局和同步要求较高，计算量大，同时仍无法从根本上解决在复杂动作中（如登梯时的肢体交叉、阶梯遮挡）所导致的关键点不可见或误检等问题。

无标记系统部署方便、成本较低，可在有限空间内完成动作捕捉，因此适用于临床与居家情境下的快速评估。然而，其测量精度易受光照条件、人体朝向、遮挡及环境反射特性等因素影响，且与高速红外摄像机系统相比，其空间分辨率和时间精度普遍较低。在楼梯行走等复杂姿态下，膝关节、踝关节等部位的三维定位精度尤其有限，并表现出显著的速度相关性[18,24]。各类三维运动捕捉系统的技术原理与主要分析参数对比见表1。

表1 三维运动捕捉系统分类与特性对比

Table 1 Comparison of 3D motion capture system categories and characteristics

系统类型	技术原理	主要分析参数
有标记系统	在体表粘贴反光标记点，通过多个高速红外摄像机捕捉其运动轨迹，重建三维运动数据	关节角度、角速度、角加速度、运动轨迹、步态时空参数（如步长、步频、步速等）
无标记-基于惯性传感器	将集成加速度计、陀螺仪和磁力计的惯性测量单元穿戴于人体主要节段，通过传感器融合算法解析肢体姿态	关节角度、角速度、肢体方位、步态时空参数
无标记-基于计算机视觉	基于深度相机：发射并接收红外信号获取深度图，结合内置算法估算关节点三维位置。基于彩色相机：使用单目/多目彩色相机，通过深度学习模型检测人体关键点，并通过多视角进行三维重建	关节角度、姿态估计、运动轨迹、步态时空参数

5.2 三维测力台

三维测力台是动力学分析的核心设备。当受试者在测力台上行走时，内置的应变传感器会精确测量3个方向（垂直、前后、左右）的地面反作用力。这些原始信号经放大和数模转换后，可计算出支撑期内的地面反作用力、力矩、压力中心轨迹及冲量等关键参数。在楼梯行走研究中，测力台常嵌入台阶中，用于分析上下楼梯时下肢的负载与力学特征[25]。

5.3 表面肌电系统

表面肌电信号是肌肉收缩时在皮肤表面引发电位变化的综合反映。表面肌电系统通过贴附于目标肌肉皮肤表面的电极采集此微弱信号，经前置放大器、滤波器和模数转换器处理，最终得到可用于分析肌肉激活时序、强度（振幅、均方根值）、肌肉协调性（共激活指数）和肌肉疲劳度（中值频率、平均功率频率）的肌电信号。在楼梯行走等功能性任务中，表面肌电常与运动学、动力学数据同步采集，以全面评估神经肌肉控制策略[22]。

5.4 同步装置

可将三维运动捕捉系统、三维测力台系统、表面肌电系统连接同步的装置，通过统一的触发器指令获取动态任务的同步数据。

5.5 采集软件

用于处理高速摄像系统图像数据并确定参考标志物三维坐标的软件平台。该系统能获取标志物在采集区域内测试任务中的运动轨迹，进而计算并输出各环节的运动角度及重心变化幅度。为确保多模态数据采集的准确性与高效性，采集软件应具备以下基本功能。

（1）多系统同步触发：具备硬件或软件层面的同步触发机制，兼容测力台及表面肌电等外部系统，实现运动学、动力学与肌电信号的同步采集。

（2）实时数据预览：具备直观的可视化界面，支持测试过程中实时呈现多维数据（如三维模型识别、测力台受力及肌电信号波形），便于测试人员实时监控数据质量，及时发现并纠正异常。

（3）模型标定辅助：内置主流生物力学分析模型，提供静态标定与关节中心定位的辅助算法，结合受试者人体测量学参数（如身高、体质量等），精准建立个性化三维人体模型。

（4）数据处理与导出：具备轨迹缺失填补、信号平滑滤波等基础数据处理能力，支持将原始数据导出为通用格式（如C3D、CSV等），以满足不同平台间的后续分析需求。

5.6 计算机

用于数据采集与处理的计算机,其硬件配置与性能应满足集成软件系统的运行要求。

6 测试物理环境

6.1 测试楼梯要求

(1)不同使用场景的试验楼梯踏板的级距和级高应符合表2的规定。

表2 楼梯踏步最小级距和最大级高

Table 2 Minimum tread depth and maximum riser height for stairs

楼梯使用场景	最小级距/mm	最大级高/mm
普通住宅楼梯	220	200
老年人建筑楼梯	320	130
小学校楼梯	260	150

(2)在同一梯段,各踏板的级距和级高应保持一致。若无法实现,该梯段第1级踏板的级高最大可减少15%。

(3)净空高度应不小于2 300 mm。

(4)净空不应小于1 900 mm。

(5)楼梯净宽宜为500～800 mm。

6.2 环境需求

数据采集空间应满足楼梯占地面积和净空高度要求,平地及楼梯测试区域的地面应平整。

6.3 安全防护设施

(1)当楼梯的上升高度超过500 mm时,应安装护栏。楼梯扶手与该梯段踏板的垂直高度应为900～1 000 mm。见图2。

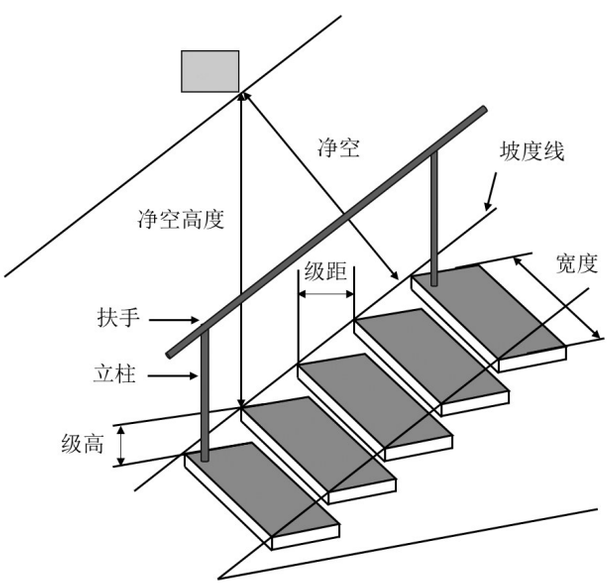


图2 测试楼梯示意图

Figure 2 Schematic diagram of the test stairs

(2)扶手宜采用直径为25～50 mm的圆形截面或等效截面,便于抓握。

7 受试者要求与特殊人群

7.1 基本要求

具备独立完成上下楼梯的活动能力。

7.2 特殊人群筛选与功能判定

对于老年人、手术康复期患者及存在运动功能障碍的人群,应在测试前进行功能筛查。

(1)平衡功能评估:推荐采用"起立-行走"计时测试(timed up and go test,TUG)。TUG耗时超过12 s者[26],需在测试中实施近距离物理监护。

(2)关节受限评估:膝关节主动屈曲角度应达到90°[27]。若因关节挛缩无法满足,应记录其实际活动度并标记为"非典型登梯步态"。

7.3 测试调整建议与限制条件

(1)速度限制放宽:针对平衡力下降或存在关节疼痛的受试者,允许其以"自觉安全速度"进行测试,不强制要求满足本规范"9.3节"的±10%常速误差范围,但在最终报告中需注明"受限步态"。

(2)疲劳监护:增加强制性休息间隔。若受试者自觉疲劳或心率恢复缓慢,应停止当前测试。

7.4 安全注意事项

(1)安全监护:监护人员应位于受试者斜后方1～2个台阶处随动,手臂保持待托扶姿态。也可通过穿戴天轨悬吊系统预防跌倒。

(2)物理环境补偿:针对深度感知受损者(如视力退化的老年人),建议在楼梯前缘增加高对比度防滑条。

8 测试鞋

测试鞋的鞋型应按QB/T 4333—2012[13]进行评价,并认定为符合受试者脚型。

9 测试步骤

9.1 设备校正

在测试开始前,需对所有数据采集设备进行校正,以确保数据的准确性和同步性。

(1)光学动作捕捉系统:进行镜头对焦与视野范围标定,使用标定杆建立空间三维坐标系,随后进行动态标定,确保所有摄像机视角重叠区域的空间精度。摄像机采样频率设置为100 Hz,作为系统的基础时间基准。

(2)测力台系统:对楼梯上嵌入的测力台进行清零和灵敏度校准。其采样频率推荐设置为动作

捕捉系统的10倍(即1 000 Hz),以捕获地面反作用力的高频冲击成分。

(3)表面肌电系统:对无线表面肌电传感器进行信号检查和阻抗测试,确保信号质量。其采样频率推荐设置为动作捕捉系统的20倍(即2 000 Hz),以满足肌电信号分析对高频采样的要求。

(4)系统同步:通过同步装置及生物力学采集软件,验证并实现光学动作捕捉、测力台和肌电数据的精确同步采集。所有设备的采样频率均保持整数倍关系,确保数据流在时域上可被完美对齐与插值。

9.2　测试前准备

测试前受试者应了解本测试的目的以及相应程序。受试者应穿着尺码合脚的测试鞋与短运动棉袜参与测试,并确认其具备独立、安全完成上下楼梯任务的能力。

9.3　受试者常速测试

为确立受试者在楼梯行走时的个性化常速范围,并为正式评测提供速度控制基准,需进行常速基准测试。由于运动速度会显著影响关节力矩、肌肉激活模式及能量消耗等生物力学参数,控制速度是进行个体内前后比较、个体间横向比较以及数据标准化处理的关键前提。推荐根据所使用的数据采集系统,选择以下任一方法进行计时。

(1)红外计时法:在楼梯行程的起点(第1节楼梯前)与终点(最后1节楼梯后)各设置1对红外光电计时器。记录受试者以自觉舒适的速度成功完成上楼梯与下楼梯各5次的有效时长。分别计算上、下楼梯时长的平均值,并取该平均值的±10%作为受试者后续正式实验的常速时间合格范围。

(2)运动捕捉计时法:利用光学动作捕捉系统或惯性传感系统进行计时。在楼梯行程的起点与终点处,于数据空间内定义虚拟的计时触发平面。当受试者身体的特定解剖标记点(如胸骨柄)或惯性传感器穿过该平面时,由系统自动记录时间。数据处理与红外计时法相同,建立±10%的常速时间范围。

(3)测力台计时法:若楼梯嵌有连续分布的测力台,足以清晰地判定受试者足部踏上起始台阶与离开末端台阶的瞬间,可利用测力台信号进行事件判断。以受试者足部与楼梯上特定测力台(如起始和末端台阶的测力台)发生首次接触的力信号作为计时起点与终点。数据处理与红外计时法相同,建立±10%的常速时间范围。

在正式评测中,受试者每次上下楼梯的耗时须控制在其本人基准测试所确定的时间范围内,否则该次数据视为无效;对于无法精确自主计时的系统(如仅使用肌电或部分压力分布系统),建议优先采用外接红外计时法或运动捕捉计时法作为速度控制的基准。

9.4　标记物定位与固定

为进行人体运动学分析,需在受试者身体表面固定反光标记点以构建生物力学模型。推荐根据研究目的与分析需求,选择表3中一种通用的标记集进行粘贴。标记物应牢固粘贴于所选标记集要求的特定解剖标志点或刚性底座上。若使用测试鞋,鞋上标记物位置须与足部解剖标记点(如足跟、第1、2、5跖骨头)准确对应,以确保步态事件检测与足部轨迹追踪的准确性。所有标记点在测试过程中应始终保持可见,且不因肢体运动或衣物遮挡而脱落。无标记运动捕捉系统则无需执行此步骤。

表3　推荐标记集定义

Table 3　Definition of the recommended marker set

标记集名称	核心身体环节	可计算的主要关节角度
基于ISB建议的全身模型(full-body model per ISB recommendations)[28-29]	头、胸、骨盆、双上肢、双下肢、双足	全身主要关节(颈、躯干、肩、肘、腕、髋、膝、踝)在3个平面(矢状面、冠状面、水平面)的角度。其下肢部分与行业中广泛应用的Plug-in Gait模型类似
六自由度下肢标记集(6-DOF lower limb model)[30-31]	骨盆、大腿、小腿、双足	提供髋、膝、踝关节的六自由度运动(即3个角度与3个平移),计算精度更高,能更好地评估关节内部运动
CAST标记集(calibrated anatomical system technique)[8]	骨盆、双下肢、双足	髋、膝、踝关节在3个平面的角度。基于解剖标定,可减少皮肤移动误差

9.5 惯性传感器放置

惯性传感器放置的位置应包括受试者的腰部(左右髂棘最高点连线与背部中线交叉点)、双大腿外侧(膝关节上方约5 cm处)、双小腿外侧(膝关节与踝关节之间)及双足(第3、第4跖骨远端之上),并调整绑带松紧度,以保证其在测试过程中不会脱落。

9.6 表面肌电传感器定位与放置

表面肌电的定位应参照欧洲SENIAM项目推荐的表面肌电传感器放置程序执行(官方参考网址:http://www.seniam.org/sensor_location.htm),登梯相关传感器位置及其定位标准见表4。首先应对受试者进行备皮,如需放置电极的皮肤表面覆盖有毛发,则需剃除。随后使用细磨砂膏或专用备皮纸轻柔打磨皮肤表面以降低阻抗,最后用75%乙醇消毒棉片彻底清洁,即可放置传感器。

表4 登梯测试表面肌电传感器放置规范

Table 4 Specifications for sEMG sensor placement in stair negotiation testing

肌肉	定位	肌电放置方向
最长肌	第1腰椎水平处旁开两指宽	垂直
髂肋肌	髂后上棘至下肋骨最低点连线内侧1指宽的第2腰椎水平处	沿髂后上棘和下肋骨最低点连线的方向
多裂肌	髂后上棘尾端到第1、第2腰椎椎间隙连线,平对第5腰椎距连线约2～3 cm处	沿连线方向
腹直肌	脐水平旁开2 cm	垂直
腹外斜肌	髂前上棘上方约10～15 cm,肋骨下缘与腹直肌外侧缘之间	与肌纤维走向一致(斜向下方)
臀大肌	骶椎与大转子连线的中点	沿髂后上棘到大腿后部中间连线方向
臀中肌	髂嵴外侧缘最高点与大转子连线中点	沿连线方向
股二头肌	坐骨结节与胫骨外上髁连线中点	沿连线方向
腓肠肌内侧头	足跖屈时小腿后侧最隆起处	与肌纤维走向一致
股直肌	髂前上棘与髌骨最上缘连线中点	沿连线方向
股内侧肌	髂前上棘至膝内侧韧带凹陷处连线的4/5处	垂直于连线
股外侧肌	髂前上棘至髌骨最外侧连线的2/3处	沿连线方向
胫前肌	腓骨头至内踝连线的上1/3处	与小腿方向一致

9.7 静态测试

采用静态校准姿势建立人体的骨骼模型和标记点参考。对于有标记点运动捕捉系统,受试者于采集区域中心自然站立,双脚与肩同宽,双臂姿势推荐为:肩关节外展20°～45°,肘关节屈曲80°～100°,前臂旋前。记录此姿势下各标记点的位置作为初始状态。对于无标记点运动捕捉系统,受试者以“T-pose”或“A-pose”站立于采集区域中心,双脚与肩同宽,双臂平举或外展30°～60°,以确保系统能采集到足够数据进行身体模型的识别与构建。

9.8 裸足登梯测试

受试者先后以常速测试设定的速度范围进行上下楼梯,高速摄像系统或惯性传感器、测力台以及表面肌电传感器分别记录该过程中各参考标记物运动轨迹、动力学数据以及肌电数据的变化,上梯和下梯至少各采集3次有效数据。

9.9 着测试鞋登梯测试

受试者穿着测试鞋,重复“9.7”和“9.8”步骤。

9.10 数据预处理

9.10.1 滤波器选择与参数设置

(1)运动学数据:采用四阶零相位Butterworth低通滤波器,截止频率设为6～10 Hz。

(2)动力学数据:采用四阶零相位Butterworth低通滤波器,截止频率设为20～50 Hz[32]。

(3)肌电数据:采用20～450 Hz带通滤波及50 Hz陷波处理。表面肌电包络线提取需经上述滤波与全波整流处理后,通过对信号施加截止频率为5～10 Hz的低通滤波获得[33]。

9.10.2 步态事件识别方法

(1)足着地:采用测力台垂直力超过20 N的时刻判定[34];无测力台时,采用足跟或足尖标记点垂直位移的局部极小值点,以足跟标记点在垂直方向上的速度转折点或最低点作为判定基准。

(2)足离地:采用测力台垂直力低于20 N的时刻判定;无测力台时,采用足尖标记点垂直加速度向上突变的瞬间或位移转折点判定。

9.10.3 无标记点系统特殊规范

需校验股骨、胫

骨等刚性环节在运动中的长度一致性，确保模型稳定性。各骨段长度在试次内的波动应控制在2 cm以内，超出该范围的试次视为姿态估计不稳定并予以剔除[35]。记录并注明姿态估计算法及版本信息。

9.11 测试有效性要求

（1）时间有效性：所有测试均需满足受试者上梯或下梯的动作时间需在常速测试设定的时间范围内，否则数据无效。

（2）动力学有效性：若受试者上下梯时使用扶手，或两脚同时落在同一台阶上，则该次试验的动力学数据视为无效，但其运动学与肌电数据仍可保留用于其他分析。

（3）标准步态分析：强烈建议排除使用扶手及非交替步态（两脚同台阶）的测试数据。

（4）数据完整性：① 关键标记点丢失时长超过步态周期10%且无法通过模型补全时，该次运动学数据无效[36]。② 肌电噪声：剔除明显的基线漂移、突发尖峰、信号饱和或者大幅低频运动伪影的试次；剔除带通滤波后仍无法有效区分肌肉激活与噪声成分的试次；剔除因电极脱落、接触不良或出汗等原因导致信号幅值在测试过程中出现异常突变或长时间衰减的试次；排除肌肉激活模式及激活起止时序或幅值变化明显不符合该动作生物力学与神经控制特征的试次[37]。上述表面肌电数据的排除方法需在方法学部分明确说明。③ 轨迹跳变：无标记点系统捕捉到的骨骼关节点发生明显坐标跃迁或长时间（超过5帧）固定在某一坐标位置，该段数据应标记为无效。

9.12 测试过程扶手使用与注意事项

测试过程中若受试者发生重心不稳，产生恐惧心理等情况允许使用扶手，但不计入有效数据。

10 测试结果

10.1 测试结果要求

取受试者裸足和穿着测试鞋测试各3～5次有效测试结果的平均值分别作为其裸足和穿着测试鞋状态下的生物力学参数。

10.2 数据管理

测试人应充分告知受试者测试内容，在取得书面知情同意书后方可获取登梯测试中的运动生物力学数据。测试人员应约定统一的数据传输平台或方式，并验证数据传输的正确性和完整性。数据存储过程中应严格执行受试者信息保密制度。

10.3 数据分析

使用运动生物力学分析软件对测试结果进行分析。以一侧足着地到同侧足再次着地为1个完整步态周期，定义足着地和足离地事件，划分支撑相和摆动相。分析结果可包含不同时相的时空参数、运动学参数、动力学参数和肌电参数。

11 测试报告

测试报告应包含以下内容：

（1）标准编号；

（2）受试者的基本描述；

（3）测试仪器的名称及型号，台阶的材料和表面情况；

（4）受试者裸足和穿着测试鞋状态下的运动学参数、动力学参数和表面肌电参数测试结果；

（5）测试人姓名及测试日期。

12 结局指标

12.1 关节活动度

关节活动度可直接反映关节灵活性和功能状态，对登梯这一多关节协同任务尤为关键。包括头部、骨盆以及双侧肩、肘、腕、髋、膝、踝等关节在矢状面、冠状面及水平面上的关节活动度，通常以角度（°）表示。关节活动度异常通常提示关节僵硬、挛缩或因疼痛诱发的规避性运动策略。为代偿特定关节的活动受限，患者常出现邻近关节的过度运动。该代偿机制可能降低运动效率，并引发异常关节负荷分配模式。

12.2 关节力矩

关节力矩可反映登梯时关节所承受的力学负荷及肌肉产生的内在驱动力。通常包括双侧下肢髋、膝、踝关节在矢状面、冠状面及水平面上的关节力矩。为便于个体间比较，关节力矩常进行体质量归一化处理（必要时结合身高），单位一般为牛顿·米每千克（N·m/kg）。在运动功能障碍评估中，关节力矩异常可直接反映肌力不足或关节负荷分配异常。例如，膝关节伸展力矩峰值下降常提示股四头肌发力不足；冠状面膝关节内收力矩异常增大则与膝关节内侧间室负荷过重高度相关。

12.3 地面反作用力

地面反作用力是评估登梯过程中下肢受力特征与整体运动负荷的重要指标，通常分析双侧下肢在矢状面、冠状面及水平面上的反作用力。地面反作用力经体质量归一化处理，单位为牛顿每千克

(N/kg)。通过分析登梯过程中的三维地面反作用力,可量化评估下肢关节负载(矢状面)与动态平衡控制(冠状面或水平面),有效预判关节退变风险与跌倒概率;同时,基于双侧对称性分析,能揭示肢体功能障碍及代偿机制,为骨科康复方案的制定、假肢或外骨骼适配效果的评估提供生物力学依据。

12.4 身体质心移动轨迹、移动范围、移动速度

身体质心的移动轨迹、范围和速度是反映登梯过程中整体动态稳定性的重要指标。质心移动范围(尤其是冠状面方向)的异常增大通常反映侧向稳定性不足;移动速度的剧烈波动或双侧对称性失衡则可能反映神经肌肉协调能力下降,或存在疼痛诱发的保护性代偿策略。临床上,监测质心轨迹相关指标可更敏感地识别患者的运动功能状态,为制定个体化防跌倒干预与步态重建方案提供依据。

12.5 压力中心移动轨迹、移动范围、移动速度

压力中心的移动轨迹、范围和速度能够敏感地反映个体在登梯过程中动态平衡调控能力。压力中心与身体质心的相对位置关系及其运动轨迹的协同性是评价动态平衡的关键,反映了下肢(尤其是踝关节策略)维持重心稳定的主动纠偏能力[38]。

12.6 时空参数

时间参数包括步态周期时间、步长时间、支撑相时间、摆动相时间、双支撑相时间、单支撑相时间、单/双支撑相百分比、步频等;空间参数包括步长、跨步长、步宽及足偏角等。步速作为时空综合指标,反映个体的移动能力。时空参数能从时间与空间两个维度全面表征步态模式,是反映登梯运动节律性与效率的基础指标。临床上,时空参数的改变往往是功能障碍的代偿性表征。例如,双支撑相时间延长、步宽增加及步速下降通常提示患者为应对平衡能力下降或恐惧跌倒而采取的保守策略;双侧支撑相时间的不对称则是诊断单侧下肢功能缺陷(如偏瘫、单侧疼痛)的敏感生物标志物。

12.7 表面肌电图

表面肌电图的时域与频域指标可分别反映登梯过程中肌肉的神经肌肉特征。

(1)时域指标:主要包括积分肌电、均方根振幅、激活持续时间等,可量化肌肉在登梯过程中的募集强度与运动时序。积分肌电或均方根振幅的异常增高提示患者为代偿肌力不足而产生的过度募集;肌肉激活时序改变或主动肌与拮抗肌共收缩率增加则反映中枢神经运动控制受损或神经肌肉协调性下降,可能导致关节僵硬及运动能耗增加。

(2)频域指标:主要包括平均功率频率、中值频率、总功率等,可敏感识别局部肌肉的早期疲劳。肌肉疲劳是诱发登梯中后期神经控制失效、关节失稳与跌倒风险增加的重要因素。

13 测试人员

13.1 人员组成

宜配备康复治疗师和/或康复医师。

13.2 人员资质

(1)康复治疗师:须持有国家康复治疗师资格证书,且具备运动生物力学或人体运动科学相关专业背景。

(2)康复医师:须持有国家执业医师资格证书,且具有运动生物力学或人体运动科学相关专业背景。

14 注意事项

14.1 知情同意

进行登梯运动评测前,须征得受试者同意。

14.2 不良事件处理

整个测试过程中应确保受试者的安全,及时识别、处理和报告不良事件。

(1)一般不良事件的处理:登梯评测中可能出现的不良事件包括但不限于跌倒、扭伤、拉伤、胸闷、心悸、头晕、肌肉酸痛等。一旦出现上述情况,应立即暂停测试,给予必要的安全保护与初步处理,并根据不良事件的性质和严重程度采取相应措施,确保受试者安全。

(2)严重不良事件的处理:若登梯过程中发生严重不良事件(如需住院治疗、出现持久性或显著性功能丧失、危及生命或导致死亡或需紧急医学处置等),应立即终止测试,及时启动应急预案,并迅速将受试者转介至医疗机构处理。同时,研究团队需在规定时限内向伦理委员会及相关管理部门报告,并对事件原因进行分析评估。

14.3 登梯测试的质量控制

为确保登梯测试结果可靠性与一致性,应该在评测前、评测中、评测后实施严格的质量控制措施。

(1)测试前质量控制:对相关人员进行培训,使其掌握规范化的测试流程、明确的指令及安全注意事项。对2名及以上经过统一培训的研究人员进行重测信度评估,即在不同时间点对同一组受试者进行重复测试,以评估人员间和人员内的重测信度。推荐采用组内相关系数(intraclass correlation coefficient,

ICC)评估测试的稳定性,通常要求ICC>0.75[39],并结合变异系数(coefficient of variation,CV)或标准测量误差(standard error of measurement,SEM)来评价测量结果的可靠性与精确度。测试前对环境和设备进行校正,确保运行稳定和准确。

(2)测试中质量控制:实时监测受试者状态、严格按照预先制定的标准化流程执行测试,以±10%的常速时间范围作为登梯速度合格标准。

(3)测试后质量控制:数据处理过程中严格遵循统一的分析流程(包括滤波参数、坐标系设定、步态事件识别方法等),以减少人为偏差。所有处理步骤均由2名及以上具备经验的研究人员进行交叉核查,确保关键结果的一致性与准确性。最后,所有数据按研究编号进行分类存档、备份与存储,记录处理版本、时间及操作者信息,以保证数据管理规范化,提高研究的可追溯性与复现性。

参考文献

[1] ALZAHRANI M A,DEAN C M,ADA L. Ability to negotiate stairs predicts free-living physical activity in community-dwelling people with stroke:an observational study [J]. Aust J Physiother,2009,55(4):277-281.

[2] LEE S H,LEE H J,KIM K,et al. Effect of exercise using an exoskeletal hip-assist robot on physical function and walking efficiency in older adults [J]. J Pers Med,2022,12(12):2077.

[3] HARPER N G,WILKEN J M,NEPTUNE R R. Muscle function and coordination of amputee stair ascent [J]. J Biomech Eng,2018,140(12):121004.

[4] JACOBS J V. A review of stairway falls and stair negotiation:lessons learned and future needs to reduce injury [J]. Gait Posture,2016,49:159-167.

[5] ACKERMANS T M A,FRANCKSEN N C,CASANA-ESLAVA R V,et al. A novel multivariate approach for biomechanical profiling of stair negotiation [J]. Exp Gerontol,2019,124:110646.

[6] MCCLELLAND J A,FELLER J A,MENZ H B,et al. Patterns in the knee flexion-extension moment profile during stair ascent and descent in patients with total knee arthroplasty [J]. J Biomech,2014,47(8):1816-1821.

[7] NOVAK A C,BROUWER B. Kinematic and kinetic evaluation of the stance phase of stair ambulation in persons with stroke and healthy adults:a pilot study [J]. J Appl Biomech,2013,29(4):443-452.

[8] DOBSON F,HINMAN R S,ROOS E M,et al. OARSI recommended performance-based tests to assess physical function in people diagnosed with hip or knee osteoarthritis [J]. Osteoarthr Cartil,2013,21(8):1042-1052.

[9] KENNEDY D M,STRATFORD P W,HANNA S E,et al. Modeling early recovery of physical function following hip and knee arthroplasty [J]. BMC Musculoskelet Disord,2006,7:100.

[10] WOO H,KONG K,RHA D W. Lower-limb-assisting robotic exoskeleton reduces energy consumption in healthy young persons during stair climbing [J]. Appl Bionics Biomech,2021,2021(1):8833461.

[11] KOYAMA Y,TATEUCHI H,ARAKI K,et al. Mechanical energy efficiency for stepping up and down in persons with medial knee osteoarthritis [J]. Gait Posture,2019,69:143-149.

[12] 游永豪,邵梦霓,胡燕杰,等. 基于步态特征的老年人跌倒风险预警模型[J]. 医用生物力学,2020,35(4):489-495.
YOU Y H,SHAO M N,HU Y J,et al. Early warning model of fall risk for the elderly based on gait characteristics [J]. J Med Biomech,2020,35(4):489-495.

[13] 中华人民共和国工业和信息化部. 鞋类合脚性评价方法:QB/T 4333—2012[S]. 北京:中国轻工业出版社,2012.
Ministry of Industry and Information of the People's Republic of China. Footwear-assessment for fitting:QB/T 4333—2012 [S]. Beijing:China Light Industry Press,2012.

[14] 国家市场监督管理总局,国家标准化管理委员会. 机械安全 接近机械的固定设施 第3部分:楼梯、阶梯和护栏:GB/T 17888.3—2020[S]. 北京:中国标准出版社,2020.
State Administration for Market Regulation,Standardization Administration of the People's Republic of China. Safety of machinery—permanent means of access to machinery:part 3:stairs,stepladders and guard-rails:GB/T 17888.3—2020 [S]. Beijing:Standards Press of China,2020.

[15] 国家质量监督检验检疫总局,中国国家标准化管理委员会. 假肢和矫形器 术语 第1部分:正常步态:GB/T 30660.1—2014[S]. 北京:中国标准出版社,2015.
General Administration of Quality Supervision,Inspection and Quarantine of the People's Republic of China,Standardization Administration of the People's Republic of China. Prosthetics and orthotics—vocabulary:part 1:normal gait:GB/T 30660.1—2014 [S]. Beijing:Standards Press of China,2015.

[16] 顾均,朱茜,杜志杰,等.《民用建筑设计统一标准》GB 50352-2019 [J]. 建设科技,2021(13):52-56.
GU J,ZHU X,DU Z J,et al. Uniform standard for design of civil building (GB 50352-2019) [J]. Constr Sci Technol,2021(13):52-56.

[17] 甄洁,肖涛. 简明运动生物力学[M]. 重庆:重庆大学出版社,2020:46.
ZHEN J,XIAO T. Concise sports biomechanics [M]. Chongqing:Chongqing University Press,2020:46.

[18] 李玉章. 表面肌电在体育中的应用[M]. 上海:复旦大学出版社,2015:79-82.
LI Y Z. Application of surface electromyography in physical education [M]. Shanghai:Fudan University Press,2015:79-82.

[19] 王念,黄达武. 表面肌电的研究进展[J]. 当代体育科技,2019,9(3):27-29,31.
WANG N,HUANG D W. Research progress of surface electromyography [J]. Contemp Phys Technol,2019,9(3):27-29,31.

[20] MENTIPLAY B F,PERRATON L G,BOWER K J,et al. Gait

assessment using the Microsoft Xbox One Kinect: Concurrent validity and inter-day reliability of spatiotemporal and kinematic variables [J]. J Biomech, 2015, 48(10): 2166-2170.

[21] 林锦聪,严亚波,吴子祥,等. 无标记运动捕捉系统在临床步态分析上的研究进展[J]. 中国数字医学, 2024, 19(3): 79-85.
LIN J C, YAN Y B, WU Z X, et al. Research progress of marker-free motion capture system in clinical gait analysis [J]. China Digit Med, 2024, 19(3): 79-85.

[22] LUINGE H J, VELTINK P H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers [J]. Med Biol Eng Comput, 2005, 43(2): 273-282.

[23] SHOTTON J, SHARP T, KIPMAN A, et al. Real-time human pose recognition in parts from single depth images [J]. Commun ACM, 2013, 56(1): 116-124.

[24] OGAWA A, MITA A, YOROZU A, et al. Markerless knee joint position measurement using depth data during stair walking [J]. Sensors, 2017, 17(11): 2698.

[25] NOVAK A C, BROUWER B. Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults [J]. Gait Posture, 2011, 33(1): 54-60.

[26] BISCHOFF H A. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalised elderly women [J]. Age Ageing, 2003, 32(3): 315-320.

[27] RIENER R, RABUFFETTI M, FRIGO C. Stair ascent and descent at different inclinations [J]. Gait Posture, 2002, 15(1): 32-44.

[28] WU G, SIEGLER S, ALLARD P, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion: part Ⅰ: ankle, hip, and spine [J]. J Biomech, 2002, 35(4): 543-548.

[29] WU G, VAN DER HELM F C T, VEEGER H E, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part Ⅱ: shoulder, elbow, wrist and hand [J]. J Biomech, 2005, 38(5): 981-992.

[30] CAPPOZZO A, CATANI F, DELLA CROCE U, et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination [J]. Clin Biomech, 1995, 10(4): 171-178.

[31] BESIER T F, STURNIEKS D L, ALDERSON J A, et al. Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis [J]. J Biomech, 2003, 36(8): 1159-1168.

[32] WINTER D A. Biomechanics and motor control of human movement [M]. 4th ed. Hoboken, N. J.: Wiley, 2009: 67-74.

[33] HERMENS H J, FRERIKS B, DISSELHORST-KLUG C, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2000, 10(5): 361-374.

[34] RIENER R, RABUFFETTI M, FRIGO C. Stair ascent and descent at different inclinations [J]. Gait Posture, 2002, 15(1): 32-44.

[35] KANKO R M, LAENDE E K, DAVIS E M, et al. Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture [J]. J Biomech, 2021, 127: 110665.

[36] HOWARTH S J, CALLAGHAN J P. Quantitative assessment of the accuracy for three interpolation techniques in kinematic analysis of human movement [J]. Comput Meth Biomech Biomed Eng, 2010, 13(6): 847-855.

[37] DE LUCA C J, DONALD GILMORE L, KUZNETSOV M, et al. Filtering the surface EMG signal: movement artifact and baseline noise contamination [J]. J Biomech, 2010, 43(8): 1573-1579.

[38] HOF A L, GAZENDAM M G J, SINKE W E. The condition for dynamic stability [J]. J Biomech, 2005, 38(1): 1-8.

[39] KOO T K, LI M Y. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research [J]. J Chiropr Med, 2016, 15(2): 155-163.

Specification for the Biomechanical Assessment of Stair Negotiation

HOU Meijin[1,2,3], MA Ye[4], DAI Houde[5], GAO Yueming[6], ZHENG Zhiyi[7], WEI Shutao[8], LIU Dongwei[9], ZHANG Lingjie[10], GUO Chenyi[11], WU Siling[3], ZHENG Jiaqi[3], CHAI Yatai[3], WANG Xiangbin[3*]

[1] *Rehabilitation Industry Institute, Fujian University of Traditional Chinese Medicine, Fuzhou, Fujian 350122, China;*
[2] *National and Local Joint Engineering Research Centre of Rehabilitation Medical Technology, Fuzhou, Fujian 350122, China;*
[3] *College of Rehabilitation Medicine, Fujian University of Traditional Chinese Medicine, Fuzhou, Fujian 350122, China;*
[4] *Research Academy of Great Health, Faculty of Sports Sciences, Ningbo University, Ningbo, Zhejiang 315211, China;*
[5] *Quanzhou Institute of Equipment Manufacturing, Haixi Institutes, Chinese Academy of Sciences, Quanzhou, Fujian 362216, China;*
[6] *College of Physics and Information Engineering, Fuzhou University, Fuzhou, Fujian 350108, China;*
[7] *ANTA Sports Science Laboratory, Quanzhou, Fujian 362212, China;*
[8] *361 Degrees (China) Co., Ltd, Xiamen, Fujian 361009, China;*
[9] *School of Information Technology and Artificial Intelligence, Zhejiang University of Finance and Economics, Hangzhou, Zhejiang 310018, China;*
[10] *School of Health, Fujian Medical University, Fuzhou, Fujian 350122, China;*
[11] *Department of Electronic Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China*
*Correspondence: WANG Xiangbin, E-mail: wangxbin@fjtcm.edu.cn

(下转第630页)