

# 不同步态分析系统在骨性关节炎中的应用进展

岳友<sup>1,2</sup>, 吴海贺<sup>2</sup>, 齐岩松<sup>2\*</sup>, 包呼日查<sup>2</sup>, 魏宝刚<sup>2</sup>, 王永祥<sup>2</sup>, 马秉贤<sup>2</sup>, 徐永胜<sup>2\*</sup>

1. 内蒙古医科大学研究生院, 呼和浩特 010010

2. 内蒙古自治区人民医院骨关节科(运动医学中心), 呼和浩特 010017

**摘要** 概述了目前临床应用的3种步态分析技术:压力传感技术(足底压力系统)、计算机视觉技术(有标记的步态分析系统和无标记的步态分析系统)和可穿戴技术(可穿戴式传感器系统)。分析了不同步态分析系统的测量原理、实验方式及临床应用的优劣势等方面。分析表明计算机视觉技术设备运行复杂,对专业要求高,不利于非专业人员进行操作;可穿戴惯性传感系统技术可以构建个人化、智能化与舒适性的随身穿戴设备,具有突出的技术优势和广泛的应用前景,是今后医学预防领域和医疗保障的重要发展方向。

**关键词** 步态分析系统;骨性关节炎;传感器单元

骨性关节炎(osteoarthritis, OA)是由多种因素引起的关节软骨退变、软骨下骨硬化、关节边缘骨质增生和滑膜增生等一系列病理改变,其发病机制尚不明确,女性多于男性,60岁以上人群中患病率可达50%,75岁以上人群中患病率达80%,该病的致残率可高达53%<sup>[1]</sup>。OA好发于负重大、活动多的关节,如髋、膝、踝等关节,下肢OA常引起患者步态异常。国内外研究的重点多集中在分子生物学和细胞生物学领域,而对OA患者步态分析的研究

尚不深入。步态分析是在严格遵循现代生物力学基本原理、人体解剖学以及生理学等基础上,通过与正常数据比较,从而得出OA患者的异常参数的变化规律及影响步态的相关因素,为OA诊断、治疗决策及临床疗效等方面提供新的研究手段和科学的数据,是一种可靠的评估工具。但目前步态分析系统众多,包括:足底压力测量系统、有标记的运动捕捉系统、无标记的步态分析系统和可穿戴式传感器系统,尚无完整全面的分析评价和应用范畴。

收稿日期:2020-11-21;修回日期:2021-05-27

基金项目:国家自然科学基金项目(81560374,82172444);内蒙古自治区科技计划项目(201802154,2021GG0127)

作者简介:岳友,硕士研究生,研究方向为骨关节临床与基础,电子信箱:674185568@qq.com;齐岩松(共同通信作者),主治医师,助理研究员,研究方向为运动医学临床与基础,电子信箱:malaqinfu@126.com;徐永胜(通信作者),主任医师,研究方向为骨关节、运动医学临床与基础,电子信箱:dlxyf@163.com

引用格式:岳友,吴海贺,齐岩松,等.不同步态分析系统在骨性关节炎中的应用进展[J].科技导报,2021,39(22):35-42;doi:10.3981/j.issn.1000-7857.2021.22.004

本文对不同步态分析系统在 OA 患者诊疗中应用的优缺点进行了综述和分析,以期对临床应用提供参考。

## 1 足底压力测量系统

目前,足底压力测量系统有 2 种,即平台系统和鞋垫/鞋内系统。平台系统是固定的测量设备,使用时需放置在实验室的水平地面上。其中压力板只能测量静止时或单次跨步时足底压力分布信息,其优点为没有外部干扰。测量时要求受试者裸脚,可以提供对于鞋子或矫形鞋垫非常详细的分析。它的传感器分辨率通常很高(4~9 个传感器/cm<sup>2</sup>),甚至可以对几毫米的物体进行详细分析。但是大多数平台系统的传感器分布面积大小有限,只能测量 1 个完整的步态周期中有限的 1~2 个过程<sup>[2]</sup>。由于在有限的压力板范围内,需要受试者踩至少 4 个足印来测量相关的足底压力信息,所以部分受试者人为调整跨步长度以满足测试要求,从而可能导致平台系统测得的跨步长度短于鞋垫/鞋内系统(图 1)<sup>[3-4]</sup>。



图1 足底压力测试板(德国 medilogic)

鞋内系统是将设备放置在受试者的鞋中,因此可以评估脚底和鞋或矫形鞋垫之间的压力界面<sup>[2]</sup>。此类系统是便携式的,把数据采集系统固定在受试者身上,使用数据线将鞋垫与数据采集系统连接,可以在室内和室外不同地形以及任务中使用<sup>[5]</sup>。在采集过程中,可以检测到行走中的每个时相步态,从而分析大量的步态周期。但是,鞋垫系统的空间传感器分辨率与平台系统相比较低。目前更先进

的鞋垫系统是无线的,仅由鞋垫组成,鞋垫本身就包括能源供应和数据存储<sup>[5-6]</sup>,但造价高昂(图 2<sup>[5]</sup>)。

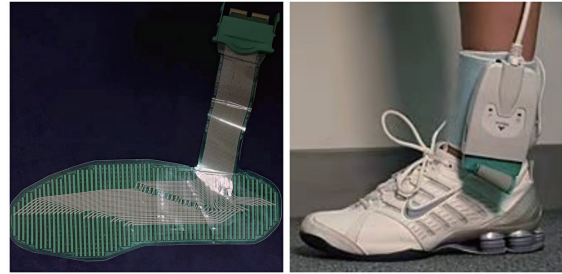


图2 鞋垫式测量分析系统(美国 Tekscan)

大多数平台足底压力系统,是基于静态或者一小段有限的步行过程,缺乏动态的持续性变化,而且主要研究直线行走的运动过程,然而实际生活中的患者,其运动方式包括直线行走、旋转、转弯运动等,这是平台足底压力系统的缺陷,而鞋垫/鞋内系统可以发挥这方面优势。Godi 等<sup>[7]</sup>在用于评估直线和曲线轨迹步态的鞋内足底压力系统的测试可靠性研究中,以接触面积和峰值压力作为可靠性的评价指标,发现该系统在 50 个步数内得到了 2 项指标的高可靠性,而时间变量的高可靠性需要较大的步数。这表明使用鞋垫足底压力系统可以在曲线轨迹步态中得到高水平的可靠性,证明其适用范围更广,在复杂和混合的行走过程中依然可靠。但是如何调整跑道的长度及实验对象的步数来获得较高的步态参数可靠性,依然是鞋垫系统需要改进和提升的方向。

足底压力测量系统的应用是多种多样的,它可以捕获和显示峰值压力区域,主要应用于运动指导和预防损伤<sup>[8-9]</sup>。Wu 等<sup>[10]</sup>通过平台足底压力测量系统研究证实,足底压力分布的改变将会使足底压力重心发生偏移,压力中心的内外侧位移是单脚支撑姿势足部倾斜动作的表现,最终表现为膝关节的内翻或者外翻。表明早期足底压力的改变,会向上传导,引起膝关节内部应力的变化,导致膝关节骨性关节炎(Rnee osteoarthritis, KOA)患者的病情加重。付海燕<sup>[11]</sup>使用平台足底压力测量系统探究 KOA 患者的步态指标和临床应用发现, KOA 患者为减少疼痛,患侧会尽量减少单独支撑身体的时间,具体

表现在足跟触地阶段缩短,全足支撑阶段延长。此外,疼痛时足跟不敢着地,后蹬无力,中间垂直支撑阶段不能很好地缓冲,因而地面垂直反力出现典型的多峰曲线。通过这些指标,患者活动时是否疼痛、程度如何,便可进行客观地评估。治疗后,若各指标出现变化及地面垂直反力曲线恢复双峰夹谷的趋势,则说明患者疼痛症状改善,治疗有效果。足底压力测量系统不仅可以准确反映KOA患者疼痛的表现,而且为临床康复提供了很好的参考。

## 2 有标记的步态分析系统

有标记的步态分析是指将主动发光或被动反光的直径为4~25 mm的球形皮肤标记物(Marker)直接附在人体的特定解剖标志上,或者附在有仪表盘、位置传感器的相应身体部位。使用近红外光谱分析技术,在三维(3D)环境中识别Marker的位置和方向,目前使用的光电技术可测量人体运动的速度超过100 Hz,空间分辨率达1 mm,并且能够可靠地检测数十个标记的存在<sup>[12]</sup>。三维动作捕捉系统合并生物力学测力台和皮肤表面机电采集装置是目前被公认的进行步态分析的“金标准”(图3、图4),可以全面性采集身体每个部分的相对方向和位置、足与地面的作用力情况等时空参数、动力学参数,以及下肢肌肉的各阶段生物电活动<sup>[13]</sup>。其生物力学模型的建立通过捕获的Marker结合人体测量学共同完成,其中广泛使用的模型是常规步态模型(CGM),该模型将人体分为骨盆、双侧股骨、胫骨和足组成的7个部分,每个部分由一个正交坐标系通过3个自由度链接的球窝接头组成。



图3 红外线摄影机和测力台(瑞典Qulisy)

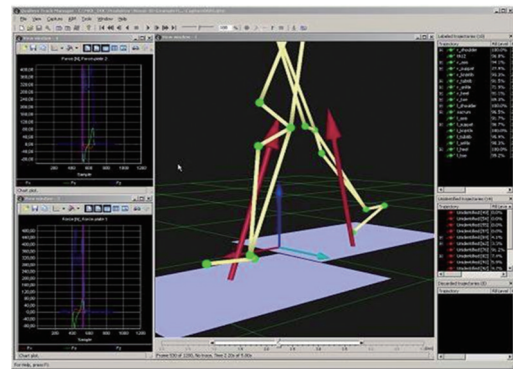


图4 Visual 3D步态分析软件

有标记的步态分析系统仍然存在许多问题,如操作复杂、造价昂贵、测试时间长、数据处理繁琐,并且需多名实验员配合等。此外,Marker的错位可能会导致关节中心的预测出现较大误差,如外侧膝关节标记位置的偏差为距原始中心1 cm,对关节角度、关节力矩计算的结果影响是巨大的,这需要多组操作人员反复进行核对以减少误差<sup>[14-15]</sup>。因此,目前有标记的运动分析系统多用于实验室进行科学研究,在临床上的广泛应用还有待提升。目前有标记的步态分析系统可用于KOA术前评估、手术矫形效果评价以及术后康复随访,还可以对不同手术方法进行比较评价<sup>[16]</sup>。谈译文等<sup>[17]</sup>在研究中观察到KOA患者的步态为“逃避疼痛步态”,即步速减慢、步频减小、步长缩短、患侧肢体单独支撑时相降低,双下肢支持期时间延长及支撑期百分比增加,此外还有患膝关节活动度减小,足跟着地期和支撑期膝关节最大伸直、屈曲角度均减少的特点,提示此类患者通过减少膝关节屈曲来加强膝关节伸直力量,并更快地将重量转移至支撑侧,从而减轻疼痛和膝关节不稳。这些参数可作为诊断KOA的参考力学指标。Alnahdi等<sup>[18]</sup>对全膝关节置换术(total knee arthroplasty, TKA)患者术前及术后的步态分析研究发现,健侧较患侧较高的内收角度会导致健侧长时间负荷增加,导致健侧KOA的发生、进展,但是术后双侧下肢步态差异无统计学意义,TKA可减轻患侧疼痛,改善患者双侧下肢偏斜。Kim等<sup>[19]</sup>通过Meta分析研究KOA患者膝关节单髁置换术(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)术后步态,得出在水平行走期间,UKA患者和健康

对照者之间垂直地面反作用力和矢状面的整体运动学没有显著差异。然而,与健康对照相比,UKA患者表现出明显减少步频、步幅、步长,说明UKA不能完全恢复KOA患者的步态。Liang等<sup>[20]</sup>发现KOA患者经过2周的减重步行和举蹲联合反重力跑步(The anti-gravity treadmill, AlterG)训练后,KOA患者的膝关节疼痛视觉模拟评分(visual analogue scale, VAS)评分下降,步幅、平均速度、步频及膝关节屈伸运动范围逐渐增加,同步肌电图显示,股直肌、半腱肌和股二头肌均有不同程度的改善。

### 3 无标记的步态分析系统

目前无标记运动捕获系统应用较为广泛,具有操作简易、可行性高等优点,其工作原理基于主动视觉系统和被动视觉系统2种方式来获取患者步态数据<sup>[21]</sup>。Schmitz和Gray等<sup>[22-23]</sup>通过无标记运动捕捉系统进行步态分析,结果在参考值范围之内,证明其可准确测量下肢步态参数及识别患者运动中的异常步态。

#### 3.1 主动视觉系统

主动视觉系统的原理是光源系统以激光、光图案或调制光脉冲的形式发射可见光或红外光谱中的光信息到实验室中的光谱接收端,相机收集图像并与在系统中存储的已知距离的参考图案进行比较,通过测定激光开始发射到激光从目标反射回来的时间来测定某位置的距离图,获取并计算结果,最后检测和识别出物体。主动视觉系统的优势包括低成本、设备简单性和易处理性,它可以确定并调整患者的姿势和动作,提供有关其性能的反馈<sup>[21]</sup>。同时该技术操作难度低、方便患者独立完成,但对于环境光照条件要求较高,只能在特定临床环境中使用<sup>[24]</sup>。特别是对于全速采集(30 fps),因为深度图和肢体部分的数值计算繁重,所以需要强大的硬件系统。由于此类传感器分辨率的限制,无法实现高精度测量,因此可能会得到近似结果。此外,由于采集是从单一角度进行的,系统可能会受到插入对象的遮挡。图5为美国Microsoft公司

的Microsoft Kinect无标记运动捕捉系统。



图5 无标记运动捕捉系统  
(图片来源:美国Microsoft Kinect)

主动视觉系统的开发应用,目前主要处在测试和验证可行性的阶段。Gutta等<sup>[25]</sup>提出了一种使用深度传感器进行足部跟踪和步幅参数分析的智能走廊。该系统借助6个时间和空间同步的英特尔实感D415深度传感器,长时间监控了22名受试者,得到深度数据,成功减去背景并合并形成行走的人类点云时间序列。点云被有效地分割成左腿点云和右腿点云。在每条腿组成的点云数据中,它的外围都安装了一个边界框。在采样时,每帧中腿周围的边界框都启用足部跟踪和步幅参数计算,图6<sup>[25]</sup>为基于深度传感器的下肢点云时间序列。从这个新开发的无标记系统获得的大多数步幅参数可与金标准Vicon系统输出相媲美。虽然无标记系

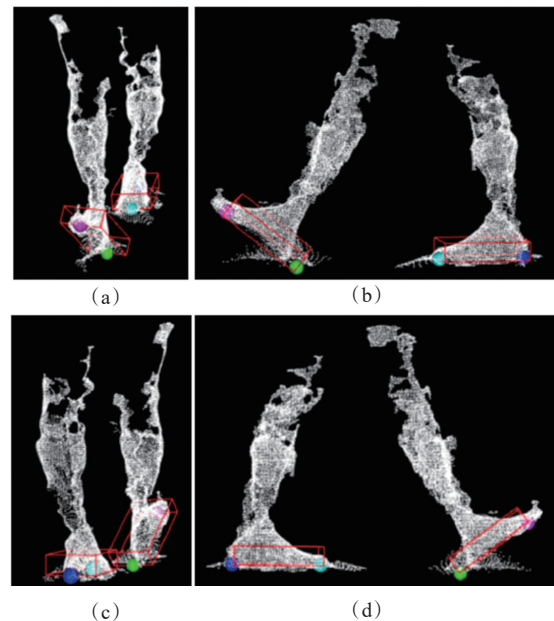


图6 基于深度传感器的下肢点云时间序列

统在时间步幅参数准确且空间步幅参数误差较小的情况下取得了满意的结果,但步幅精度仍需要提高,并且由于脚部接近地板平面时出现噪声,因此观察到脚部角度精度较差。由于足部间隙误差大于1 cm,足部间隙在2~3.2 cm变化,因此需要减少该误差才能为临床决策提供有用的结果。与基于机器学习的骨骼跟踪系统不同,智能走廊系统中的脚部标志永远不会移动到脚外,并且数据以大约60 fps的速度捕获。它无需准备时间(没有传感器连接到身体),没有任何不适,也无需专家干预。

### 3.2 被动视觉系统

目前被动视觉系统在骨科、运动医学领域主要应用于运动跟踪和健康诊断。在使用被动视觉系统时,复杂的计算机算法可以实现物品的轮廓提取。更少标记的运动捕捉起源于计算机视觉和工

程学,主要研究集中在对人体运动的跟踪、估计和识别上。动作捕捉可以基于各种计算机算法,如背景减法、轮廓提取、形状轮廓法等。被动视觉系统仅需要1台摄像机即可提供二维(2D)模型,但为了使数据在生物力学研究或临床环境中准确而详细,需要多个同步摄像机来构建3D模型。被动视觉系统的运动捕捉过程为原始图像—特征提取—3D姿态重建—模型参数—3D关节坐标系—角度计算—关节角度图像(图7<sup>[26]</sup>)。其为临床步态分析提供了一种新方法,将来或可成为临床研究中常规可行的选择,主要优点为可以在自然环境中进行测量分析而无需特殊的实验室环境<sup>[24]</sup>。但轮廓提取的局限性在于易受干扰,患者的衣物、背包以及测量空间内有1个以上的受试者或其他物品等,都会影响图像的采集,这也是目前需要解决的问题之一<sup>[27]</sup>。

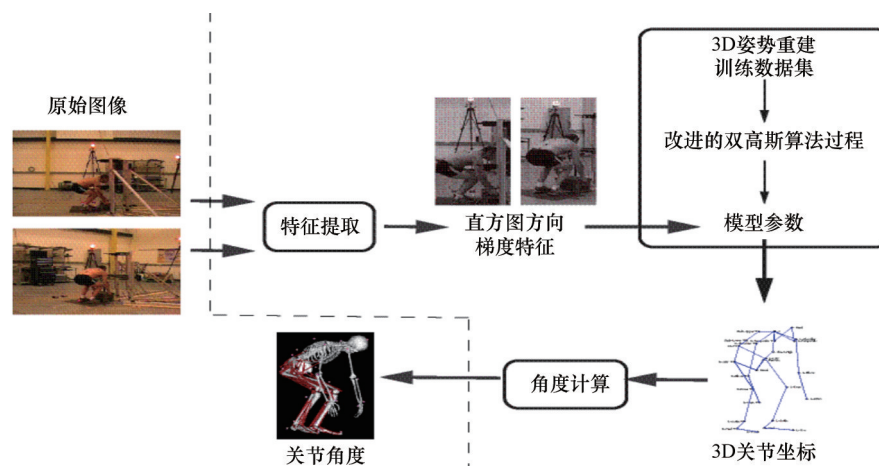


图7 被动的无标记运动捕捉过程

## 4 可穿戴式传感器系统

随着微机电传感器技术、薄膜压力传感器技术以及数据融合等方法的成熟,研制小型化、便携化、医院家庭两用的步态分析设备逐渐成为当前临床研究的趋势,可穿戴设备在体育科学和临床医学领域提供了新的评估运动功能和人体工程学方法<sup>[26,28-29]</sup>。

可穿戴式传感器系统中的惯性测量元件通过基于阈值或数据分类的系统,用于识别姿势和区分

与个人功能状态有关的日常动作,通过使用多种可穿戴设备,可以评估关节和肢体运动学。为了确保采样不受干扰,所有传感器的采样频率必须至少是可检测到的最快运动物体的移动频率的2倍。装有传感器的跟踪器可提供人体活动的定量数据,检测一些重要参数如步数、步态速度、步频、步幅、足部间隙、肢体左右对称性、双足支撑的支撑相和摆动相、步幅变异性以及活动的类型、持续时间和强度<sup>[30]</sup>。

可穿戴式传感器系统的优势包括不限制用户

行动、非独占用户注意力、易于观察和控制、可感知与交互、持续稳定性以及用户专有属性等<sup>[31]</sup>。但目前它的缺陷是易受噪声和外部因素干扰,特别是在临床环境中,无线网络不稳定、X射线辐射和磁场干扰等均对测试结果产生影响,导致准确率下降<sup>[31]</sup>;设备的功耗较大,电池持续时间有限会减少可能的检测次数;无线传输范围或数据存储器存储容量可能会产生限制。因此在选择传感器时,应注意确保采样频率尽可能高,更高的采样频率可以提供更准确的结果。可穿戴系统的优势在于成本较为低廉,相对没有测试环境的限制,允许在任何位置地点(如家中、户外)进行运动和步态分析,在不影响患者日常生活活动的前提下,反映记录一些复杂的运动状态。

可穿戴惯性传感系统和磁性传感器单元(wearable inertial and magnetic sensor units, IM-MU)通过快速设置和数据分析,允许在水中和陆地条件下使用。对于姿势障碍、运动受损或肢体损伤的患者,在水中环境进行康复运动和训练是一种有效方式,可以在水中疗法期间向治疗师及时反馈报告,这对于运动损伤和下肢术后患者的康复是十分有帮助的方式(图8)<sup>[32-33]</sup>。



图8 可穿戴惯性和磁性传感器单元

## 5 结论

步态分析是一种用来评价人体运动的复杂性和下肢功能的可靠技术方法。目前步态分析技术主要分为压力传感技术、计算机视觉技术和可穿戴技术3种。压力传感技术主要在实验室中应用,受限于设备的长度,其步态数据的准确度有时会受到

影响;另一方面,它主要关注于足部的步态参数,不能对下肢整体的步态参数进行测量。计算机视觉系统技术,是对人体的膝关节活动进行跟踪拍摄,再应用三维动作捕捉、视频图像解析等技术,从而达到对人体姿态活动进行识别目的的技术,因其全面性和准确性,所以被公认是进行步态分析的“金标准”。但红外捕捉设备空间占据范围大,对周围环境要求较高,安装及操作过程复杂,且试验前需多次校准,无法进行户外测量;设备软件运行较为复杂,对专业知识要求较高,不利于非专业人员进行操作。因此人体动作捕捉的下一个关键进步是非侵入性和无标记的步态分析系统的开发。

可穿戴惯性传感系统的目的是构建个人化、智能化与舒适性的随身穿戴设备,它在使用者近乎无意识的操作下实现运行,协助完成某项评估工作或实现使用者生存质量的提高。其优点为不受环境的限制,不影响个体的日常活动,不需要实验人员的参与,又可以在远程全天,持续、准确地采集和分析数据。最常用的可穿戴传感器主要包括脚踏转化器、足底压力鞋垫、线性加速度计、陀螺仪、磁力计、倾斜计、测角仪以及肌电图和神经电图传感器等,如H-Gait系统、Gait Smart系统及RehaGait系统等。但电量续航、穿戴舒适性、信息安全、软组织伪影和运动干扰仍然是步态分析文献中的争论话题,尤其是对于肥胖受试者。因此,智能可穿戴技术凭借其突出的技术优势和广泛的应用前景,成为医学预防领域和医疗保障研究的热点方向<sup>[31]</sup>。

随着技术的不断进步,步态分析系统的临床应用范围也不断扩大,针对不同疾病、不同患者,目前已有骨科学、运动医学、康复医学、神经病学、放射学、生理学、神经外科学、医学生物工程学以及儿科学等多个学科通过步态分析方法进行临床研究,并指导药物、支具、手术和物理治疗等治疗方法的选择,使诊断、治疗、康复更加准确和个性化。随着步态分析系统的技术发展日新月异,新的系统必定更加精准、便捷、廉价,临床使用范围更加广泛和全面,可以更好地协助提高骨性关节炎的基础研究和临床疗效水平。

## 参考文献 (References)

- [1] Di L, Giuseppe F, Dario G, et al. Risk of falls in patients with knee osteoarthritis undergoing total knee arthroplasty: A systematic review and best evidence synthesis[J]. *Journal of Orthopaedics*, 2018, 15(3): 903–908.
- [2] Kirtley C. *Clinical gait analysis: Theory and practice*[M]. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone, 2006: 300.
- [3] 高明明, 何泽佳, 恽晓萍, 等. Gaitboter与Noraxon步态分析系统时空参数的一致性比较[J]. *中国康复理论与实践*, 2021, 27(2): 216–221.
- [4] 朱海庆. 人体下肢步态分析系统的设计与实现[D]. 大连: 大连理工大学, 2018.
- [5] Razak A H, Zayegh A, Begg R K, et al. Foot plantar pressure measurement system: A review[J]. *Sensors*, 2012, 12(7): 9884–9912.
- [6] Ostaszewski M, Pauk J, Lesniewski K. A portable plantar pressure system: Specifications, design, and preliminary results[J]. *Technology and Health Care*, 2020, 28(5): 553–560.
- [7] Godi M, Turcato A M, Schieppati M, et al. Test–retest reliability of an insole plantar pressure system to assess gait along linear and curved trajectories[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014, 11: 95.
- [8] Fawzy O A, Arafa A I, Wakeel M A, et al. Plantar pressure as a risk assessment tool for diabetic foot ulceration in Egyptian patients with diabetes[J]. *Clinical Medicine Insights Endocrinology & Diabetes*, 2014, 7(7): 31–39.
- [9] Carl H D, Pauser J, Swoboda B, et al. Soccer boots elevate plantar pressures in elite male soccer professionals [J]. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2014, 24(1): 58–61.
- [10] Wu G. Evaluation of the effectiveness of Tai Chi for improving balance and preventing falls in the older population: A review[J]. *Journal of the American Geriatrics Society*, 2010, 50(4): 746–754.
- [11] 付海燕. 步态分析在膝关节炎诊断及中医康复治疗中的运用[D]. 广州: 广州中医药大学, 2011.
- [12] Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2006, 3(1): 4.
- [13] Sagawa J, Armand S, Lubbeke A, et al. Associations between gait and clinical parameters in patients with severe knee osteoarthritis: A multiple correspondence analysis[J]. *Clinical Biomechanics*, 2013, 28(3): 299–305.
- [14] Winter D. *Biomechanics and motor control of human movement*, fourth edition[M]. New Jersey: John Wiley & Sons, 2009.
- [15] Petersen W, Ellermann A, Zantop T, et al. Biomechanical effect of unloader braces for medial osteoarthritis of the knee: A systematic review (CRD 42015026136)[J]. *Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery*, 2016, 136(5): 649–656.
- [16] Baker R, Leboeuf F, Reay J, et al. *Handbook of human motion*[M]. Switzerland: Springer, 2018: 489–508.
- [17] 谈绎文, 郑显新, 詹红生, 等. 三维步态分析在膝骨性关节炎研究中的应用[J]. *国际骨科学杂志*, 2014, 35(4): 215–218.
- [18] Alnahdi A H, Zeni J A, Snyder–Mackler L. Gait after unilateral total knee arthroplasty: Frontal plane analysis [J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 2011, 29(5): 647–652.
- [19] Kim M K, Yoon J R, Yang S H, et al. Unicompartmental knee arthroplasty fails to completely restore normal gait patterns during level walking[J]. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2018, 26(11): 3208–3289.
- [20] Liang J, Lang S, Zheng Y, et al. The effect of anti–gravity treadmill training for knee osteoarthritis rehabilitation on joint pain, gait, and EMG: Case report[J]. *Medicine*, 2019, 98(18): e15386.
- [21] Muro–de–la–Herran A, Garcia–Zapirain B, Mendez–Zorrilla A. Gait analysis methods: An overview of wearable and non–wearable systems, highlighting clinical applications[J]. *Sensors (Basel)*, 2014, 14(2): 3362–3394.
- [22] Schmitz A, Ye M, Shapiro R, et al. Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system[J]. *Journal of Biomechanics*, 2014, 47(2): 587–591.
- [23] Gray A D, Marks J M, Stone E E, et al. Validation of the microsoft kinect as a portable and inexpensive screening tool for identifying ACL injury risk[J]. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2014, 2(2): 2.
- [24] Szczerbik E, Kalinowska M. The influence of knee marker placement error on evaluation of gait kinematic parameters[J]. *Acta of Bioengineering & Biomechanics*, 2011, 13(3): 43–46.
- [25] Gutta V, Fallavollita P, Baddour N, et al. Development of a smart hallway for marker–less human foot tracking and stride analysis[J]. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 2021, 9: 2100412.
- [26] Mehrizi R, Peng X, Xu X, et al. A computer vision based method for 3D posture estimation of symmetrical

- lifting[J]. *Journal of Biomechanics*, 2018, 69: 40–46.
- [27] Mundermann L, Corazza S, Andriacchi T P. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2006, 3(1): 6.
- [28] Knippenberg E, Verbrugghe J, Lamers I, et al. Markerless motion capture systems as training device in neurological rehabilitation: A systematic review of their use, application, target population and efficacy[J]. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2017, 14(1): 61.
- [29] Shull P B, Jirattigalachote W, Hunt M A, et al. Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention[J]. *Gait Posture*, 2014, 40(1): 11–19.
- [30] Chen K Y, Bassett D R. The technology of accelerometer-based activity monitors: Current and future[J]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2005, 37(11): 490–500.
- [31] 张孝强, 王伟. 智能可穿戴技术在军事医学领域的应用[J]. *医疗卫生装备*, 2019, 40(5): 96–101.
- [32] Becker B E. Aquatic therapy: Scientific foundations and clinical rehabilitation applications[J]. *PM & R the Journal of Injury Function & Rehabilitation*, 2009, 1(9): 859–872.
- [33] Silvia F, Andrea G, Davide B, et al. Gait kinematic analysis in water using wearable inertial magnetic sensors[J]. *PloS One*, 2015, 10(9): e0138105.

## Applications of different gait analysis systems in osteoarthritis

YUE You<sup>1,2</sup>, WU Haihe<sup>2</sup>, QI Yansong<sup>2\*</sup>, BAO Huricha<sup>2</sup>, WEI Baogang<sup>2</sup>, WANG Yongxiang<sup>2</sup>, MA Bingxian<sup>2</sup>, XU Yongsheng<sup>2\*</sup>

1. Graduate School, Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010010, China

2. Department of Orthopedics(Sports Medicine Center), Inner Mongolia People's Hospital, Hohhot 010017, China

**Abstract** The gait analysis technique for the lower limbs is currently one of the important clinical research directions for the diagnosis, the treatment and the intervention of osteoarthritis. This paper reviews the current clinical applications of three gait analysis techniques, the pressure sensing technology (the plantar pressure system), the computer vision technology (the marked gait analysis system and the unmarked gait analysis system) and the wearable technology (the wearable sensor system). Comparison is made with respect to the measurement principle, the experimental method and the clinical application advantages and disadvantages of the asynchronous state analysis system. Due to its complicated operation and the high professional requirements, it is not conducive for non-professionals to operate the computer vision technology equipment. With the wearable inertial sensing system technology, the personal, intelligent and comfortable wearable devices could be used. Due to its outstanding technical advantages and wide application prospects, it is an important development direction in the field of the medical prevention and the medical security in the future.

**Keywords** gait analysis systems; osteoarthritis; sensor unit ●



(责任编辑 傅雪)