

# 轻便低成本型人体平衡功能测量系统研究与开发进展

陈金灵<sup>1</sup>, 顾冬云<sup>1,2</sup>

(1. 上海交通大学 生物医学工程学院, 上海交通大学数字医学临床转化教育部工程研究中心, 上海 200030;

2. 上海市骨科内植物重点实验室 上海交通大学医学院附属第九人民医院, 骨科, 上海 200011)

**摘要:** 人体平衡的控制与保持机制十分复杂, 老龄化、中风、肢体残障等因素都会导致人体运动平衡功能的障碍, 故平衡功能的测试与评价在该类相关疾病的诊断与评判中起着至关重要的作用。本文总结目前人体平衡功能研究的常用设备与方法及其局限, 提出基于微电子传感器系统的穿戴式人体运动捕捉系统、基于体感游戏设计的平衡检测与康复训练系统等几种轻便低价的新型人体平衡测量与训练设备的设计思路与方法。

**关键词:** 平衡检测; 康复训练; 运动捕捉

**中图分类号:** R 318.01      **文献标志码:** A

## Research progress on the light-weight and low-cost systems for human motion balance measurement

CHEN Jin-ling<sup>1</sup>, GU Dong-yun<sup>1,2</sup> (1. *School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Engineering Research Center of Digital Medicine and Clinical Translation, Ministry of Education, Shanghai 200030, China*; 2. *Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implant, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200011, China*)

**Abstract:** The mechanism of balance controlling and maintaining during human motion is quite complex, and many physiological and non-physiological factors such as aging, apoplexy and limb disability can lead to balance dysfunctions. Thus, the functional tests and evaluation on balance plays a vital role in the diagnosis and evaluation of many diseases. The common equipment and methods for investigating balance function of human body, as well as their limitations were summarized, and the design and method of several light-weight, low-cost, novel systems such as wearable motion capture systems based on microelectronic sensors and human balance measuring and training systems based on somatosensory games were also proposed in this paper.

**Key words:** Balance assessment; Rehabilitation training; Motion capture

平衡描述的是人体保持非跌倒的身体姿势, 与身体所受的惯性力以及身体各节段的惯性特性有关<sup>[1]</sup>。人体运动平衡的控制与保持机制十分复杂, 主要由中枢系统通过视觉、前庭、本体感觉系统感知平衡信号, 并控制运动系统调节身体姿势而完成<sup>[2]</sup>。老龄化、中风、肢体残障等因素都会导致人体运动平衡功能的障碍<sup>[3-5]</sup>。因此, 人体运动平衡功

能的测试与评价在许多疾病的诊断与评判中起着至关重要的作用。

早期研究者观察人体在运动中身体的姿态表现, 并由此得出结论进行评估。随着数学、物理学和计算机科学的发展, 开始出现各种用于人体平衡能力测试的设备, 用于定量地评价人体平衡表现。目前应用较为广泛的人体平衡功能评价方法主要有基

收稿日期: 2012-11-08; 修回日期: 2012-12-24

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(31170901), 国家科技支撑项目(2009BA171B06)。

通讯作者: 顾冬云, 硕士研究生导师, Tel: (021) 62932392; E-mail: dongyungu@gmail.com。

于观察评价的平衡量表、以及基于测力平台和三维运动捕捉系统精确测量的实验法。然而量表法定量性较差,测力平台和三维运动捕捉系统设备昂贵且对实验环境要求高,这些不足给临床人体平衡功能测量带来不便。本文对人体平衡功能分析研究手段,以及目前人体平衡功能研究中出现的轻便低价的新型设备进行总结和展望。

## 1 基于运动与动力学的人体运动平衡功能理论与实验方法的发展

早期的研究者观察人体在运动中身体的姿态表现,并由此对人体平衡功能进行评估。Winter等<sup>[1]</sup>建立人体倒立摆模型,分析人体在站立、行走情况下保持平衡的原理与条件。在平衡状态下,人体身体质量中心(center of mass, COM)运动范围应包含于地面反作用力中心(center of pressure, COP)运动范围内,或者COM运动轨迹基本与COP运动轨迹吻合<sup>[1]</sup>。此后人们基于该理论,测量人体COM和COP,开展大量的人体平衡功能研究,并产生与改进了许多人体平衡功能测量与评价的方法。

### 1.1 观察法与量表法

观察法最早由一些经验丰富的生理学家和医学家根据经验观察受试者的某些平衡功能相关的运动表现,由此判断受试者的平衡功能。较为常用的方法有Romberg测试法<sup>[6]</sup>、单脚站立测试(the unipedal stance test)<sup>[7]</sup>、功能性前伸测试(functional reach test)<sup>[8-9]</sup>等。此后,有研究者基于观察法提出了量表法,如Tinetti运动功能测试(Tinetti performance oriented mobility)<sup>[10]</sup>、起立-行走时间测试(the timed "pp and go test")<sup>[11-12]</sup>、Berg平衡量表测试(the Berg balance test)<sup>[13]</sup>等。平衡量表对人体的常见动作如站、坐、行走等进行分类并设定动作完成评分机制,该方法为人体运动平衡评价建立一定的规范和准则,对平衡能力测试进行初步量化。观察法与量表法测量简单快速,十分直观,但定量程度低,测量结果不够精确且带有一定主观性,难以在不同研究个体中进行定量对比。

### 1.2 基于测力平台的站立平衡测试

站立平衡分析是评价人体运动平衡能力的重要手段之一。人体站立平衡主要分为静态站立平衡测试和动态平衡测试。静态站立平衡测试使用测力平

台(force plat)测量人体站立与运动时对地面的压力反作用力中心的位移,能较好地评价人体平衡能力<sup>[14]</sup>。然而静态站立平衡测试只反映人体主动控制站立姿态时的平衡表现,未能反映日常生活中更为普遍的动态平衡受扰情况。针对人体动态平衡功能检测又专门开发了平衡检测仪,描绘动态的姿势图<sup>[15]</sup>。静态测力台和动态平衡仪主要通过COP晃动轨迹的长度和范围等参数来评价人体平衡功能,但都无法对人体的身体质量中心进行测量,即无法准确分析身体质量中心地面投影与地面反作用力中心间的间距。针对这一问题,研究者又使用摄像设备捕捉人体的身体运动影像信息,并建立人体节段模型,通过大量实验测量与经验值计算,较为精确地由运动影像信息获得人体的COM,并由COM和COP间相互位置来分析和评价人体运动平衡功能<sup>[16-17]</sup>。

### 1.3 基于三维运动捕捉系统的步态平衡测试

除了站立平衡外,研究者还运用三维运动捕捉系统分析行走步态,并将基本步态实验扩展为多环境模拟、多因素分析的人体运动平衡功能测量与评价。目前常用的三维运动捕捉系统有Vicon公司开发的光学三维运动捕捉系统、NDI公司开发的三维运动测量系统等。步态平衡测试,主要通过三维运动捕捉系统采集人体运动轨迹以及通过测量力平台采集行走中地面应力曲线,分析人体行走过程中的运动表现以及平衡功能。常用的分析参数有步速、步长、步宽、单足支撑时间百分比等。步态平衡测试的场景除了正常的水平地面行走,还有跑步机行走<sup>[18-19]</sup>、斜坡行走<sup>[20]</sup>、跨越障碍行走<sup>[21]</sup>、台阶行走<sup>[22]</sup>等。通过捕捉人体运动进行的步态平衡分析,可以更全面而真实地获得受试者在实际状况下的运动平衡表现。

平衡量表与测力平台和三维运动捕捉系统是目前人体平衡功能的主要手段。平衡量表主要应用于对于数据采集和分析时间效率要求较高的临床评价中,测力平台和三维运动捕捉系统主要应用于对于数据精度和定量对比度要求较高的研究实验中。以上人体平衡功能评价手段在应用中发挥着各自重要作用,同时也不可避免地显露出各自的不足。平衡量表的使用十分快速便捷,但测量精度方面十分欠缺,而测力平台和三维运动捕捉在测量精度方面表

现卓越,但仪器设备十分昂贵并且对于实验室环境要求苛刻。

## 2 轻便低价型人体运动平衡功能检测设备的研究

近年来,随着电子信息技术的不断发展,许多价格低廉而又性能优越的电子产品开始被广泛使用,许多研究者开始着眼于利用成本较低的微电子元件和使用广泛的电子设备开发价格低廉、使用方便、测量环境要求低的人体平衡功能测量系统。

### 2.1 基于微电子惯性元件的便携式人体运动捕捉系统

随着微电子技术及计算机科学的飞速发展,基于微电子惯性元件设计的便携式运动捕捉系统开始成为人体平衡功能检测设备研究的一个焦点。目前用于运动捕捉系统设计的微电子元件主要有三维加速度传感器和三维陀螺仪。

三维加速度传感器用于捕捉人体节段的运动加速度值,通过采集人体各节段的运动特性加以分析得到人体的运动表现及平衡功能表现。与传统的实验室三维运动捕捉系统相比,该元件价格低廉,不苛求测试的实验环境,元件尺寸较小,运动动作受环境局限较小,而直接测量物体运动加速度值的特点可以消除对位移和速度微分计算带来的误差<sup>[23]</sup>。Kavanagh等<sup>[24]</sup>研究了加速度传感器步态分析系统在同一测试者和不同测试者间测试结果可靠性,以及步一步间测试结果可靠性,证明加速度传感器系统在步态分析中相同实验条件下的重复实验结果波形重复性十分理想。

在人体运动捕捉的应用中,仅采用加速度传感器系统会出现由于传感器位置不断变化而带来变化的万有引力加速度分量误差,以及难以将局部加速度数据关联到一个整体参考系坐标下等问题<sup>[24]</sup>。因此,有研究者在加速度传感器系统中加入陀螺仪,以准确地测量运动方向,克服以上问题。Aylward等<sup>[25]</sup>基于加速度仪和陀螺仪设计了运动传感节点(见图1),并通过无线通信模块建立多节点的穿戴式无线人体运动捕捉系统。该系统可以高速、实时地捕捉和分析舞蹈动作等快速复杂的人体运动。Mariani等<sup>[26]</sup>提出采用微型三维加速度传感器和三维角度传感器设计运动传感单元,在受试者的双侧

足跟处分别穿戴运动传感单元,组成穿戴式两单元三维步态检测仪。该系统可以测量步长、足离地高度、步速、转向角度等基本步态空间参数。通过对年轻和老年志愿者的测试实验证明,该系统十分适用于临床的步态检测。Takeda等<sup>[27]</sup>基于加速度传感器与角度传感器设计运动传感单元,对人体下肢搭建了包含7个运动传感单位的穿戴式传感器系统模型(见图2),并基于该系统模型研究穿戴式三维运动捕捉系统步态分析模型算法,提出一种将加速度仪万有引力分量带来的位置误差最小的优化算法。此外,随着传感器设计技术以及微电子加工工艺的不断发展,除了加速度仪、陀螺仪等运动捕捉系统的常用传感器的使用,测量心率、血压、血氧的微电子传感器也整合入传感器系统中,组成更为完善的健康监测系统。

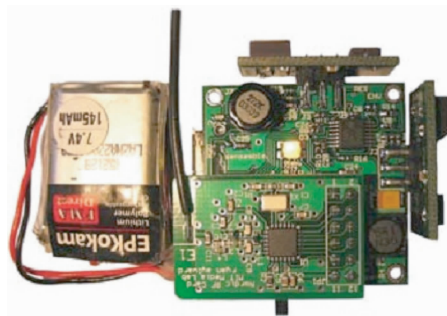


图1 集成运动传感单元<sup>[25]</sup>

Fig.1 Assembled node board and battery pack

与人体运动平衡功能测试实验中常用的三维光学式运动捕捉系统与三维电磁式运动捕捉系统相比,穿戴式的无线运动捕捉系统对实验环境要求较低,成本较低,使用方便,环境干扰小。该类系统使用灵活,移动便捷,信号几乎不受外界环境阻挡,测量精度较高,十分适用于临床较为精确的人体平衡运动能力检测。

### 2.2 基于体感游戏设备开发的平衡测量与运动捕捉系统

近年来,计算机应用的普及使得交互型的体感类游戏快速发展,出现了许多性能较好的体感游戏外围设备。研究者开始关注如何利用这些使用广泛、价格较低的设备来进行人体运动平衡的检测与预警。用于人体平衡功能测试的体感游戏设备主要

有替代目前运动捕捉实验室常用的测力平台的游戏平衡板以及替代三维运动捕捉镜头的深度摄像头。

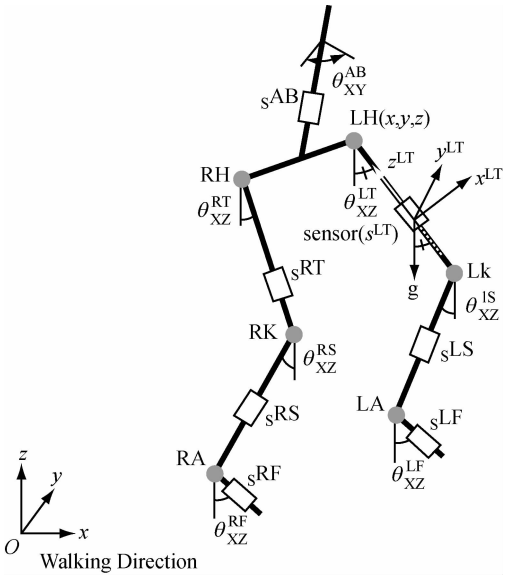
现出较高的兴趣以及参与积极性。

体感游戏平衡板相比实验室级别的测力平台,具有价格低廉、使用便捷、移动灵活等特点,十分适合面向临床快速型与家庭保健式的平衡测量。此外,它本身所具有的游戏功能以及灵活的游戏开发模式,在人体平衡功能康复训练中表现出优越的趣味性以及个性化设计的灵活性。

然而在跳跃、奔跑等力量较大、速度较高的动作测量方面,平衡板仍存在许多局限性,如平衡板无法测量水平面上的轴向力<sup>[28]</sup>。这些局限性令体感游戏平衡板目前无法完全替代传统实验室测力平台。

**2.2.2 3D 体感摄影机捕捉人体运动的研究** 除了对人体重心的测量之外,体感游戏中还常常用到3D体感摄影机以实现即时动态捕捉、影像辨识与社群互动。目前流行较广的3D体感摄影机有微软公司开发的 Kinect,它可以识别人体主要关节的解剖学标记点而无需在体表附加测量标记点。

Stone 等<sup>[30-31]</sup>利用普通网络摄像机与 Kinect 组建家用型的步态分析系统(见图3、4),在对志愿者进行步态的识别与采集并分析基本的步态参数后,证明 Kinect 可用于家庭步态测试,并提出将其应用于老年人家庭日常步态评估的设想。Clark 等<sup>[32]</sup>对比 Kinect 和标准3D运动捕捉系统对解剖学骨骼标记点的识别,结果显示 Kinect 在测量基本的临床平



X, Y, Z: base coordinate system  
X: walking direction, Y: lateral direction, Z: opposite direction of gravity  
 $x^a, y^a, z^a$ : measurement coordinate system  
 $\theta^a_{XZ}$ : Angle of body segment against gravity direction in XZ plane  
 $\theta^{AB}_{XY}$ : Abdomen rotation angle in XY plane  
 $a$ : RT(right thigh), RS(right shank), RF(right foot)  
LT(left thigh), LS(left shank), LF(left foot), AB(abdomen)  
Joint symbols: RH: right hip, RK: right knee, RA: right ankle  
LH: left hip, LK: left knee, LA: left ankle

图2 步态模型与坐标系<sup>[27]</sup>

Fig.2 Gait model and coordinate systems

**2.2.1 体感游戏平衡板测量人体站立平衡的研究**

平衡板是常用的视频游戏控制台外设之一,在体感类游戏中主要用于感测使用者的身体重心以及体重。目前流行较为广泛的游戏平衡板有日本任天堂公司开发的 Wii 平衡板(Wii balance board, WBB)。Clark 等<sup>[28]</sup>对比 WBB 与实验室级别的测力平台所测的人体站立时的 COP 数据,以验证 WBB 是否能有效地测量人体站立平衡,结果显示使用 WBB 可以有效地测得人体站立时 COP 的变化数据,即证明 WBB 可以有效地用于检测人体站立平衡功能。Young 等<sup>[29]</sup>使用 WBB 对老年人进行站立平衡训练及检测,结果显示志愿者在训练后站立平衡功能得到提高,并且在趣味性较强的体感游戏式训练表

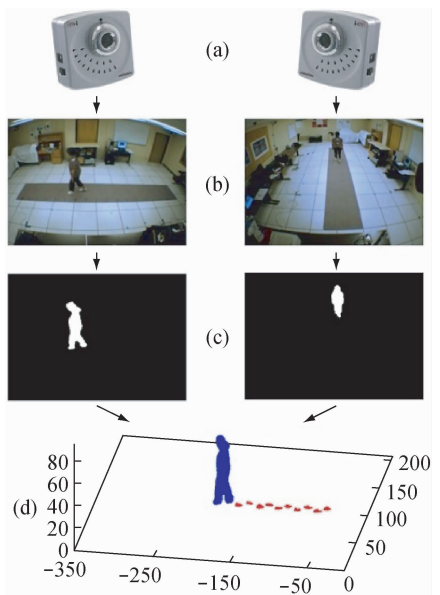


图3 用于运动捕捉的网络摄像机系统<sup>[30]</sup>

Fig.3 Web camera based-motion capture system

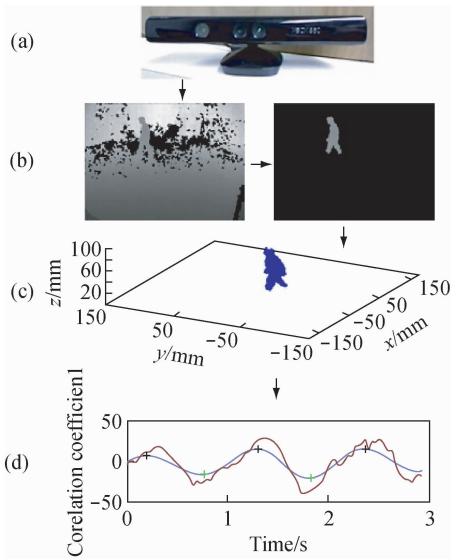


图4 用于步态捕捉的 Kinect 系统<sup>[30]</sup>  
Fig.4 Kinect based-gait capture system

衡检测动作的骨骼标记点与关节位移方面十分理想。Shih-Ching 等<sup>[33]</sup>验证了针对中风患者设计的康复体感游戏训练,结果显示受试者取得良好的训练效果,并且表现出较为积极的训练意愿。

基于体感设备开发的运动捕捉设备具有性能好、价格低、用途广泛、使用便捷等特点,使用时受试者身体无需额外佩戴元件,十分适宜家庭等环境中的运动检测,并且体感游戏型的康复训练模式对使用者的训练积极性十分有帮助。然而该类系统的局限是信号易受阻挡与干扰,特别是测试环境地形复杂时,极易受干扰。

### 2.3 其他灵活低价的人体运动平衡功能检测与训练系统

目前,在使用灵活、成本低廉的人体运动平衡功能检测与训练系统设计方面,除了以上两类常用技术外,还有一些基于日常使用电子设备如智能手机、网络摄像头等设计的系统。

Wang 等<sup>[34]</sup>使用低价的网络摄像头搭建定量分析 180°转弯步态的跌倒风险检测系统,并通过转弯步态测量实验证明使用该系统可以得到较准确的测量结果。Caulfield 等<sup>[35]</sup>利用内置加速度仪、蓝牙无线传输模块的智能手机,基于安卓操作系统平台设计了视觉反馈式康复训练系统。Lee 等<sup>[36]</sup>则是在智能手机内置加速度仪等资源基础上,加入微控制器、

滤波器和振动器,搭建可实现震动反馈的平衡训练系统。

这些基于日常使用电子设备设计的人体运动平衡检测与训练系统硬件设备通用性高,开发成本较低,使用灵活方便,测量环境要求较低,易于推广使用。然而该类系统对信号识别处理、模型搭建等设计要求较高,并且在测量的精度方面仍有许多有待改进之处。

### 3 总结

人体平衡功能的测试方法多种多样,随着研究的深入与需求的变化,新的平衡功能分析理论与测量手段在不断地出现。从分析思路上看,主要是捕捉人体在各种动作的 COM、COP 以及关节运动信息等运动参数。目前基于 3D 运动捕捉实验室的人体运动平衡功能测试仍是研究中平衡能力检测的金标准。基于微电子惯性元件与基于体感游戏外设等设计的轻便低价型平衡测试手段虽然为人体平衡功能的测试提供了许多新的方法与思路,但目前技术仍存在许多局限。然而,随着微电子技术和计算机科学的发展,对于测力平台和 3D 运动捕捉镜头的设备的优化与简化,灵活、轻便、价格低廉的检测手段必定不断出现与完善,以期实现人体平衡功能的快速、便捷测量,以及平衡康复训练的个性化、趣味化。

### 参考文献:

- [1] Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking [J]. *Gait Posture*, 1995, 3(4): 193-214.
- [2] Maurer C, Mergner T, Bolha B, et al. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance [J]. *Neurosci Lett*, 2000, 281(2-3): 99-102.
- [3] Baezner H, Blahak C, Poggesi A, et al. Association of gait and balance disorders with age-related white matter changes [J]. *Neurology*, 2008, 70(12): 935-942.
- [4] Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: A systematic review [J]. *Lancet Neurol*, 2009, 8(8): 741-754.
- [5] Vanicek N, Strike S, McNaughton L, et al. Postural responses to dynamic perturbations in amputee fallers versus nonfallers: A comparative study with able-bodied subjects [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2009, 90(6): 1018-1025.
- [6] Khasnis A, Gokula R. Romberg's test [J]. *J Postgrad Med*, 2003, 49(2): 169-172.

- [7] Springer BA, Marin R, Cyhan T, *et al.* Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed [J]. *J Geriatr Phys Ther*, 2007, 30(1): 8-15.
- [8] Duncan PW, Studenski S, Chandler J, *et al.* Functional reach: Predictive validity in a sample of elderly male veterans [J]. *J Gerontol*, 1992, 47(3): M93-M98.
- [9] Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, *et al.* Functional reach: A new clinical measure of balance [J]. *J Gerontol*, 1990, 45(6): M192-M197.
- [10] Tinetti ME, Franklin Williams T, Mayewski R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities [J]. *Am J Med*, 1986, 80(3): 429-434.
- [11] Lin MR, Hwang HF, Hu MH, *et al.* Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and tinetti balance measures in community-dwelling older people [J]. *J Am Geriatr Soc*, 2004, 52(8): 1343-1348.
- [12] Morris S, Morris ME, Iansek R. Reliability of measurements obtained with the timed "up & go" test in people with parkinson disease [J]. *Phys Ther*, 2001, 81(2): 810-818.
- [13] Thorbahn LDB, Newton RA. Use of the berg balance test to predict falls in elderly persons [J]. *Phys Ther*, 1996, 76(6): 576-583.
- [14] Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance [J]. *Clin Biomech*, 2000, 15(5): 365-369.
- [15] Hirvonen TP, Hirvonen M, Aalto H. Postural control measured by visual feedback posturography [J]. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 2002, 64(3): 186-190.
- [16] Gage WH, Winter DA, Frank JS, *et al.* Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing [J]. *Gait Posture*, 2004, 19(2): 124-132.
- [17] Winter DA, Patla AE, Ishac M, *et al.* Motor mechanisms of balance during quiet standing [J]. *J Electromyograph Kinesiol*, 2003, 13(1): 49-56.
- [18] Mills PM, Morrison S, Lloyd DG, *et al.* Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion [J]. *J Biomech*, 2007, 40(7): 1504-1511.
- [19] Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking [J]. *Clin Neurophysiol*, 2008, 38(2): 105-116.
- [20] McIntosh AS, Beatty KT, Dwan LN, *et al.* Gait dynamics on an inclined walkway [J]. *J Biomech*, 2006, 39(13): 2491-2502.
- [21] Chou LS, Kaufman KR, Brey RH, *et al.* Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights [J]. *Gait Posture*, 2001, 13(1): 17-26.
- [22] Costigan PA, Deluzio KJ, Wyss UP. Knee and hip kinetics during normal stair climbing [J]. *Gait Posture*, 2002, 16(1): 31-37.
- [23] Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking [J]. *Gait Posture*, 2008, 28(1): 1-15.
- [24] Kavanagh JJ, Morrison S, James DA, *et al.* Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system [J]. *J Biomech*, 2006, 39(15): 2863-2872.
- [25] Aylward R, Paradiso JA. A compact, high-speed, wearable sensor network for biomotion capture and interactive media [C]// *Proceedings of the 6th International Conference on Information Processing in Sensor Networks*. New York: [s. n.], 2007: 380-389.
- [26] Mariani B, Hoskovec C, Rochat S, *et al.* 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors [J]. *J Biomech*, 2010, 43(15): 2999-3006.
- [27] Takeda R, Tadano S, Todoh M, *et al.* Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors [J]. *J Biomech*, 2009, 42(3): 223-233.
- [28] Clark RA, Bryant AL, Pua Y, *et al.* Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance [J]. *Gait Posture*, 2010, 31(3): 307-310.
- [29] Young W, Ferguson S, Brault S, *et al.* Assessing and training standing balance in older adults: A novel approach using the 'Nintendo Wii' Balance Board [J]. *Gait Posture*, 2011, 33(2): 303-305.
- [30] Stone EE, Skubic M. Passive in-home measurement of stride-to-stride gait variability comparing vision and kinect sensing [C]// *Proceedings of 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Boston, USA: [s. n.], 2011.
- [31] Stone E, Skubic M. Evaluation of an inexpensive depth camera for in-home gait assessment [J]. *J Amb Intel Smart En*, 2011, 3(4): 349-361.
- [32] Clark RA, Pua Y H, Fortin K, *et al.* Validity of the microsoft kinect for assessment of postural control [J]. *Gait Posture*, 2012, 36(3): 372-377.
- [33] Shih-Ching Y, Wu-Yuin H, Tzu-Chuan H, *et al.* A study for the application of body sensing in assisted rehabilitation training [C]// *Proceedings of 2012 International Symposium on Computer, Consumer and Control*. Taiwan: [s. n.], 2012: 922-925.
- [34] Wang F, Skubic M, Abbott C, *et al.* Quantitative analysis of 180 degree turns for fall risk assessment using video sensors [C]// *Proceedings of 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Boston, USA: [s. n.], 2011: 7606-7609.
- [35] Caulfield B, Blood J, Smyth B, *et al.* Rehabilitation exercise feedback on Android platform [C]// *Proceedings of the 2nd Conference on Wireless Health*. San Diego, USA: [s. n.], 2011: 18.
- [36] Lee BC, Kim J, Chen S, *et al.* Cell phone based balance trainer [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2012, 9(1): 10.