

三维步态分析对下肢生物力学变化的重测信度研究

王铁强,王晶,张旻,王学宗,赵咏芳

【摘要】 目的:观察健康人在步行过程中下肢运动学、动力学、地面反作用力以及表面肌电信号的重测信度。方法:采用 VICON (NEXUS 1.8.5) 三维步态分析系统及 NORAXON 无线表面肌电图测试 13 名健康人步行过程中下肢运动学、动力学、地面反作用力以及表面肌电信号的重测信度。采用组内相关系数 (ICC) 及测量标准误 (SEM) 比较两次测试结果的相对信度与绝对信度。结果:步行过程中步速、下肢运动学、动力学、地面反作用力以及表面肌电信号均具有良好的重测信度 ICC 0.78~0.96,运动学参数测量标准误 SEM% 为 4.18~15.6,动力学参数 SEM% 为 3.31~21.82,地面反作用力 SEM% 为 1.70~16.67,表面肌电信号 SEM% 为 8.00~11.11。结论:三维步态分析系统结合表面肌电图可用于评估步行时下肢运动学、动力学、地面反作用力以及表面肌电信号,且具有良好的重测信度。

【关键词】 三维步态分析;下肢;运动学;动力学;地面反作用力;信度

【中图分类号】 R49 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2018.06.013

Test-retest reliability of lower extremity biomechanics by three-dimensional gait analysis Wang Tieqiang, Wang Jing, Zhang Min, et al. Institute of Orthopedics & Traumatology, Shanghai Academy of Traditional Chinese Medicine, Shuguang Hospital Affiliated to Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 201203, China

【Abstract】 Objective: To determine the test-retest reliability of kinetics, kinematics, ground reaction force (GRF) and the surface electromyography (sEMG) signal during gait in healthy subjects. **Method:** Kinetics, kinematics, GRF and the sEMG signals of 13 healthy subjects were collected by VICON (NEXUS 1.8.5) three-dimensional gait analysis system, AMTI force plates and NORAXON wireless sEMG. The indicators of test-retest reliability of kinetics, kinematics, GRF and the sEMG signals were intraclass correlation coefficient (ICC) and standard error of measurement (SEM), and they were used to analyze the test-retest reliability between those two sessions. **Results:** The test-retest reliability of walking speed, kinetics, kinematics, GRF and the sEMG signals was modest, and the value of ICC was from 0.78 to 0.96. The SEM % of kinematics, kinetics, GRF, and sEMG ranged from (4.18—15.6), t3.31—21.82, 1.70—16.67, and 8.00—11.11 respectively. **Conclusion:** The three-dimensional gait analysis and sEMG systems were presented to be a reliable and valid method for measuring kinetics, kinematics, GRF and the sEMG signal during gait.

【Key words】 three-dimensional gait analysis system; lower limbs; kinetics; kinematics; ground reaction force; test-retest reliability

步态分析是通过生物力学手段了解人体在行走过程中下肢各个关节运动学、动力学及肌肉的变化,进而指导疾病的评估及治疗的一种技术手段。该技术除了可用于临床诊断外也可用于疗效评估以及相关治疗的机理研究^[1]。近年来,随着生物力学采集技术的不断改进以及反向动力学模型的不断完善,三维步态技术已大量的运用于各类疾病的诊断、评估及治疗^[2-3],然而,影响三维步态分析结果的因素有许多,包括:实验

室的设置(系统坐标原点及测力台的设定),下肢运动学模型的选择^[3-4],实验室工作人员对于下肢骨性标志位置的掌握程度以及测试过程中反光球贴点的一致性等^[5]。任何测试方法运用于临床前都需要测试其信度,测试方法的可信度越高,越有利于发现临床上重要指标的细微变化。为此,本研究以健康人群为研究对象,测试三维步态分析系统在评估人体步行过程中下肢生物力学指标的信度,为今后将三维步态分析技术运用于不同疾病的临床疗效评估,治疗方法的比较,以及干预措施的选择提供可靠的依据。

1 资料与方法

1.1 一般资料 2017年9月~2017年11月,选取上

基金项目:国家自然科学基金青年项目(81503592,81503598);上海市卫生和计划生育委员会科研课题青年项目(20154Y0176)

收稿日期:2018-06-29

作者单位:上海中医药大学附属曙光医院骨伤科研究所,上海 201203

作者简介:王铁强(1992-),男,硕士,主要从事生物力学方面的研究。

通讯作者:张旻, zm_602@sina.com

海中医药大学在读硕士研究生以及上海中医药大学附属曙光医院工作人员共 13 名健康志愿者作为研究对象。其中男性 11 名,女性 2 名,平均年龄(27.64 ± 2.98)岁,平均身高(174.18 ± 8.84)cm,平均体重(73.36 ± 14.55)kg。所有受试者均在签署知情同意后进行测试。纳入标准:年龄 18~40 岁;近 3 个月无下肢外伤史;未患有影响步态的神经肌肉疾病;意识清楚能够主动配合完成测试。排除标准:患有其他可导致步态异常的神经肌肉骨骼疾病者;不愿意主动配合测试者。

1.2 方法 本研究采用的设备为英国 VICON 三维步态分析系统(Nexus 1.85, UK),配有 16 台 Vicon T40s 红外线高速摄像机(采集频率 100Hz),4 块 AMTI 三维测力台(AMTI OR6 Series, USA)(采集频率 1000Hz)以及 NORAXON (Telemyo DTS, USA),16 通道无线表面肌电图。模型下肢运动学,动力学模型采用 Cast 下肢反向动力学模型,所用静态光标包括左右股骨大转子、股骨内外上髁、内外侧踝、第 1,2,5 跖骨头、足跟、髌前上棘、髌后上棘、髌棘。5 组动态 Clusters 追踪光标分别置于双侧大腿、小腿外缘、及骨盆后侧处^[3]。下肢肌肉选取双侧胫前肌、腓外肌、腓内肌、股外肌、股内肌、股二头肌(长头)、半腱肌^[6]。实验数据采集:受试者在进行生物力学测试前进行身高、体重、年龄、性别等基本信息记录,随后将 44 个被动光标按照 Cast 模型贴点方式放置在受试者的骨性标志上,并将 14 组表面肌电极置于相应位置,嘱受试者以解剖位站姿建立静态模型(Static Model),而后嘱受试者进行 5~15 次步行适应练习,调整相应步行测试起点,确保受试者以自然步行状态经过测力台区域时能够达到每次一侧足部只接触一块测力台(不得有双侧足部同时接触同一测力台,或一侧足部不充分接触测力台)。随后开始正式步态测试,并记录 10 次有效运动数据(Dynamic trials)。首次测试结束后嘱受试者于 1 周内保持一般活动量,并于 1 周后约同一时间复测。采集完原始数据后,在 Vicon Nexus 1.8.5 系统内对所有光标进行标记,随后删除杂点,并输出为 C3D 格式文件至 Visual 3D 软件(Version 6.01.16, C-Motion, USA)进行处理。光标数据采用 6Hz 低通滤波过滤。测力台,关节力矩数据采用 25Hz 低通滤波过滤。表面肌电图数据采用 20Hz 高通滤波过滤,随后进行水平翻转并采用 6Hz 低通滤波过滤得到平滑曲线,最后将所有数据输出为 ASCII 格式文件。数据选取双侧膝关节,髋关节,踝关节在矢状面,冠状面上的运动学,动力学参数、地面反作用力、以及双侧胫前肌、腓外肌、腓内肌、股外肌、股内肌、股二头肌(长头)、半

腱肌在步行过程中收缩的波幅峰值(mV)作为观察指标。

1.3 统计学方法 使用 SPSS 16.0 (IBM Corporation, USA)以及 Microsoft Excel 2016 版软件进行数据处理与统计分析。受试者在不同时间段的步速,下肢运动学,动力学及表面肌电图重复测试结果一致程度采用组内相关系数(Intraclass Correlation Coefficient, ICC)进行比较,用以评估测试的相对信度。其中 ICC 值 ≥ 0.75 被认为可信度很好, $0.60 \leq \text{ICC} < 0.75$ 认为可信度较好, $0.40 \leq \text{ICC} < 0.60$ 认为可信度可, $\text{ICC} < 0.40$ 则认为可信度低^[7-8]。采用测量标准误(standard error of measurement, SEM)衡量下肢运动学,动力学及表面肌电图的绝对信度。其中 SD (All)为前后两次测试结果的标准差。得到 SEM 数值后,将其除以两次测试的平均值,随后以百分比的形式记录, $\text{SEM}\% = (\text{SEM}/\text{mean}) \times 100$ ^[9]。

2 结果

本研究采用 ICC 进行重复测试的相对信度研究,结果显示:步速重复性(ICC: 0.93),绝对信度($\text{SEM}\%: 2.27$)较好,见表 1。髋关节、膝关节、踝关节在矢状面,冠状面上最大运动角度及力矩均呈现良好的重复性(ICC: 0.78~0.95)及绝对信度($\text{SEM}\%: 4.18 \sim 21.82$),见表 2,3;地面反作用力垂直方向,内侧方向及前后方向重复性(ICC: 0.91~0.95),绝对信度($\text{SEM}\%: 1.70 \sim 16.67$)较好,见表 4;股外肌、股内肌、半腱肌、股二头肌(长)、胫前肌、腓内肌、腓外肌表面肌电波幅峰值也均呈现出较好的重复性(ICC: 0.88~0.96)及绝对信度($\text{SEM}\%: 8.00 \sim 11.11$),见表 5。

表 1 时间空间参数测试结果

时间空间参数	首测(m/s)	重测(m/s)	ICC (95% IC)	SEM (m/s)	SEM (%)
步速	1.32 ± 0.12	1.30 ± 0.12	0.93(0.78~0.98)	0.03	2.27

表 2 运动学参数测试结果

完整步态周期中的最大关节角度	首测(°)	重测(°)	ICC (95% IC)	SEM (°)	SEM (%)
髋关节屈曲角度	27.75 ± 6.61	26.52 ± 6.22	0.91(0.78~0.96)	2.13	7.85
髋关节伸角度	-13.33 ± 4.64	-14.35 ± 4.64	0.84(0.63~0.93)	1.84	13.29
髋关节内收角度	7.77 ± 2.56	8.97 ± 2.70	0.88(0.72~0.96)	0.92	10.99
髋关节外展角度	-7.62 ± 3.17	-6.11 ± 2.92	0.92(0.81~0.97)	0.88	12.82
膝关节屈曲角度	58.3 ± 4.8	60.7 ± 6.1	0.80(0.57~0.91)	2.49	4.18
膝关节外翻角度	-4.42 ± 2.13	-3.91 ± 1.72	0.90(0.39~0.92)	0.61	14.6
膝关节内翻角度	6.47 ± 3.58	7.71 ± 4.79	0.93(0.78~0.98)	1.11	15.6
踝关节背屈角度	10.96 ± 3.10	13.43 ± 2.87	0.86(0.72~0.94)	1.16	9.51
踝关节跖屈角度	-19.69 ± 7.85	-16.96 ± 7.91	0.85(0.67~0.93)	3.07	16.75
踝关节内翻角度	9.14 ± 3.27	10.49 ± 3.39	0.80(0.55~0.92)	1.50	15.28
踝关节外翻角度	-3.93 ± 2.35	-3.16 ± 2.38	0.95(0.86~0.98)	0.53	14.9

表3 动力学参数测试结果

 $\bar{x} \pm s$

支撑相中最大力矩	首测 (Nm/kg)	重测 (Nm/kg)	ICC (95% IC)	SEM (Nm/kg)	SEM (%)
髋关节伸力矩	0.96±0.24	0.91±0.24	0.86(0.70~0.94)	0.04	4.28
髋关节内收力矩	0.87±0.18	0.78±0.17	0.84(0.62~0.94)	0.18	21.82
膝关节屈膝力矩	0.55±0.24	0.52±0.21	0.86(0.67~0.94)	0.07	8.79
膝关节内收力矩	0.38±0.10	0.37±0.11	0.78(0.53~0.91)	0.02	5.33
踝关节背伸力矩	1.47±0.12	1.55±0.16	0.89(0.74~0.95)	0.05	3.31
踝关节外翻力矩	0.17±0.09	0.16±0.09	0.86(0.68~0.94)	0.03	18.18

表4 地面反作用力测试结果

 $\bar{x} \pm s$

支撑相中最大地面反作用力	首测 (BW)	重测 (BW)	ICC (95% IC)	SEM (BW)	SEM (%)
地面反作用力(垂直)	1.18±0.09	1.17±0.07	0.94(0.84~0.97)	0.02	1.70
地面反作用力(内侧)	0.06±0.02	0.06±0.01	0.91(0.78~0.96)	0.01	16.67
地面反作用力(推进)	-0.19±0.04	-0.19±0.04	0.96(0.77~0.96)	0.01	5.26
地面反作用力(阻碍)	0.22±0.04	0.21±0.03	0.95(0.88~0.98)	0.01	4.65

表5 表面肌电图测试结果

 $\bar{x} \pm s$

步态周期中肌肉收缩峰值	首测 (mV)	重测 (mV)	ICC (95% IC)	SEM (mV)	SEM (%)
股外肌	0.11±0.04	0.10±0.04	0.88(0.72~0.95)	0.01	9.52
股内肌	0.09±0.03	0.09±0.02	0.90(0.77~0.96)	0.01	11.11
半腱肌	0.13±0.04	0.12±0.04	0.89(0.74~0.95)	0.01	8.00
股二头肌(长)	0.09±0.03	0.09±0.04	0.88(0.73~0.95)	0.01	11.11
胫前肌	0.21±0.10	0.18±0.09	0.96(0.91~0.98)	0.02	10.26
腓内肌	0.23±0.07	0.22±0.07	0.93(0.84~0.97)	0.02	8.89
腓外肌	0.26±0.12	0.24±0.10	0.92(0.81~0.97)	0.02	8.00

ICC:组内相关系数;SEM:测量标准误;MDC:最小可检测变化

3 讨论

近年来随着反向动力学模型的不断完善以及三维运动捕捉技术的不断进步,三维步态分析技术在科研及临床上的应用越来越广泛^[2-4]。然而,三维步态分析技术结果的可靠性受较多因素的影响,如:下肢反向动力学模型的选择,实验室的设置(三维测力台的参数设定,红外线摄像机在三维空间内坐标的校准),以及研究人员对下肢骨性标志位置的掌握程度以及测试过程中反光球贴点的一致性^[5]。因此,在实验室建立过程中,下肢生物力学参数重测信度显得尤为重要。然而,迄今为止,国内还尚未有同时测定下肢运动学、动力学、地面反作用力、表面肌电信号重复性的相关报道,因而,下肢生物力学参数的重测信度的研究显得极为迫切。

已有研究显示,步速的变化会对下肢关节的运动学及动力学及地面反作用力参数产生影响。步速越高,步行时的最大关节角度,关节力矩及地面反作用力也随之增高^[10]。本实验结果表明,两次测试时受测者的步行速度重复性较好 ICC(0.93),因此,其运动学、动力学、地面反作用力及表面肌电信号参数具有可比性。常见的下肢反向动力学模型包括有 Helen Hayes (HH) 和 Cast 模型^[11-12],但两者之间存在较大的差

异。早期的步态分析设备由于红外线摄像头像素较低,无法准确的分辨两个距离较近的光标,因而,步态分析检测往往使用 HH 模型。该模型的特点是使用光标较少,且光标之间距离较远。然而,由于该模型仅使用一个追踪光标代表一个刚体在三维空间的自由运动,因此,只能进行三度自由运动的测试(Three degrees of freedom, 3DoF),即在 X, Y, Z 三轴上的运动,而无法准确计算围绕 X, Y, Z 三轴的运动: α, β, γ , 因此,无法计算刚体在三维空间中的六度自由运动轨迹(Six degrees of freedom, 6DoF)^[11]。之前已有研究证实使用 HH 模型会产生较大的误差^[13-14]。本研究采用 Cast 下肢反向动力学模型进行测试,研究结果显示:矢状面,冠状面的运动学,动力学及地面反作用力参数均呈现良好的重复性 ICC(0.76~0.96)^[7]。这与 Kadaba 等^[15]的研究结论相吻合。然而, Kadaba 等^[15]对 40 名健康人在正常步行过程中的下肢运动学,动力学及表面肌电信号进行重测信度研究时采用多重相关系数(coefficient of multiple correlation, CMC)进行比较,而该方法存在一个显著的缺点,即容易受到测量参数本身大小的影响,如膝关节在矢状面上的最大屈曲角度较大,则该变量的 CMC 数值相对较高,而膝关节在冠状面上的内外翻角度较小则 CMC 较小,因此,相较于 Kadaba^[15]的研究,本研究的结果显得更为可靠。

运动学参数除了有着较好的重复性外,前后两次测试平均值差异最为显著的为踝关节最大跖屈角度(2.73°),虽然有部分学者认为运动学参数重复性测试两次差异应 $<2^\circ$ 为佳^[16],但绝大部分研究结果提示两次测试间的差异在 $2^\circ \sim 5^\circ$ 属于可接受范围^[17-18]。

除了运动学参数外,两次测试的动力学参数具有良好的重测信度 ICC(0.78~0.89), Nagano 等^[9]发现,确定下肢各个关节中心的光标点的位置准确与否将对下肢运动学参数产生巨大的影响,他们通过软件对确定膝关节中心的骨性标志点模拟后发现,在贴点过程中光标在原有的位置向前挪动 1cm,膝关节在冠状面上的动力学参数可增加 14.7%。而本研究发现两次测试动力学参数除了具有较好的重复性外,膝关节冠状面力矩差异也仅为 2.7%,这一结果表明研究人员已充分掌握 CAST 模型光标贴点位置,且在两次测试间能保持较好的一致性。

相较于运动学和动力学参数,地面反作用力具有更好的重复性(0.91~0.96),与以往的研究^[15]相符。这是由于地面反作用力的变化仅与反向动力学模型的选择,贴点的准确性,一致性等无关,而仅与受测者步行时的速度有关,因而相对于其他参数,其重复性往往

较高。

除了运动学、动力学和地面反作用力外,本实验的下肢肌肉表面肌电信号重复性也较好(ICC 0.88~0.96)这除了与本实验采用更高频率的低通滤波截止频率(20Hz)进行滤波外,还可能与采用无线表面肌电图有关。以往的研究都采用有线表面肌电图,较长的数据传导线会对受测者的步行产生一定的阻碍^[15],因此,可能影响最终的结果,而采用无线表面肌电图后,尽可能的减小了由于仪器所产生的误差,因此,重复性更佳。以往的研究表明^[19],若 SEM% < 15% 为可接受范围,本研究运动学,动力学,地面反作用力,表面肌电信号 SEM% (为 1.70%~21.82%),除髌关节内收力矩(21.82%),踝关节外翻力矩(18.18%)及地面反作用力内侧方向(16.67%)略高于参考范围外,其余均在标准范围内,因此,提示三维步态分析结合表明肌电图可用于人体步行时下肢生物力学的评估。

综上所述,三维步态分析结合三维测力台及无线表面肌电图在评价人体步行过程中下肢关节的运动学、动力学、地面反作用力,及表面肌电信号时具有良好的重复性,这将有助于对不同患者步行功能进行精确的量化评估,也可用于检测患者在步行过程中下肢各个关节在矢状面、冠状面、水平面上所承受的应力,及相应肌肉的收缩时序等。使用三维步态分析技术除了可用于临床诊断外也可为疗效评估以及相关治疗的机理研究提供更精确可靠的数据和理论基础,因此值得进一步推广。

【参考文献】

- [1] 励建安, 孟殿怀. 步态分析的临床应用[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2006, 28(7):500-503.
- [2] Hinman R S, Bowles K A, Payne C, et al. Effect of length on laterally-wedged insoles in knee osteoarthritis[J]. Arthritis Care & Research, 2008, 59(1):144 - 147.
- [3] Jones R K, Chapman G J, Findlow A H, et al. A new approach to prevention of knee osteoarthritis: reducing medial load in the contralateral knee[J]. Journal of Rheumatology, 2013, 40(3): 309-315.
- [4] Colucci P, Fogazzi G B. Lateral wedges in knee osteoarthritis: What are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome[J]? Arthritis Care & Research, 2008, 59(3):408-415.
- [5] Nagano H, Tatsumi I, Sarashina E, et al. Modelling knee flexion effects on joint power absorption and adduction moment[J]. Knee, 2015, 22(6):490-493.
- [6] Lee M, Kim J, Son J, et al. Kinematic and kinetic analysis during forward and backward walking[J]. Gait & Posture, 2013, 38(4):674-678.
- [7] Fleiss J L. The Design and Analysis of Clinical Experiments[M]. 1999:??
- [8] Dauty M, Delbrouck C, Huguet D, et al. Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic strength of the shoulder rotators in normal subjects 40 to 55 years old[J]. Isokinetics & Exercise Science, 2003, 11(2):95-100.
- [9] Wu W, Liang J, Du Y, et al. Reliability and reproducibility analysis of the Cobb angle and assessing sagittal plane by computer-assisted and manual measurement tools[J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2014, 15(1):33-33.
- [10] de David A C, Carpes F P, Stefanyshyn D. Effects of changing speed on knee and ankle joint load during walking and running[J]. Journal of Sports Sciences, 2015, 33(4):391-397.
- [11] Collins T D, Ghoussayni S N, Ewins D J, et al. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set[J]. Gait & Posture, 2009, 30(2):173-180.
- [12] Cappozzo A, Catani F, Croce U D, et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination[J]. Clinical Biomechanics, 1995, 10(4):171-178.
- [13] Cereatti A, Camomilla V, Vannozzi G, et al. Propagation of the hip joint centre location error to the estimate of femur vs pelvis orientation using a constrained or an unconstrained approach[J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40(6):1228-1234.
- [14] Schwartz M H, Trost J P, Wewey R A. Measurement and management of errors in quantitative gait data[J]. Gait & Posture, 2004, 20(2):196-203.
- [15] Kadaba M P, Ramakrishnan H K, Wootten M E, et al. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait[M] Classic Papers in Orthopaedics. Springer London, 2014:849-860.
- [16] Mcginley J L, Baker R, Wolfe R, et al. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review[J]. Gait & Posture, 2009, 29(3):360-369.
- [17] Charlton I W, Tate P, Smyth P, et al. Repeatability of an optimised lower body model[J]. Gait & Posture, 2004, 20(2):213-221.
- [18] A Leardini, Z Sawacha, G Paolini, et al. A new anatomically based protocol for gait analysis in children[J]. Gait & Posture, 2007, 26(4):560-571.
- [19] 肖灵君, 薛晶晶, 燕铁斌, 等. 表面肌电图在吞咽功能评估中的信度研究[J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(12):1155-1158.