

三维运动分析系统在平衡功能检测中的应用

王 盛¹ 朱晓军² 王 彤^{1,3}

平衡功能是人体维持正常体位及完成各项日常生活活动(activity of daily living, ADL)的基本保证。控制平衡需要有完善的中枢神经系统和运动系统,包括视觉调节系统、前庭系统、本体感觉系统、手和脚的精细触觉、大脑平衡反射调节功能、小脑共济协调系统、神经系统不同水平的整合作用,以及能够适应外界环境变化的肌张力、肌力、耐力和关节灵活性等,所以人体不同层面的损伤都能引起平衡功能障碍。临床上还没有哪个评估工具能评定影响平衡功能的所有方面。评估平衡功能的方法有很多,主要分为传统观察法(如Romberg检查法)、观察评分法(如临床评定量表)和实验室检查法(如平衡测试仪)。在实验室检查法中,平衡测试仪是最常用的。用压力平台所得到的参数主要是压力中心(center of pressure, COP)及其衍生的参数如压力中心的面积、长度、位移、速度等,可是这些参数却不是关于平衡稳定性的很好的指标^[1]。在静态平衡或是缓慢移动下,COP可近似代替质心(center of mass, COM)^[2],而这限制了其在动态功能性活动中对平衡功能的研究。

三维运动分析系统(three dimensional motion analysis system)作为一种实验室检查方法,在平衡功能评测中的应用还比较少。本文对这方面的研究做一介绍。

1 三维运动分析系统简介

1.1 应用领域

三维运动分析系统是一种新兴的运动分析手段,具有客观、定量、准确的特点。被广泛应用于游戏软件开发、3D影视制作、医学、体育及工业测量等领域。在医学方面,则被广泛应用于运动医学、神经医学、整形医学、康复医疗及生物运动科学研究等诸多领域。

1.2 系统组成

三维运动分析系统主要包括运动数据的采集和分析处理。国外以红外摄像技术为主导的人体运动分析系统包括美国的Motion analysis,英国的Vicon,意大利的BTS,瑞典的Qualysis等。数据采集系统包括红外线反光标记和专用摄像机。这种反光标记置于体表上,对测试者没有任何束缚,能

够准确计测出人体的自然动作。分析处理系统包括运动分析主机和各种分析软件。如进行步态分析时,需使用步态分析软件。有时三维运动分析系统还联合三维测力平台,以测量地面反作用力、力矩、剪切力等。

1.3 测量及分析方法

根据各种试验需要把人体分为不同的节段模型,以此模型为依据,将轻质红外线反光标记置于相应的体表标记点上,在人体运动的过程中,通过红外线摄像机捕捉数据,取得人体各关节的三维运动轨迹数据。以三维运动轨迹数据为基础,可以容易地得到人体重心运动、关节运动位置、关节受力、肌肉力矩、功率消耗等参数。同时动态肌电图还可用于检测肌肉活动与运动的相互关系。依赖于各类软件分析系统对运动数据进行处理和分析,可以有效地实现三维步态分析、人工假肢辅助制作和矫正、脊柱弯曲矫正测量等。通过对脑血管疾病、神经麻痹、关节疾病等患者进行各种运动分析,可以有效地选择确定治疗及康复方法。

2 三维运动分析系统在平衡功能检测中的应用

2.1 三维运动分析系统的效度及信度

三维运动分析系统作为评定平衡能力的新方法,其信度与效度往往是研究者最先关注的方面,而国内外的一些学者也对此进行了研究。Benvenuti F等^[3]选择了36例有平衡功能障碍的患者,67—86岁。发现各测定指标中除运动协调性不受测试状态的影响外,其他指标(身体摆动、关节对线、身体姿势)的组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC)都很高。所以这种姿势测量方案可能作为一种评测姿势不稳严重性和性质的有效工具。Newton RU等^[4]研究了站位下平衡功能,认为这个技术是可靠的($P < 0.01$),脊柱对线很小的偏移都能够被检测到。

Kejonen等^[5]也研究了其可靠性和有效性。发现总移动距离的 $ICC \geq 0.79$,而最大移动距离的ICC很低。头部和髋部在水平和前后方向上,三维运动分析与测力台的等级相关系数 r 都很大($P \leq 0.01$ 或 0.05)。认为10s内总的移动值比最大移动值的重复性更好。在今后深入的进行平衡

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2011.04.024

1 南京医科大学第一附属医院(江苏省人民医院)康复医学科, 210029; 2 江苏省省级机关医院康复医学科; 3 通讯作者

作者简介:王盛,男,硕士研究生; 收稿日期:2010-05-20

方面的研究中运动分析系统是可靠和有效的,它能够得到更多平衡方面的信息以用于指导康复训练。

朱奕等^[6]对10例健康者进行平衡功能测试,发现受试者在睁眼、闭眼状态下重心平均摆动幅度(mean suay amplitude, MSA)的相关系数分别为0.623($P<0.01$)和-0.018($P>0.05$),重心平均摆动路径(suay path, SP)的相关系数为0.936($P<0.01$)和0.654($P<0.05$)。在睁眼及闭眼状态下,受试者重心MSA在水平、前后及垂直方向上的差异均具有显著性意义($P<0.05$);重心SP在睁眼、闭眼时差异也有显著性意义($P<0.05$)。认为该系统可用于国人平衡功能的实验室评测。

2.2 功能性活动的研究

在日常生活活动中,很少有人在静态坐位和站位下失去平衡,发生跌倒,而往往在动态性的活动中发生意外跌倒。所以临床上进行平衡检查时应该包括动态性的平衡活动如坐站转换、步行、环顾四周、上下楼梯等,并非单纯的静态动作研究。而三维运动分析系统已经用于静态和动态性平衡任务性活动,具体内容如下:

2.2.1 坐站转移: Hanke TA等^[7]研究了19例健康人在坐站转移中的平衡情况。发现在不同速度(最快的速度、常速、最慢的速度)的坐站转移活动中,质心的动量大小在水平和垂直方向的分量具有极高的重复性($ICCs\geq 0.81$)。动量大小达到水平峰值、垂直峰值及离开座位的时间的ICC变化很大(慢速 $ICC=0.28-0.33$,常速 $ICC=0.51-0.64$,快速 $ICC=0.72-0.75$)。

Kerr A等^[8]对Timothy的坐-走时间相的测量方法作了进一步的改进。56人分为三组: <65 岁(young)、 >65 岁(older)、 >65 岁且有跌倒风险(elderly at risk of falling, EARF)。这个试验中三维运动分析系统被作为一项成熟的测量技术。Switchs与三维运动分析系统的数据有极高的组内相关性($ICC=0.93-1.00$),ERAF组比两个健康组由坐到走所需的时间更长($P<0.05$),在辨别坐-走时相上,Switchs与三维运动分析系统具有极高的同时效度。

2.2.2 上下楼梯: 上下楼梯对老年人来说是一个具有挑战性的活动。Mian OS等^[9]对此进行了研究。所测指标(COM水平方向的运动范围,前后及水平方向的COM和COP的间距(the distance between COM and COP, COM-COP)间距峰值,水平、前后、垂直方向COM速度峰值)没有显著性差异。可能是在上下楼梯时健康老年人水平面上的动态稳定性维持得很好,没有改变COM运动策略。

Mian OS等^[10]研究了年轻人($n=23$)和健康老人($n=34$)在上下楼梯时下肢运动学特点。老年人分为训练组和对照组,发现老年人矢状面上膝关节的活动比年轻人低,而水平面及横断面的骨盆和髋部活动比年轻人大。所以健康老人下楼梯

时会表现出更慢的速度和超出前进平面的更大的运动范围。没有发现一般的运动训练能够减少年轻人与老年人之间的差别,至少对健康老人没有作用。

2.2.3 步行速度: Granata KP等^[11]研究了三个不同的速度行走的平衡。4例健康年轻人、4例健康老年人、4例老年易跌倒者。结果表明有跌倒倾向组比健康老年组和年轻组表现出更差的动态稳定性。稳定性是不受步速影响的,揭示了不同的步行速度可能不能完全解释稳定性的差异。

2.2.4 突然滑倒: Liu J等^[12]研究意外滑倒时关节的三维力矩改变。9例年轻人和9例老年人在突然滑落却成功保持平衡时,健康人及老年人关节力矩峰值比正常步行时高,老年人利用冠状面和矢状面的关节力矩进行调整,而年轻人首先依靠矢状面的力矩。踝和膝关节在控制矢状面的运动干扰起重要作用,而髋关节主要维持上半身冠状面的平衡。同时指出将来研究滑倒和跌倒时,使用三维运动分析系统是必不可少的。

2.2.5 跨越障碍物: Hahn ME等^[13]比较年轻人($n=13$)和老年人($n=13$)在水平地面上行走和跨越障碍物的状态下,COM和COP的相互作用。发现老年人在前后方向的COM移动减少,且COM-COP值也降低。老年人向前的COM速度也降低。本研究肯定了健康老年人在冠状面上保持动态平衡控制的能力。老年人前后方向上COM-COP值的减少表明其采用了一种保守性的策略减少对支撑侧肢体的关节的机械负荷。这种保守性的策略可能与随着年龄的增加肌肉力量下降有关。

Huang SC等^[14]认为成功而安全的跨越障碍物不仅需要摆动腿足够的足廓清,也需要站立腿所提供的身体稳定性,尤其在摆动的脚趾位于障碍物上方时。在这个关键时刻老年组会减小左右COM-COP倾斜角以成功的跨越障碍物而不至于向侧方跌倒,表明神经肌肉组织有很大的空间去控制足摆动以达到足够的足廓清。随着障碍物的增高倾斜角会减小,表明受试者想要保持COM尽量靠近COP以增加身体的稳定性。还认为不单是倾斜角,COM-COP角速度对评测动态稳定性的能力也是有用的。

Chou LS等^[15]研究了不同障碍物高度对COM运动的影响以及在跨越障碍物时COM与支撑足COP的相互作用。6例健康的年轻人在跨越更高的障碍物时,在前后及垂直方向上COM有更大范围活动,在垂直方向上COM的速度更快,在前后方向上COM-COP值更大。在水平方向上COM的运动几乎不受障碍物高度的影响。

2.3 腰痛患者

O' Sullivan P等^[16]对不稳定坐位下腰椎骨盆的运动学表现和躯干肌肉活动进行了研究,发现在稳定及不稳定平面上姿势控制是相似的。当坐在不稳定平面上时受试者有更

大的姿势摆动($P=0.013$),并且在性别上也有差异,与男性比较,女性的腰椎屈曲和骨盆前倾更大。肌电图的检测并没有发现区别。不稳定坐位会产生更大的脊柱活动,但是不会显著改变腰骶部的姿势控制,也不会改变躯干表面肌肉的活动。

Van Daele U等^[17]研究三维运动分析系统在腰痛患者(low back pain patient)姿势控制中的可重复性。16例腰痛患者测力平台测得的所有数据的 $ICC<0.73(0.11-0.73)$,三维运动分析系统的数据 ICC 较小。其认为重复性较差的原因可能是事先没有学习造成的。所以为了提高重测信度,在测试之前受试者需要一个学习的过程。

Van Daele U等^[18]还研究慢性腰痛(chronic low back pain, CLBP)患者姿势控制策略。每位受试者在不稳定姿势下进行测试,发现CLBP患者的骨盆和躯干三个方向上的总角位移更高。为了克服坐位的不稳,患者及健康者会更多的用骨盆和躯干的旋转进行代偿,而不是增加侧屈和前后的位移。CLBP患者的骨盆与躯干运动的相关性($r=0.912-0.981$)也会增加,这可能揭示了CLBP患者比健康人的躯干-骨盆更僵硬。

2.4 下肢肌肉力弱

下肢肌肉力弱与老年人的跌倒有直接的关系,可是力弱是不是影响平衡能力的一个独立因素,目前尚不知道。Parijat P等^[19]研究了健康人股四头肌疲劳与否对步态的生物力学特性和跌倒的影响,发现股四头肌疲劳者足跟着地速度和所需的摩擦系数都极大地增加,而整个身体的COM加速度和膝关节力矩峰值都减少,这表明随着局部肌肉的疲劳更易滑倒。并且步行周期中脚跟着地时,膝屈曲增加踝背屈减少。局部肌肉疲劳会影响步态参数,可看作跌倒的一个潜在危险因素。

Pai YC等^[20]研究了保护性迈步是否会减弱对力弱下肢的支持。43例年轻人(9例跌倒,34例能避免跌倒)和22例老年人(13例跌倒,9例能避免跌倒)。比较了双侧下肢三个关节所产生的功,发现不论男女,跌倒者和避免跌倒者之间最大的不同就是迈步前膝关节和髋关节产生的向心性伸肌做功不足。迈步时,跌倒者支撑腿的离心性伸肌做功不足,不能有效地减缓膝屈曲的速度从而导致势能丧失。在老年人中跌倒的高发生率可能大部分是由于在摔倒时伸膝肌的支撑力量不足。

Horlings CG等^[21]研究了三组人的姿势校正能力,试验组:大腿近端力弱为主(肢带型肌营养不良症 LGMD, $n=8$)和大腿远端力弱为主(远端型脊髓性肌萎缩 SMA, $n=5$),健康匹配组($n=27$)。两个患者组都比对照组更加不稳定,表现在COM的位移,尤其是前后方向上。远端力弱的患者COM的位移更大。远端力弱患者的躯干、膝和踝的运动极度不稳。

向前和向后的平衡干扰时,出现COM较大的位移,可能反映了在这个方向上更需要腿部远端的肌肉活动。相反,近端肌肉力弱的患者仅在向后的平衡干扰时才会出现躯干和踝的不稳定。两组患者都会使用上肢的活动去代偿他们的姿势不稳。主要是远端其次是近端的肌肉力弱导致了极大的平衡不稳。

2.5 脑卒中患者

Lamontagne A等^[22]研究了脑卒中患者站立位下自发性头部活动的姿势调整。8例脑卒中患者、5例健康者在站立位进行快速的头部活动(随机进行后伸、前屈、左右旋转或者保持静止)。观察指标包括身体的三维运动参数,COM和COP的水平位移,双侧垂直地面反作用力和胫骨前肌、内侧腓肠肌、股外侧肌、半腱肌的活性。结果表明脑卒中患者在保持与健康人相似的活动范围时会以较低的速度移动他们的头部。在各个活动方向上,脑卒中患者COP-COM值更大,COP和COM的位移和速度的均方根值更大。脑卒中患者会呈现一种紊乱的负载模式以避免偏瘫侧负重,而在健康者中却能看到典型的方向明确的负载模式。脑卒中患者站立位下的自发性头部运动的调整发生了改变,可能是脑卒中患者对站立和平衡的感觉运动整合过程受到损害。

Corriveau H等^[1]比较了脑卒中患者和健康者的平衡能力。15例卒中后患者和15例年龄匹配的健康者。受试者两脚站在两块临近的测力平台上,与骨盆同宽。脚置于指定位置上,眼朝前看,头直立。采用14节段模型,即4个躯干节段、头、骨盆、2个大腿、2个小腿足、2个上臂、2个前臂。两种状态:睁眼和闭眼,每种状态重复四次,每次30s。与健康组相比,在前后和水平方向上脑卒中组COP-COM的显著性差异比健康组更大,并且脑卒中患者闭眼状态下COP-COM值更大。COP-COM值与平衡量表得分(Berg, Tinetti)有显著的负相关性。在AP和ML方向上的COP-COM值与运动功能评分(Fugl-Meyer)的相关系数具有显著性意义($-0.53, -0.51$),与反应时间的相关系数具有显著性意义($-0.53, -0.44$),震动觉和触压觉仅与前后方向上的COP-COM值的相关系数具有显著性意义(分别为 $-0.41, -0.42$)。所以COP-COM可以作为评定卒中后老年人的姿势稳定性的一个准确的评定方法。

2.6 性别与年龄

Kejonen P等^[23]研究平衡活动与年龄性别的关系。100例健康者,按年龄和性别分成10组。睁眼站立下,不同年龄组之间前后方向最大头部移动范围具有显著性意义($P<0.05$),其他方面没有差异性,且男女之间也没有差异。闭眼站立下,所有节段的运动测量值都比闭眼状态下大($P<0.001$)。男性和女性用相似的身体调整范围以控制他们站立姿势的稳定,因为在简单的平衡任务中一些变化无法表现,

所以应该在更加困难的条件下进行平衡检测和平衡训练。

3 小结

三维运动分析系统能够评估人体在各种功能性活动中(如坐站转移、上下楼梯,步行转弯)的平衡能力,而不仅仅局限于站位和坐位等静态平衡功能评定。目前普遍使用的平衡测试仪只能提供整个身体的摆动信息,可是在平衡训练中,关于身体某一部分调整的信息也是很重要的^[3]。Kejonen P等^[24]认为特别是在站立位下,三维运动分析系统可以研究个别身体节段的运动和方向。同时以往的研究多集中在下肢与骨盆,但平衡功能与上肢的协调摆动也是密切相关的,所以将上肢各节段同时进行研究也是平衡功能研究的方向。国外的研究主要针对健康的老年人,对某种特定疾病(如脑卒中)的大样本研究还比较少。相信三维运动分析系统在平衡功能的研究中一定会显现出优势,并拓展其在临床上的推广和应用,以获得更多关于平衡的信息。

参考文献

- [1] Corriveau H, Hebert R, Raiche M, et al.Evaluation of postural stability in the elderly with stroke[J].Arch Phys Med Rehabil, 2004, 85(7):1095—1101.
- [2] Winter D.Human balance and posture control during standing and walking[J].Gait Posture,1995,3(4):193—214.
- [3] Benvenuti F, Mecacci R, Gineprari I, et al.Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol[J].Arch Phys Med Rehabil, 1999,80(3):278—287.
- [4] Newton RU, Neal RJ.Three-dimensional quantification of human standing posture[J].Gait Posture,1994,2(4):205—212.
- [5] Kejonen P, Kauranen K.Reliability and validity of standing balance measurements with a motion analysis System[J].Physiotherapy, 2002, 88(1):25—32.
- [6] 朱奕,王彤,孟殿怀,等.三维运动分析系统在平衡功能测试中的可行性研究[J].中华物理医学与康复杂志,2007,29(9):623—626.
- [7] Hanke TA, Pai YC, Rogers MW.Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit-to-stand in healthy adults[J].Phys Ther,1995,75(2):105—118.
- [8] Kerr A, Rafferty D, Kerr KM, et al.Timing phases of the sit-to-walk movement: Validity of a clinical test[J].Gait Posture,2007,26(1):11—16.
- [9] Mian OS, Narici MV, Minetti AE, et al.Centre of mass motion during stair negotiation in young and older men[J].Gait Posture,2007,26(3):463—469.
- [10] Mian OS, Thom JM, Narici MV, et al.Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training[J].Gait Posture,2007,25(1):9—17.
- [11] Granata KP, Lockhart TE.Dynamic stability differences in fall-prone and healthy adults[J].J Electromyogr Kinesiol,2008, 18(2):172—178.
- [12] Liu J, Lockhart TE.Age-related joint moment characteristics during normal gait and successful reactive-recovery from unexpected slip perturbations[J].Gait Posture,2009,30(3):276—281.
- [13] Hahn ME, Chou LS.Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing[J].J Biomech, 2004,37(6):837—844.
- [14] Huang SC, Lu TW, Chen HL, et al.Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing[J].Med Eng Phys,2008,30(8): 968—975.
- [15] 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.
- [16] O' Sullivan P, Dankaerts W, Burnett A, et al.Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces[J].J Orthop Sports Phys Ther,2006,36(1): 19—25.
- [17] Van Daele U, Huyvaert S, Hagman F, et al.Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in low back pain patients[J].BMC Musculoskelet Disord,2007,8: 44.
- [18] Van Daele U, Hagman F, Truijen S, et al.Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting[J].Spine (Phila Pa 1976),2009,34(11):1233—1238.
- [19] Parijat P, Lockhart TE.Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity[J].Gait Posture,2008, 28(4):568—573.
- [20] Pai YC, Yang F, Wening JD, et al.Mechanisms of limb collapse following a slip among young and older adults[J].J Biomech,2006,39(12):2194—2204.
- [21] Horlings CG, Kung UM, van Engelen BG, et al.Balance control in patients with distal versus proximal muscle weakness[J].Neuroscience,2009,164(4):1876—1886.
- [22] Lamontagne A, Paquet N, Fung J.Postural adjustments to voluntary head motions during standing are modified following stroke[J].Clin Biomech (Bristol, Avon),2003,18(9): 832—842.
- [23] Kejonen P, Kauranen K, Ahasan R, et al.Motion analysis measurements of body movements during standing: association with age and sex[J].Int J Rehabil Res,2002,25(4): 297—304.
- [24] Kejonen P, Kauranen K, Vanharanta H. Body movements in postural balance with motion analysis[J].European Journal of Physical Medicine and Rehabilitation,1998, (8):39—43.