

文章编号:1004-7220(2011)01-0092-05

人体脊柱运动测量方法研究进展

季伟¹, 王向阳²

(1. 温州医学院 第二临床医学院, 温州 325000; 2. 温州医学院附属第二医院 骨科, 温州 325100)

摘要: 脊柱节段间的相对运动与脊柱外科有密切的联系。了解脊椎的运动范围对于理解脊柱损伤、脊柱退行性变、脊柱外科手术治疗以及脊柱植入物的生物力学均有重要意义。脊柱运动状态的测量经历了从二维平面到三维立体、从简单到复杂、从估算到精确计算的过程。本文分析了各种脊柱运动测量方法的主要成果及不足,为脊柱运动测量研究提供一定的参考和帮助。

关键词: 脊柱运动; 运动范围; CT扫描; 图像处理; 生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Advances in measuring methods for human spinal movement

Ji Wei¹, WANG Xiang-yang² (1. The Second Clinical Medical College, Wenzhou Medical College, Wenzhou 325000, China; 2. Department of Orthopaedic Surgery, the Second Affiliated Hospital of Wenzhou Medical College, Wenzhou 325100, China)

Abstract: Relative movement between the spine segments has close connection with spinal surgery. Understanding the spinal range of movement is crucial to advance our understanding about the biomechanical function of spine injury, spinal degeneration, and the development of new surgical treatments and implants for spinal disorders. The measurement of spinal movement has gone through the process from two-dimensional plane to three-dimensional measurement, from simple to complex, from rough estimation to precise calculation. This paper will describe the major achievements and deficiency of various methods of spinal movement measurement to provide reference and help for the research of spinal movement measurement.

Key words: Spinal movement; Range of motion (ROM); CT scans; Image processing; Biomechanics

脊柱是人体的重要支持和负荷结构,长期以来一直受到临床医师、生物力学工作者和生物医学工作者关注,同时也是这些领域中的一个重要研究内容,特别是精确描述和测量脊柱的运动范围,对于人类健康保护、疾病治疗和损伤防护等都具有及其重要的意义。但脊柱作为一个柔性负载体,其运动形式是多样复杂的,受载荷后不仅会产生节段间的角度位移变化,还表现有各运动间的偶合运动变化。因此如何精确快速测量脊柱的运动范围一直是脊柱外科研究的热点和难点。随着脊柱生物力学的兴起,计算机及光电技术的快速发展,一些新的分析系

统和测量方法被运用到脊柱三维运动的研究中,因此有必要对各种脊柱运动测量方法的主要成果及不足进行总结分析,提出今后的发展趋势,为未来脊柱运动测量研究提供一定的参考和帮助。

1 人体脊柱运动特点及参数表示

脊柱节段运动主要是由于椎骨间软组织变形所形成,椎骨本身变形很小,可以忽略。故在脊椎三维运动分析中,将椎骨视为不变形体,即刚体。椎骨间的相对位移表示了节段间的运动,根据刚体运动学理论,刚体上任意不共线的3个点的运动就可以代

收稿日期:2010-10-08; 修回日期:2010-11-27

通信作者:王向阳, Tel: (0577) 88879123; E-mail: xiangyangwang@126.com。

表整个刚体的运动。节段运动可用该节段上、下椎骨 3 个不共线点的相对运动来代表。椎骨的三维运动有前屈/后伸,左/右侧弯和左/右旋转 6 个方向的角度以及上/下、前/后和左/右的位移。在离体脊柱运动分析时,Panjabi 等^[1]将脊柱运动范围分为中性区(neutral zone,NZ)和弹性区(elastic zone,EZ)两部分。中性区代表零载荷时的脊柱位置与中立位之间的脊柱运动范围,弹性区表示从零载荷至最大载荷的脊柱运动范围。脊柱节段运动常采用脊柱运动范围(range of motion,ROM)即节段间的角度变化来表示。

除了运动范围参数外,脊柱平均旋转中心(mean center of rotation,MCR)位置^[2]也常用来描述脊柱的三维运动。从矢状面上看,正常脊柱从过伸到过屈,存在着平移和旋转两种运动形式,在这个运动过程每一瞬间并不都是围绕着同一个轴转动,而是有许多个轴,这些轴被称为瞬时转动中心(instantaneous center of rotation,ICR)或转动中心(rotation center,RC)。因整个运动的瞬时旋转中心不是一个点,而是许多点的集合。因此,脊柱运动并不存在一个固定的中心作为旋转轴,而只存在平均旋转中心。

2 在体运动范围测量

2.1 X 线测量

X 线是测量脊椎在体运动能力的最基本方法,检测手段也从早期简单静态 X 平片发展到双平面、动态检测等。常用的有 X 光与电脑辅助系统^[3]、视频荧光透视分析^[4]等。临床上对脊柱节段稳定性测量大多为 X 线动力位片,能较好地反映脊椎运动,操作简便,价格低廉,但 Nizard 等^[5]认为这种方法缺乏无创的常规诊断参考标准和可重复性,正确获得动力位像以及测量移动度的方法均没有标准化。同时由于受放射条件和摄片技术影响,对脊柱旋转和侧屈的测量不易借助常规 X 线方法获得。此外,X 线测量精度和准确性不高,具有放射线,使得该方法受到应用限制。

2.2 CT 测量

CT 可以观察到更多 X 线测量无法获得的数据,发现解剖上的改变,进行三维重建和测量。Ochia 等^[6]采用基于 CT 扫描的方法测量腰背痛患者的脊柱节段运动,使受试者做被动运动,对其在不同仰卧位 L1-S1 进行平行 CT 扫描并计算出椎体节

段的旋转角度和平移量。该测量方法精度较 X 放射线高,可达 0.1°和 0.1 mm,空间分辨率高,重复性较好,但该测量系统获取数据时间较长、重建图像计算量大以及具有更大放射性等缺点。

2.3 MRI 测量

MRI 可获得脊柱横面、冠状面、矢状面及任何方向断面的图像,从早期的 2D 发展到现在的 3D MRI 技术,能够直接三维显示。McGregor 等^[7]应用开放式磁共振来评价在卧位和坐位正常负荷下腰椎节段的运动,该方法为 2D MRI 测量,扫描时间长不能三维显示。Ishri 等^[8]报道采用 3D MRI 对 12 位健康自愿者在平卧位主动颈椎侧弯运动进行扫描重建,通过图像技术处理得到侧弯时耦合轴向旋转的运动参数。该方法采取在平卧位椎体无负荷情况下拍摄,而颈椎在正常活动中承受了很大的压力负荷;其次由于 MRI 方法扫描时间长使有疼痛的患者难以在检查时保持长时间同一体位,这些都使采集的数据缺乏可信度。MRI 测量方法虽然能达到较高的精度要求,无放射性,但扫描时间长不能实现实时动态测量,而且需要多次扫描,工作量大,价格昂贵,进而限制了此方法的应用。

2.4 传感器测量

脊柱损伤和疼痛往往表现出脊柱运动的异常,放射线检查可能不易显示异常,而传感器测量能为脊柱运动的在体测量提供辅助手段。传感器分为基于微型加速计、陀螺仪以及电磁传感等方法系统。Koerhuis 等^[9]采用电磁传感系统进行颈椎活动度的测量。该系统有六个自由度,测量时先固定一个接收器,再把其他两个接收器分别贴附在前额和胸骨上,获得各个位置和方向的数据,从而进行颈椎旋转度的测量。该测量方法具有较好的可靠性和精确性,但其测量空间仅限于距发射器较短距离的标准范围。传感器小巧轻便、准确性好、无创,适用于临床测量研究^[10],缺点是由于传感信号的漂变要对数据进行适当的过滤,并且不能对单节段的运动进行测量。

2.5 超声测量

采用超声波立体定位技术也可以分析脊柱的三维运动。这种系统由放置在椎骨上的电声源向 3 个正交的麦克风发出声波,根据接收声波的时间,计算出电声源的空间位置。Dvir 等^[11]描述了应用超声

发射定位原理的 Zebris CMS 70P 系统来测量颈椎运动。其方法是根据不同移动位置及角度变化后声波叠加上的时间差,利用三角测量法以及软件计算,就可以确定微型超声波发射机在空间坐标中的具体位置,从而推算出颈椎的运动状态。超声系统是一种无创的测量手段,测量装置小巧轻便,被证明具有较高的重复性和可靠性,精度达 0.5° ,但要求被测物距麦克风风为 1 m 范围内以保证超声信号的准确传输^[12]。

2.6 莫尔云纹法测量

莫尔条纹法是应用光栅的阴影和光栅形成的莫尔条纹来捕捉脊柱模型。该测量方法在脊柱侧凸的诊断和普查中有广泛的应用。赵文成等^[13]应用莫尔条纹法测定人体腰椎后关节位移量。其原理是采用两片密度相同的栅片作为试件栅和参考栅,试件栅固定在运动节段的一侧后关节突上,参考栅固定在下部节段上。点光源将试件栅投影到被测物体的表面上,形成阴影光栅,如果被测物体的表面是弯曲的、凸起的或凹陷的,则产生莫尔条纹,通过求解莫尔条纹图,可以得到物体的三维坐标。该系统测量误差和精度取决于光栅的线间距,光栅越密,测量的精确度和分辨率越高。莫尔法的优点是利用现代电子技术,可以很方便地改变扫描光栅栅距、位相等,生成不同位相的莫尔等高线条纹图像,便于实现计算机自动处理。其缺点是需要扫描机构,数据获取速度低,稳定性较差,对噪声敏感。

3 离体活动范围测量

3.1 接触性测量

接触性测量是通过安放在脊柱上的传感器来进行测量。其中电传感器使用较多,分为线位移传感器与旋转位移传感器。传感器测量方法要求测头与脊柱表面接触,有一个固定的测量取向,而脊柱运动是自由的,不一定沿着测量方向运动,因而其固定放置不可避免对脊柱运动有一定影响;另外,他的扫描速度受到机械限制,而且需补偿测头直径,影响了测量效率。测量仪对工作环境要求很高,难以满足当今高效率、高精度检测的需要,应用范围受到一些限制。

3.2 非接触性测量

3.2.1 平面测量

非接触性测量最早应用的是平面测量,即通过在椎骨上附贴标志,摄正侧位、上下位片以标志空间

位置变化来反映脊柱运动。如 Piché 等^[14]研制出一种测量颈椎活动范围的方法,于颈椎前屈和后伸位摄片并输入计算机中,采用测量软件进行活动度测量。Zuhlke 等^[15]采用动态 CT 测量离体腰椎旋转度,测量时将脊柱标本置入 CT 扫描仪,获得的数据输入相应的软件并计算各个水平的旋转度。两种方法属均属于单平面测量,不必使用计算机图形技术,简便易行,但不能较好地确定脊柱的线位移,无法进行三维活动度测量,精度为 $\pm 1.0^\circ$ 满足不了目前测试要求^[16]。此外,他还受到摄影镜头畸变和离面位移造成测量误差的影响。

3.2.2 立体测量

3.2.2.1 立体光学测量

立体光学测量术由两个互成直角的平面光学测量系统构成,利用动作分析系统记录脊柱运动时表面标记坐标,通过计算机三维视觉和图像处理技术求取三维坐标,确定物体的空间位置。Panjabi 等^[17]自行设计、研制了腰骶椎加载及测量系统,将标本的双侧髂骨固定于试验台上,用两台交叉成角的照相机分别同时拍摄随脊柱运动的标尺,拍摄图像输入计算机图像处理系统,分析各节段的三维运动。这种方法能行三维运动测量、精度高、非接触测量及多节段测量,近年来应用广泛,但价格较为昂贵,测量费时,并且测量时候需要特殊的实验环境和专门的培训人员。

3.2.2.2 光电测量

该测量系统集成光电子技术,计算机技术和摄影测量技术于一体。如 Goertzen 等^[18]和 Nassos 等^[19]在生物力学研究中采用带红外线发光二级管标记物固定在椎体上,随着脊柱运动,标记物产生相应运动,传感器给出电流信号经转换成电压信号后输入到相应的处理程序中,应用三维测量软件进行计算,得到脊柱运动信息。

光电测量方法定位精度高,能进行多节段测量,自动化程度高,但测量结果受外界因素影响较大,图像信息处理测量软件费用高。

3.2.2.3 激光测量

激光测量法的本质是三角测量法。摄像头接收激光光束射向脊柱表面的反射光,根据受光位置、时间间隔、光轴角度,计算出脊柱表面的全部数据。如 Poncet 等^[20]对脊柱侧弯患者进行激光扫描三维重

建脊柱及其胸廓,来反映脊柱侧弯的形态解剖。早期激光扫描需要几分钟速度较慢,而最近 Heuer 等^[21]采用激光测量髓核切除后椎间盘三维位移的变化,完成一次扫描时间只需几秒钟,但只能测量椎间盘前部位移变化。近期也有国内学者将之应用于脊柱三维运动的测量^[22],但由于激光存在设计问题和没有专门的软件,步骤多影响工作效率。激光测量方法其优点为:(1)运算速度快,数秒内可得到 100 多万点;(2)实现精度高可达 0.01 mm;(3)测量点分布非常规则,对实验影响小;(4)利用专业设计软件进行脊柱三维重建和测量,步骤简单能较大提高工作效率。但激光扫描重建骨形态也有很大的局限性,他只能对骨的外形进行重建,无法对内部的骨小梁进行重建,而且也无法重建变形较大的软组织,同时扫描仪和测量软件价格都较为昂贵。

3.2.3 其他测量方法

除了上述的几种较常用的测量脊椎运动的方法外,一些其他的测量位移的技术也被用于测试脊椎运动试验中,如平行光三维运动测量系统^[23]。测量原理为两束平行光均与水平面平行且垂直相交,各自投影在一块光屏上,将脊柱标本放入光场中,则每个节段的测量标志点存在清晰的投影,当脊柱受力运动后,其上的标志点投影也随之发生位移,将该变化用两台摄像机记录并将得到的图像进行处理后即得到脊椎的三维运动状态。该系统能很好克服象差对测量精度的影响,其线位移精度为 1/2000,角位移为 1/63,造价也较低,但还不能满足目前测量精度的要求,测量结果也易受外界影响。

4 旋转中心测量

瞬时旋转中心(instantaneous center of rotation, ICR)是分析身体关节运动的一种方法,能观察到脊柱不同方向的耦合运动。测量时先在上位椎体选取固定两点 AB,确定 AB 两点加载前后在坐标系内的位置 A1、A2 和 B1、B2, A1A2 和 B1B2 两条线段的中垂线交点即为当前载荷下的旋转中心。

Pearcy 等^[2]非常强调脊柱平均旋转中心的临床意义,既可反映脊柱的线位移,又可反映其角位移,且在脊柱不稳定早期,尚未出现运动范围的增加,就可有 ICR 的异常改变。对于 ICR 有用于脊柱的离体和在体的运动研究。如 Rousseau 等^[24]用 12 具标

本在试验机上进行脊柱生物力学研究,结果在屈伸位时 L5/S1 瞬时旋转中心的位置在椎体中轴后方 5.7 ~ 14.0 mm 处。Cunningham 等^[25]研究也表明与正常脊柱相比,脊柱融合器加椎弓根螺钉内固定后旋转中心集落更加弥散,且向后向上移动。但是,离体研究无法同时顾及与脊柱稳定性密切相关的肌肉、神经、腹压等因素的作用,而不能确切地反映在体脊柱稳定性的改变。

ICR 也可进行在体测量,对于手术后早期脊柱稳定性的研究来说,是一个理想的指标。如 Tournier 等^[26]研究了无症状志愿者的侧位片,发现平均旋转中心位于第 5 腰椎上终板中部和后部 1/3 处。夏群等^[27]采用双 X 线透视影像系统和 MR 检查相结合技术,计算出生理载荷条件下正中矢状面上腰椎椎体间(L2/3、L3/4)屈伸运动中心在椎体中后 1/3 部位,而横断面上左右旋转中心在椎体前方约 30 mm 处,为人工腰椎间盘假体设计的改进提供参考。

脊柱节段的运动是三维的,每个运动方向上又耦合着旋转或平移,而 ICR 在同一时间很难研究二维以上的运动。同时,目前离体模拟脊柱三维运动后的平均旋转中心与在体脊柱的平均旋转中心位置是否一致也缺乏研究。

5 结语

目前对脊柱运动学的研究存在不少困难,因为脊柱的运动是在三维空间内的耦合运动而非特定的平面运动,需要精确的测量技术和计算方法。近年来,随着脊柱生物力学的兴起,计算机及光电技术的快速发展,出现了各种脊柱运动分析及测量方法,在实际应用时应根据脊椎运动的特点及研究目的,选择合适的、能得到有意义结果的测量方法。笔者认为,今后人体脊柱三维运动的测量应该建立更多的评价标准(如测量精度、速度、范围,重复性和再现过程,可靠性评价),综合利用各种技术和方法,向着测量智能自动化发展。相信随着更多技术手段应用在本领域,不断更新科研方法,脊柱运动的测量将会有更多突破性进展。

参考文献:

[1] Panjabi MM, Duranceau J, Goel V, et al. Cervical human

- vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions[J]. *Spine*,1991,16(8):861-869.
- [2] Percy MJ, Bogduk N. Instantaneous axes of rotation of the lumbar intervertebral joints [J]. *Spine*, 1988, 13(9): 1033-1041.
- [3] Dvorak J, Panjabi MM, Chang DG, *et al.* Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine: flexion extension and lateral bending [J]. *Spine*,1991,16(5):562-571.
- [4] Mellor FE, Muggleton JM, Bagust J, *et al.* Midlumbar lateral flexion stability measured in healthy volunteers by in vivo fluoroscopy[J]. *Spine*,2009,34(22):811-817.
- [5] Nizard RS, Wybier M, Laredo JD. Radiologic assessment of lumbar intervertebral instability and degenerative spondylolisthesis[J]. *Radiol Clin North Am*, 2001,39(1):55-71.
- [6] Ochia RS, Inoue N, Renner SM, *et al.* Three-dimensional in vivo measurement of lumbar spine segmental motion [J]. *Spine*,2006,31(18):2073-2078.
- [7] McGregor AH, Anderton L, Gedroyc WM, *et al.* Assessment of spinal kinematics using open interventional magnetic resonance imaging [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2001, 392:341-348.
- [8] Ishii T, Mukai Y, Hosono N, *et al.* Kinematics of the cervical spine in lateral bending: in vivo three-dimensional analysis[J]. *Spine*,2006,31(2):155-160.
- [9] Koerhuis CL, Winters JC, Helm FC, *et al.* Neck mobility measurement by means of the 'Flock of Birds' electromagnetic tracking system[J]. *Clin Biomech*,2003,18(1):14-18.
- [10] Lee RYW, Laprade J, Fung EHK, *et al.* A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2003,25(10):817-824.
- [11] Dvir Z, Prushansky T. Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics [J]. *Clin Biomech*,2000,15(9):658-664.
- [12] Mannion AF, Klein GN, Dvorak J, *et al.* Range of global motion of the cervical spine: intraindividual reliability and the influence of measurement device [J]. *European Spine Journal*, 2000, 9(5):379-385.
- [13] 赵文成, 王家鄞, 侯筱魁, 等. 应用莫尔条纹法测定人体腰椎后关节三维位移量[J]. *上海机械学院报*,1990,2:99-105.
- [14] Piché M, Benoit P, Lamber J, *et al.* Development of a computerized intervertebral motion analysis of the cervical spine for clinical application[J]. *J Manipulative Physiol Ther*,2007,30(1):38-43.
- [15] Zuhlke T, Fine J, Haughton VM, *et al.* Accuracy of dynamic computed tomography to calculate rotation occurring at lumbar spinal motion segments [J]. *Spine*,2009,34(6):215-218.
- [16] Lim TH, Eck JC, An HS, *et al.* A noninvasive, three-dimensional spinal motion analysis method [J]. *Spine*,1997, 22(17):1996-2000.
- [17] Panjabi MM, Duranceau JS, Oxland TR, *et al.* Multidirectional instabilities of traumatic cervical spine injuries in a porcine model[J]. *Spine*,1989,14(10):1111-1115.
- [18] Goertzen DJ, Lane C, Oxland TR. Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protocol. An in vitro porcine investigation[J]. *J Biomech*, 2004,37(2):257-261.
- [19] Nassos JT, Ghanayem AJ, Sasso RC, *et al.* Biomechanical evaluation of segmental occipitoatlantoaxial stabilization techniques[J]. *Spine*,2009,34(25):2740-2744.
- [20] Poncet P, Delorme S, Ronsky JL, *et al.* Reconstruction of laser-scanned 3D torso topography and stereoradiographical spine and rib-cage geometry in scoliosis [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*,2000,4(1):59-75.
- [21] Heuer F, Schmidt H, Claes L, *et al.* A new laser scanning technique for imaging intervertebral disc displacement and its application to modeling nucleotomy [J]. *Clin Biomech*, 2008,23(3):260-269.
- [22] 李鉴轶, 张美超, 聂兰英, 等. 利用逆向工程技术开展脊柱三维稳定性测试的研究 [J]. *中国临床解剖学杂志*,2007,25(1):71-73.
- [23] 侯筱魁, 董凡, 赵文成, 等. 平行光三维运动测量系统的研制及其在人体完整腰椎上的应用 [J]. *医用生物力学*,1994,9(4):207-211.
- Hou XK, Dong F, Zhao WC, *et al.* Study and application of the parallel light three-dimensional motion measurement system for the whole lumbar spine [J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 1994,9(4):207-211.
- [24] Rousseau MA, Bradford DS, Bertagnoli R, *et al.* Disc arthroplasty design influences intervertebral kinematics and facet forces [J]. *Spine*, 2006,31(3):258-266.
- [25] Cunningham BW, Gordon JD, Dmitriev AE, *et al.* Biomechanical evaluation of total disc replacement arthroplasty: an in vitro human cadaveric model [J]. *Spine*, 2003, 28(20):110-117.
- [26] Tournier C, Aunoble S, Le Huec JC, *et al.* Total disc arthroplasty: consequences for sagittal balance and lumbar spine movement [J]. *Eur Spine*,2007,16(3):411-421.
- [27] 夏群, Wang SB, Li GA, 等. 腰椎椎体间旋转中心的在体研究 [J]. *中华骨科杂志*, 2010,30(4):325-329.