

· 综述 ·

腰椎运动测量方法研究进展

郝淑燕 岳寿伟

腰椎运动范围大,承受的应力集中,是脊柱疾患最易罹及的部位。当脊椎系统受伤时,腰椎的活动能力明显改变,特别是当某腰椎关节受伤时,无论是腰椎的活动能力或其活动贡献度的改变都与病因明显相关^[1]。因此,了解腰椎的活动范围对于诊断腰椎各种损伤、退行性变、评价腰椎功能及脊柱外科手术等均有重要意义。本文就腰椎运动测量方法的发展作一简要综述。

腰椎运动测量方法大体上可分为在体测量和离体测量。在体测量又分为侵入性与非侵入性测量,多用于评定腰椎功能及受损程度,其测量方法受到某些因素的影响和限制,测量方法的精确度尚需进一步提高。离体测量是通过测量标本的运动来定量获得腰椎活动范围的方法,可以人为地控制干扰因素,达到量化研究的目的,其研究范围较广泛,多用于生物力学分析。

在体测量

放射线测量法是在体测量腰椎活动能力最常用的侵入性测量方法,常用的有立体 X 光测量、X 光与电脑辅助系统^[2]、电影 X 线摄影术^[3]、侧位骨盆摄影术^[4,5]、X 线电视分析系统^[6]等。利用放射线法测量腰椎活动范围时,多采用测量一个腰椎节段运动的终末状态来估算腰椎的二维空间活动范围,如测量腰椎前屈/后伸运动范围时,拍摄腰椎最大前屈与最大后伸时的 X 光片,采用计算 Cobb 角或 overlay 角来计算腰椎节段的运动角度。

尽管腰椎运动是三维运动,但单一平面内的 X 线平片也能较好地反映腰椎的运动。Panjabi 等^[7]对这种测量的误差进行分析后认为测量误差主要受 X 光片质量、手动迭加和 X 光片标定等因素的影响,并提出了解决方法。然而放射线测量仅适合于静态姿势、二维空间及特殊检查环境,加上放射线对人体有害,使得放射线测量法测量腰椎活动能力受到了很多限制^[8]。

Rae 等^[9]介绍了一种测量腰椎屈伸运动的简单外测量法,即通过测量指尖与地面间的距离来计算腰椎的活动范围。该方法的优点是测量简单、易行,然而由于测量时未考虑髋关节的运动对腰椎运动的影响,而且其计算方法较粗糙,因此测量结果的可信度较差。Gill 等^[10]介绍了用改进的 Schoher 技术来评估腰椎的活动范围,该方法是通过测量腰椎皮表标记的变化计算腰椎活动范围,两皮肤标记分别放置于 S₁ 椎体上 10 cm 及椎体下 5 cm 处,因此该方法只适合于测量下位腰椎活动范围,而不能反映整个腰椎活动范围的改变,且由于多种体位测量因素的影响,其测量误差较大^[11]。眼径计法是美国医学联合会推荐的一种测量腰椎活动范围的方法。1984 年 Mayer 等^[12]介绍了用眼径计定量测量正常人与下背疾患患者腰椎活动范围的方法,自此以后关于眼径计测量腰椎活动范围的精确度及测

量方法的报道很多。用眼径计法测量时,两眼径计分别置于 T₁₂-L₁ (反映骨盆及腰椎的运动) 及 L₅-S₁ (反映骨盆运动) 处,测量受试者各方向运动时两眼径计的角度改变,二者之差值即为腰椎各方向活动范围,其优点是同时考虑了腰椎与骨盆的运动^[13]。Nitschke 等^[14]的研究认为该方法可信度较高。Ng 等^[13]采用眼径计、转子流速计与骨盆制动装置联合测量腰椎活动范围,在运用眼径计测量腰椎屈伸与侧屈运动的同时加用骨盆制动装置以限制骨盆运动;同样,在用转子流速计测量腰椎旋转运动时也加用骨盆制动装置,这种方法的优点是:①可以限制腰椎各方向活动时骨盆的运动;②可以减小躯干屈曲时腘绳肌紧张对腰椎活动范围的影响。Gajdosik 等^[15]证实腘绳肌紧张可影响腰椎的屈曲活动范围及骨盆的运动,而骨盆制动装置在有效限制骨盆运动的同时也减小了腘绳肌的影响;③腰椎后伸时,骨盆制动装置可以为受试者提供支持,帮助维持身体平衡及防止躯干后伸时膝关节的屈曲。

Robinson 等^[16]运用二维录像动作分析装置测量了胸腰椎在屈伸、侧屈、旋转等方向上的运动范围。测量时,依据运动方向不同,自动追踪置于椎体表面的反射盘,摄像机记录运动情况,运用 UP310 动作分析仪处理图像,微机自动分析和计算脊柱活动范围及运动速度,两次测量后计算相关系数,结果表明此设备测量可靠性较高。Dopf 等^[17]介绍了一种 CA-6000 运动分析系统(测角计与计算机联合系统),测量时受试者的 T₁₂ 与 S₂ 上方用固定尺固定,其间的腰椎各关节处均放置有转动传感器,在受试者作屈伸、侧屈及旋转运动时由计算机系统记录、分析、计算各节段活动角度,该方法优点是可以在运动的同时测量腰椎各空间方向的活动范围。光学电子动作分析系统是利用动作分析系统记录受试者运动时的皮表标记坐标,经过影像數位化转换,计算各影像点的中心位置,以 Cobb 角的方式定义腰椎活动能力。李明义等^[1]通过比较该系统与光摄影资料结果,以非线性回归方式建立了一种非侵入式腰椎活动能力评估转换模式,研究结果表明,使用转换模式后的预测误差为 0.4°,而 Stokes 等^[8]人发现用非侵入技术衡量腰椎活动能力时其误差高达 3.87°,因此他认为利用本模式预测腰椎活动能力能提高生物力学模式的评估能力。

离体测量

离体测量的优点是可以直接、精确的测量腰椎各节段的运动,同时可以直接观察腰椎的病理生理变化及组织形态学改变^[18]。腰椎节段的运动表现为相邻椎骨空间位置的改变,具有 6 个自由度,一般的节段运动均为 6 个方向上运动的复合。对腰椎节段运动的测量大致上有单平面测量和双平面测量两种方法。

腰椎功能位的 X 线片是研究在体腰椎运动的平面测量方法,离体的腰椎运动也可采用平面测量法。卢海俊等^[19]介绍了一种脊柱运动的加载装置和测量方法,认为如果不涉及计算椎体位移而仅测量节段间的角度变化,对脊柱的一些特殊运动(如前屈/后伸等)采用正位或侧位的单平面测量即可取得满意

效果。如当对脊柱施加前屈力偶时,由于脊柱的左右对称性和力偶的无偏心加载,脊柱的前屈运动发生在同一矢面上,从侧位拍摄贴于脊柱上的 U 型标志就可以较精确的记录节段间的前屈角度。

腰椎各节段的运动是三维空间的运动,较精确的测量必须采用三维立体测量技术,即立体测量法。朱青安等^[20]介绍了一种测量运动的三维定位仪,该定位仪由差动式位移传感器和旋转式位移传感器构成,通过测量椎骨上不共线 3 点的坐标,确定椎骨的空间位置,计算节段间的运动参数,但其测量仅限于颈椎。Panjabi^[21]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,将 L_1 与骶骨分别包埋,每个椎骨上均安置有机玻璃标尺,其上设置至少 3 个不共线标志,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,通过对标志点的识别,定位分析各节段的三维运动。Yamamoto 等^[18]通过研究发现,对腰骶段脊柱施以最大载荷 $10\text{ N} \cdot \text{m}$ 时,腰骶椎可达到其最大生理活动范围而不至于造成损伤,并利用与 Panjabi 类似的运动分析系统,对 0 载荷及最大载荷 $10\text{ N} \cdot \text{m}$ 下的全腰椎及腰骶关节各节段运动进行测量,研究结果表明,屈伸运动时,下位腰椎($L_4/L_5, L_5/S_1$)较上位腰椎运动范围大;作全腰椎的旋转运动时, L_5/S_1 运动范围最小;侧屈运动时, L_1/L_2 运动范围最小, L_2/L_3 运动范围最大,其余椎间关节运动范围大致相同。Grassmann 等^[22]在 0 载荷与最大载荷 $8.5\text{ N} \cdot \text{m}$ 下,应用侧屈装置与旋转运动装置测定了脊柱节段的侧屈及旋转运动以判定腰椎的退变程度。此后陆续有人对该测量系统作了改进^[23,24]。也有人将 Selspot 系统应用于脊柱运动的三维立体测量,它是将发光二极管固定在椎骨的两侧横突和棘突上作为标志,通过两台交叉成角的摄像机拍摄脊柱运动时标志点的运动,经过计算机的识别、定位和计算,获得脊柱节段的活动范围。

国内有学者首先应用刚体运动学原理建立了一种脊柱活动节段三维运动的测量装置,并以此测定了腰椎活动节段在 8 种载荷下的三维 6 自由度运动曲线。其中有 1 条主运动曲线与加载方向一致,另外 5 条是代表其他方耦合位移与转角的耦合运动曲线。他们发现正常腰椎活动节段的主运动值和耦合运动值均随载荷的增加而增大,其中主运动值与 1 条主要耦合曲线增大幅度较大,其它耦合运动值变化较小。这一观察结果对于腰椎活动节段的运动学特性和稳定性研究具有重要意义^[25]。

对腰椎运动学的研究存在不少困难,因为腰椎的运动是在三维空间内的耦合运动,需要精确的测量技术和计算方法。对腰椎活动范围的测量经历了从二维测量到三维测量、从简单到复杂、从估算到精确计算的过程。近年来,随着脊柱生物力学的兴起与发展,出现了各种脊柱运动分析系统及测量方法,在实际应用时,应根据腰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。

参 考 文 献

- 李明义,邱文科,李永辉,等. 非侵入式腰椎活动能力评估模式的开发研究. 医用生物力学, 1995, 10:157-166.
- Dvorak J, Panjabi MM, Chang DG, et al. Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine: flexion-extension and lateral bending. Spine, 1991, 16:562-571.
- Harada M, Abumi K, Ito M, et al. Cineradiographic motion analysis of normal lumbar spine during forward and backward flexion. Spine, 2000, 25:1932-1937.
- Jackson RP, Hales C. Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers. Spine, 2000, 25:2808-2815.
- Jackson RP, Kanemura T, Kawakami N, et al. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. Spine, 2000, 25:575-586.
- 饶根云,戴克戎,汤荣光. 非侵入性腰椎屈伸运动的动态观察. 医用生物力学, 1997, 12:48-54.
- Panjabi M, Chang D, Dvorak J. An analysis of errors in kinematic parameters associated with in vivo functional radiographs. Spine, 1992, 17:200-205.
- Stokes IA, Bevins TM, Lunn RA. Back surface curvature and measurement of lumbar spine motion. Spine, 1987, 12:355-361.
- Rae PS, Waddell G, Venner RM. A simple technique for measuring lumbar spinal flexion: Its use in orthopaedic practice. J R Coll Surg Edinb, 1984, 29:281-284.
- Gill K, Krag MH, Johnson GB, et al. Repeatability of four clinical methods for assessment of lumbar spinal motion. Spine, 1988, 13:50-53.
- Miller SA, Mayer T, Cox R, et al. Reliability problems associated with the modified Schober technique for true lumbar flexion measurement. Spine, 1992, 17:345-348.
- Mayer TG, Tencer AF, Kristoferson S, et al. Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range-of-motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients. Spine, 1984, 9:588-595.
- Ng JK, Kippers V, Richardson CA, et al. Range of motion and lordosis of the lumbar spine. Spine, 2001, 26:53-60.
- Nitschke JE, Nattress CL, Disler PB, et al. Reliability of the American Medical Association guides' model for measuring spinal range of motion: Its implication for whole-person impairment rating. Spine, 1999, 24:262-268.
- Gajdosik RL, Albert CR, Mitman JJ. Influence of hamstring length on the standing position and flexion range of motion of the pelvic angle, lumbar angle, and thoracic angle. J Orthop Sports Phys Ther, 1994, 20:213-219.
- Robinson ME, O'Connor PD, Shirley FR, et al. Intrasubject reliability of spinal range of motion and velocity determined by video motion analysis. Phys Ther, 1993, 73:626-631.
- Dopf CA, Mandel SS, Geiger DF, et al. Analysis of spine motion variability using a computerized goniometer compared to physical examination. Spine, 1994, 19:586-595.
- Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco Y, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. Spine, 1989, 14:1256-1260.
- 卢海俊,朱青安,黄继锋,等. 一种脊柱运动的加载装置和测量方法. 中国临床解剖学杂志, 1993, 11:147-148.
- 朱青安,胡庆茂,李慧友,等. 脊柱三维运动分析系统及其在腰椎稳定性分析中的应用. 中国脊柱脊髓杂志, 1995, 5:153-156.
- Panjabi MM, Duranceau JS, Oxland TR, et al. Multidirectional instabilities of traumatic cervical spine injuries in a porcine model. Spine, 1989, 14:1111-1115.
- Grassmann S, Oxland TR, Gerich U, et al. Constraint testing conditions affect the axial rotation response of lumbar functional spine units. Spine, 1998, 23:1155-1162.
- Lim TH, Eck JC, An HS, et al. Biomechanics of transfixation in pedicle screw instrumentation. Spine, 1996, 21:2224-2229.
- Fujiwara A, Lim TH, An HS, et al. The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. Spine, 2000, 25:3036-3044.
- 戴力扬. 我国脊柱生物力学研究现状. 生物医学工程学杂志, 1990, 7:147-152.

(收稿日期:2001-12-07)

(本文编辑:易浩)