

文章编号:1004-7220(2010)04-0273-04

峡部裂对上位脊椎力学稳定性影响

何明长¹, 林斌², 刘晖², 赵卫东³

(1. 福建医科大学, 福州 35000; 2. 中国人民解放军第175医院 骨科, 漳州 363000; 3. 南方医科大学 解剖教研室, 广州 510090)

摘要: **目的** 通过测量腰椎峡部裂模型上位椎间盘压力, 研究峡部裂上位脊椎稳定性。**方法** 实验材料为9具成人新鲜腰椎标本, 造成实验模型, 通过 MTS-858 生物力学测试机对正常组及峡部裂组标本进行中心垂直、前屈、后伸及侧屈压力加载, 对不同状态椎间盘进行压力测试, 分析比较峡部裂组及正常组上位椎间盘压力。**结果** 峡部裂组上位脊椎(L4/5) 间盘压力在中心垂直正压状态下(600、800、1 000 N 加载)与正常组椎间盘压力均值比较, $P > 0.05$, 无显著性差异, 分别增加了 1.3%、1.5%、1.7%。前屈 15° 状态下(300、500、700 N 加载)与正常组椎间盘压力均值比较, P 均 < 0.001 , 有显著性差异, 分别增加了 20.97%、24.45%、28.79%。后伸 15° 状态下(300、500、700 N 加载)与正常组椎间盘压力均值比较, $P < 0.001$, 有显著性差异, 分别增加了 14.15%、17.86%、24.92%。侧屈 15° 状态下(300、500、700 N 加载)与正常组压力比较, $P > 0.05$, 无显著性差异, 分别增加了 3.54%、2.12%、1.14%。**结论** 腰椎峡部裂不仅对同序脊椎具有重要力学影响, 而且对上位脊椎同样具有重要力学影响, 从而可以影响同序及上位脊椎的稳定性。

关键词: 腰椎; 峡部裂; 生物力学; 力学稳定性; 椎间盘

中图分类号: R3 文献标志码: A

Effects of spondylolysis on mechanical stability of upper lumbar vertebrae

HE Ming-chang¹, LIN Bin², LIU Hui², ZHAO Wei-dong³ (1. Medical University of Fujian, Fuzhou 350001, China; 2. The orthopedics department of the 175th Hospital of PLA, Zhangzhou 363000, China; 3. Department of Anatomy, Southern Medical University, Guangzhou 510090, China)

Abstract: Objective To study the stability of upper lumbar vertebra in spondylolysis by measuring the upper vertebra pressure on lumbar spondylolysis models. **Method** Nine fresh-frozen human lumbar spinal specimens were used as experimental models. The pressure on upper vertebral discs of lumbar vertebrae was measured by the material testing machine (MTS-858 Bionix test system) with extension, flexion and axial, bilateral compression being applied on two groups of specimens: 1) intact spine; 2) lumbar spondylolysis. **Results** Compared with the intact specimens, the pressure of upper lumbar vertebra in spondylolysis was increased by 1.3%, 1.5%, 1.7% in axial compression with 600, 800, 1 000 N (the differences were not significant ($P > 0.05$)), by 20.97%, 24.45%, 28.79% in 15° of extension with 300, 500, 700N (the differences were significant ($P < 0.01$)), by 14.15%, 17.86%, 24.92% in 15° of flexion with 300, 500, 700N (the differences were significant ($P < 0.01$)), by 3.54%, 2.12%, 1.14% in 15° of bilateral compression with 300, 500, 700N (the differences were not significant ($P > 0.05$)). **Conclusions** Lumbar spondylolysis has a significant mechanical influence on lumbar spine not only at the involved level but also at the upper adjacent level, which can affect the stability of lumbar spine correspondingly.

Key words: Lumbar; Spondylolysis; Biomechanics; Mechanical stability; Vertebral disc

收稿日期:2009-12-11; 修回日期:2010-03-03

作者简介:何明长(1979-),男,硕士研究生,研究方向:骨外脊柱。

通讯作者:林斌, Tel:(0596)2272304; E-mail:fjheminchang@126.com。

腰椎峡部裂(lumbar spondylolysis, LS)是指腰椎一侧或两侧椎弓上下关节突之间的峡部骨质缺损不连续,亦称椎弓峡部裂或峡部不连。该疾病是一种常见的脊柱疾患,发病率为5.9%,某些特殊人群可高达30%^[1]。在腰椎峡部裂生物力学研究中,国内外许多学者关心的是峡部裂同序脊椎稳定性,往往忽略了上位脊椎稳定性。本文利用人体新鲜峡部裂模型标本,通过对脊椎上位间盘压力测定分析比较峡部裂对上位脊柱稳定性的影响。

1 材料与方法

采用9具成人新鲜尸体脊柱标本(保留L1-S1),实验前对标本进行X线检查,排除腰椎峡部裂,椎体滑脱及明显的椎间盘退变、腰椎结核、肿瘤、脊柱骨折等疾病。剔除肌肉、脂肪等软组织,保留棘上韧带、棘间韧带、黄韧带、后纵韧带、前纵韧带、关节突囊、椎间盘及骨性结构的完整,将L1椎体上端部分和整个骶骨(保留L5-S1的脊柱功能单位)分别用聚甲基丙烯酸甲酯(即牙托粉)包埋。标本制备好后,用双层塑料袋密封,储存在-20℃冰柜中备用。实验前将标本移至室温下解冻。

用磨钻于L4椎体前后1/2紧贴下终板软骨制作一个贯穿左右的方形隧道,隧道上下两面平行,用融化的塑料明胶将两个隧道的上下两面填平,使传感器受力均衡。将高精度压力传感器置入隧道,确保左右抽动传感器有一定阻力提示此时传感器与骨隧道上下两面接触完好。隧道的两端口用牙托粉填充固定。标本下端固定在MTS-858的底座固定架上,上端与加载系统(能准确调节前屈、后伸及侧屈角度)施压端相连,以接受MTS-858加载装置施加的载荷,传导给标本。

将压力传感器的中心点置于骨隧道的中央,先对标本进行3次加载-卸载,预加载的负荷采用200 N,加载速度5mm/min,每次加载-卸载都停留30 s左右,以期消除腰椎的黏弹性影响,得到相对稳定的实验结果。通过3次加载-卸载后,于第3次卸载停留30 s后加载不同的负荷,加载速度5mm/min,待稳定后,椎间盘压力经过传感器、测力测试器及电脑数据转换后记录原始数据。同样的方法测试不同负荷加载及不同状态椎间盘压力。

确定标本L5双侧椎间孔、上下关节突的解剖位

置。于上下关节突之间用线锯锯开,制作L5双侧的峡部缺损实验模型。用同样的方法测量峡部裂模型的不同状态时上位椎间盘压力。

用SPSS12.0软件包计算出实验标本正常组、峡部裂组分别在中心垂直正压、前屈15°、后伸15°、侧屈15°椎间盘(上位椎间盘)在不同负荷下的压力均数及标准差,用($\bar{x} \pm sd$)形式表示,以 $P < 0.05$ 为具有显著性差异。

2 结果

(1) 峡部裂组上位椎间盘压力在中心垂直正压(600、800、1 000 N)状态下与正常组的间盘压力均数比较分别增加了1.3%、1.5%、1.7%, $P > 0.05$,无显著性差异(见表1)。

表1 中心垂直压力下标本L4/5间盘压力($\bar{x} \pm sd, n=9$)

Tab.1 The pressure of the L4/5 in axial compression ($\bar{x} \pm sd, n=9$)

加载/N	正常组/N	峡部裂组/N
600	159.78 ± 6.85	161.22 ± 5.49
800	202.67 ± 6.67	205.78 ± 3.11
1 000	254.33 ± 6.10	258.56 ± 5.05

(2) 峡部裂组上位间盘压力在前屈15°(300、500、700 N)状态下与正常组间盘压力比较分别增加了20.97%、24.45%、28.79%, $P < 0.001$,有显著性差异;而且随着加载负荷加大,间盘压力增大的百分比随着增大(见表2)。

表2 前屈15°标本L4/5间盘压力($\bar{x} \pm sd, n=9$)

Tab.2 The pressure of the L4/5 in 15° of extension ($\bar{x} \pm sd, n=9$)

加载/N	正常组/N	峡部裂组/N
300	74.67 ± 3.50	90.33 ± 3.32
500	127.22 ± 4.60	158.33 ± 5.10
700	174.89 ± 4.65	225.22 ± 4.79

(3) 峡部裂组上位间盘压力在后伸15°(300、500、700 N)状态下与正常组间盘压力比较分别增加了14.15%、17.86%、24.92%, $P < 0.001$,有显著性差异;而且随着加载负荷加大,上位间盘压力增大的百分比随着增大(见表3)。

(4) 峡部裂组上位间盘压力在侧屈15°(300、

500,700 N)状态下与正常组压力比较分别增加了3.54%,2.12%,1.14%, $P > 0.05$,无显著性差异(见表4)。

表3 后伸15°标本L4/5间盘压力($\bar{x} \pm sd, n=9$)

Tab.3 The pressure of the L4/5 in 15° of flexion ($\bar{x} \pm sd, n=9$)

加载/N	正常组/N	峡部裂组/N
300	64.44 ± 3.28	73.56 ± 3.00
500	97.67 ± 3.16	115.11 ± 3.26
700	138.67 ± 2.96	173.22 ± 3.73

表4 侧屈15°标本L4/5间盘压力($\bar{x} \pm sd, n=9$)

Tab.4 The pressure of the L4/5 in 15° of bilateral compression ($\bar{x} \pm sd, n=9$)

加载/N	正常组/N	峡部裂组/N
300	59.56 ± 2.70	61.67 ± 2.23
500	95.11 ± 3.14	97.11 ± 2.67
700	135.67 ± 4.00	137.22 ± 3.27

3 讨论

正常腰椎由于生理性前凸,使所受力经分解后可分为垂直于椎体的压应力和向前的剪切应力,因此小关节对剪切应力的抵抗起重要作用。Schlegel等^[2]指出,人体在直立位置时,重力和背肌的合力经腰骶椎间盘时分解为向前的剪力和垂直于椎间盘的压力,由于腰椎前凸的生理曲度存在,故向前剪力相当大。而向前的剪切应力主要由背侧的小关节突和韧带对抗。峡部是连接上下关节的纽带,也是薄弱的部位,当此处断离后便与同序椎体上、下关节突、椎板、棘突、棘上韧带、棘间韧带、关节囊脱离,因此丧失腰椎后部结构的力学稳定性作用^[3]。Adams等^[4]认为,在抵抗向前剪切应力时,小突关节约承受总负荷的1/3,其余2/3负荷由椎间盘承受。但由于椎间盘本身的特性,最后向前的剪切应力也是由小关节承担。Fitzgerald等^[5]将抑制向前剪力的结构称为骨钩,包括椎弓根、峡部、下关节突及下关节面。当腰椎峡部时,椎弓连续性破坏,向前的剪力增大,影响脊柱的稳定性。本组实验表明,峡部裂同序脊椎前屈、后伸及旋转脊柱三维活动度明显增加,严重影响脊柱稳定性。

椎间盘是纤维软骨复合体,是连接上下相邻两椎体的重要结构,约占整个脊柱高度的20%~

33%,主要由纤维环、髓核及软骨终板3部分组成。髓核是一种富有弹性、半流体的团块,含水分80%左右,由含有大量亲水性氨基葡萄糖聚糖(蛋白多糖)和胶原(Ⅱ型胶原为主,占80%)的胶样凝胶组成,位于椎间盘的中央或偏后。髓核的基本功能是抵抗脊柱内的压力并使之再分布^[6]。纤维环内含纤维软骨及丰富的胶原纤维。胶原纤维以髓核为中心,呈层状排列(约20~25层)。外层由Ⅰ类胶原纤维构成,由外向内Ⅱ类胶原纤维逐渐增多。到达髓核处均为Ⅱ类胶原纤维,各层之间有黏合物质牢固结合。纤维环的同层胶原纤维平行排列,与椎体纵轴呈60°,相邻层的胶原纤维相互呈30°~60°角斜行交叉重叠,外层胶原纤维附着范围较广,与椎体骨膜及前、后韧带相混杂,其中插入椎体边缘骨质的粗壮的纤维称Sharpey纤维,内层的胶原纤维附着于终板。内层纤维凸向髓核,外层纤维凸向外周。纤维环的这种附着及排列方式可承受较大的弯曲和扭转载荷。在扭转载荷作用下,该扭转应力由与该应力方向相同的胶原纤维承担。椎间盘的生物力学功能是由其生物学组成和结构决定的。当椎间盘承载时可贮存能量,载荷去除后又将能量释放。椎间盘具有黏弹特性,表现为应力松弛、蠕变与滞后的静态特性。在外力作用下,椎间盘发生应变,若应变保持一定,则相应的应力将随时间的增加而下降,该现象称之为应力松弛;随着时间的延长,而持续变形,称为蠕变;腰椎间盘加载和卸载时的应力曲线不重合,称为滞后。由于腰椎间盘具有上述力学特性,故当变形速度提高时,为了得到同样的变形,就需施加更大的载荷。有研究表明,腰椎间盘的蠕变在开始阶段速率很高,随着时间的延长,速率降低,在30min后,变形不再继续。在载荷不大时,卸载后经过一段时间,变形可完全消失,但当载荷过大时,则出现永久变形^[7]。椎间盘具有压缩、拉伸、屈曲及扭转等特性,因此具有连接脊椎,传递载荷,分布应力,吸收震荡,稳定脊柱等作用。椎间盘的结构和生物力学特性,保证了脊柱有一定的活动范围,又能限制脊柱的过度活动。

椎间盘在力学上与小关节关系密切,两者共同承担脊柱各个方向的负荷,维持脊柱的稳定。反复的破坏必将引起另一方的变化。因此认为脊柱小关节与椎间盘在力学上有着密切的关系^[8]。Lewin^[9]

提出椎间盘退变是导致小关节退变的唯一占支配地位的因素。随后, Nachemson^[10]从力学角度阐述了小关节退变可以导致椎间盘病变是生物力学环境改变所致。并且许多学者证实了腰椎峡部裂同序椎间盘退变, 导致脊柱同序脊柱失稳。这同脊柱小关节与椎间盘在力学上有着密切关系的观点相一致。腰椎峡部裂时改变了小关节受力, 因此椎间盘受力也发生改变。这种改变不仅表现在同序椎间盘, 同时也影响上位椎间盘。

腰椎峡部裂由于脊柱后柱稳定性遭到了破坏, 脊柱在负荷情况下同序椎体向前剪切应力失去制约导致同序椎体受力不平衡, 从而影响上位脊柱的受力^[11]。为了适应受力平衡而改变原有状态, 脊柱出现适应病理症状的代偿或调节。因此, 峡部裂上位脊椎稳定性受到影响, 不仅表现在脊柱三维活动^[12-13], 而且在间盘压力上也相应改变。本实验通过完整正常脊柱组及峡部裂上位椎间盘压力测试得到峡部裂组上位间盘压力在前屈、后伸 15° 状态下与正常组压力比较, P 均小于 0.01, 具有明显差异。并且随着加载负荷加大, 间盘压力增大的百分比随着增大。而在中心垂直正压及侧压状态下, 上位椎间盘压力峡部裂组较正常完整脊柱组无明显变化。实验数据说明腰椎峡部裂在脊柱伸屈活动并接受外来负荷时, 由于后柱结构稳定遭到了破坏, 并脊柱向前剪力改变下出现了新的受力平衡, 这样导致分解到椎间盘分力增大。由于长期压应力增大, 导致椎间盘提前退变甚至严重破坏。由本实验可知在中心垂直及侧压的情况下, 正常完整组与峡部裂组椎间盘压力比较未见明显差异。这是由于在垂直中心正压力及侧屈压力下, 上下两椎体相对静止; 根据脊柱受力分析, 外来附加负荷主要由上下椎间盘承担, 此时后柱结构对此压力不起主要承担作用。故在中心垂直正压及侧压负荷下, 脊柱上位椎间盘压力在实验中无得到明显差异。

本实验采用间接椎间盘压力测试, 通过加载时椎间盘形变的感应测量压力, 压力感受器是放置于紧贴椎体下终板位置来测量压力, 属于间接测量间盘的压力。这样结果难免出现误差。但本实验均采用在同等的加载条件下正常组及峡部裂组间盘压力测量, 并根据两小样本配对 t 检验进行统计分析, 故实验结构仍具有可靠性。为了能更准确地获得实验结果, 应该采用直接的间盘压力测试。采用细针式

的椎间盘压力感受器, 直接放置于所测的间盘内, 这样不仅不破坏间盘的完整性, 而且又能同时测量多节段间盘压力, 更能真实获得实验结果。由于实验条件有限, 故本实验无法完成椎间盘直接压力测试, 希望在今后的研究中能弥补此不足。

综上所述, 腰椎峡部裂不仅导致同序脊椎失稳, 同时也使得上位脊椎稳定性严重影响。因此, 在峡部裂的诊断及治疗时, 应该认识到这样的生物力学改变及生理病理改变, 才能更准确掌握并应用于临床。

参考文献:

- [1] Sakai T, Sairyo K, Suzue N, *et al.* Incidence and etiology of lumbar spondylosis: review of the literature [J]. *J Orthop sci* 2010, 15(3):281-288.
- [2] Schlegel KF, Pon A. The biomechanics of poster lumbar interbody fusion (PLIF) in spondylosis [J]. *Clin Orthop*, 1985, 193:115-119.
- [3] Hu SS, Tribus CB, Diab M, *et al.* Spondylolisthesis and spondylosis [J]. *Instr Course Lect.* 2008, 57(3):431-445.
- [4] Adams MA, Hatton WC. The mechanical function of the lumbar apophyseal joint [J]. *Spine*, 1983, 8(3):327-330.
- [5] Fitzgerald JA, Newman PH. Degenerative Spondylolisthesis [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 1976, 58(2):184-192.
- [6] Hayes AJ, Benjamin M, Ralphs JR, *et al.* Extracellular matrix in development of the intervertebral disc [J]. *Matrix Biol*, 2001, 20(16):107-121.
- [7] Broberg KB. On the mechanical behavior of intervertebral discs [J]. *Spine*, 1983, 18(11):151-155.
- [8] Kalichman L, Hunter DJ, Kim DH, *et al.* Association between disc degeneration and degenerative spondylolisthesis? Pilot study [J]. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 2009, 22(1):21-25.
- [9] Lwein T. Osteoarthritis in lumbar synovial joints: a morphologic study [J]. *Acta Orthop Scand Snppl*, 1964, Suppl 73:1-112.
- [10] Nachemson AL, Schul AB, Berkson MH. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments: influence of age, sex, disc level and degeneration [J]. *Spine*, 1974, 4(1):1-8.
- [11] Sung-Kyun Oh, Sung-Soo Chung, Chong-Suh Lee. Correlation of pelvic parameters with isthmic spondylolisthesis [J]. *Asian Spine Journal*, 2009, 3(1):21-26.
- [12] Mihara H, Onri K. The biomechanical effects of spondylolisthesis [J]. *Spine*, 2003, 28(3):235-238.
- [13] 刘晖, 何明长, 林斌, 等. 腰椎峡部裂对上位脊椎稳定性影响的生物力学研究 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2009, 19(10):745-748.