

# CBT 螺钉固定椎体单元的生物力学研究

武 洵, 申才良

**摘要** 通过建立螺钉固定的腰椎 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 的三维有限元模型 (FEM) 对腰椎进行生物力学分析。扫描获取 1 例骨质疏松男性腰椎 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 的空间几何信息, 建立有限元模型并分析其应力应变状态。运动单元的最大应力区域位于螺钉的横联以及钉棒, 椎体的最大应力位于椎间盘与上、下终板的接触面。运动单元应变位于椎体。CBT 螺钉的使用不会显著改变 TT 螺钉固定时的椎体受力特征, 且有利于控制椎体运动单元的变形和位移, 使得运动单元更加稳定, 其临床应用效果要优于 TT 螺钉。融合器的置入可以减轻运动单元最大应力、最大应变及活动自由度降低。

**关键词** 生物力学; 皮质骨钉道; 运动单元; 融合器; 运动状态

中图分类号 R 608

文献标志码 A 文章编号 1000-1492(2019)03-0482-06

doi: 10.19405/j.cnki.issn1000-1492.2019.03.030

与传统的椎弓根钉道螺钉相比, 皮质骨钉道螺钉技术显著提高了置入螺钉的固定稳定性<sup>[1-2]</sup>, 对骨质疏松患者有较好的适应性<sup>[3-4]</sup>。目前针对单个 CBT 螺钉固定的力学特性研究较多, 如极限抗拔强度、固定刚度等<sup>[5-6]</sup>, 但对椎体运动单元力学特性的研究较少。

本研究在建立有限元模型的基础上, 考虑 TT 螺钉与 CBT 螺钉两种置钉方式, 模拟不同运动状态下椎体运动单元的受力及活动情况, 并对置入融合器的影响进行考察, 探寻椎体运动单元的生物力学信息, 为今后椎体运动单元的实验研究提供数值模拟基础。

## 1 材料与方法

### 1.1 设备与材料

本研究选取一名伴有骨质疏松

的腰椎患者为研究对象, 骨密度 T 值为 -3.4, 排除脊柱创伤、肿瘤、感染等疾病。扫描设备 (CT) 为 1.5TMRI 机 (美国 GE 公司); 计算机设备医学影像交互式软件: MIMICS 15.0 (比利时 Materialise 公司), 逆向工程软件 Geomagic Studio 12.0 (美国 Geomagic 公司), Pro/E (美国参数技术公司), 有限元分析软件 ABAQUS 6.10 (美国 ABAQUS 公司)。

**1.2 模型建立** 通过对椎骨的扫描、提取、拟合、光顺处理以及组装, 建立了高度几何相似的椎骨三维模型, 并导入 ABAQUS 等分析软件。为了对结果进行有效的验证, 腰椎内各结构的力学材料属性均取既往文献, 并结合 CT 扫描的 HU 值<sup>[7]</sup>, 具体材料参数见表 1。

为模仿椎体所受生理载荷, 对 L<sub>4</sub> 椎体上向终板施加载荷为 400 N 的正压力, 并在 3 个解剖主平面上分别施加 7.5 N·m 的纯扭矩。扭转时方向参考腰曲切线方向, 侧弯时垂直于腰曲切线方向并与矢状面平行 (图 1)。

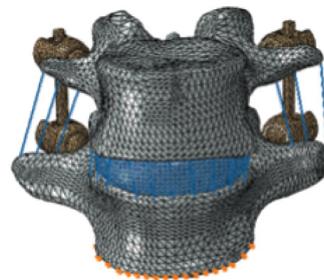


图 1 有限元计算模型

有限元模型根据实际临床技术模拟 TT 螺钉与 CBT 螺钉的置入。TT 螺钉的植入是采用韦恩斯坦技术将螺钉沿着椎弓根解剖线, 平行于椎体终板插入椎体中, 钉道直径为 6.5 mm, 长度 40 mm。CBT 植入的进钉点为上关节突中心与横突下缘下方 1 mm 的结合点, 以左侧椎弓根投影 5 点向 11~12 点方向置钉, 右侧椎弓根投影 7 点向 12~1 点方向置钉, 钉道外倾角为 10°, 头倾角为 25°, 直径为 5.5 mm, 长度为 35 mm。

2018-10-09 接收

基金项目: 安徽省 2017 年度第一批科技计划项目 (编号: 1704a0802158)

作者单位: 安徽医科大学第一附属医院骨科, 合肥 230022

作者简介: 武 洵, 男, 硕士研究生;

申才良, 男, 教授, 博士生导师, 责任作者, E-mail: shencailiang1616@163.com

表1 材料属性

名称	弹性模量 E (MPa)	泊松比 $\nu$	横截面积 A (mm <sup>2</sup> )
椎体皮质骨	12 000	0.3	-
椎体松质骨	100	0.2	-
椎弓根	3 500	0.25	-
小关节	15	0.45	-
终板	24	0.25	-
髓核	1	0.499	-
纤维环	4.2	0.45	-
前纵韧带	7.8	-	63.7
后纵韧带	1	-	20
黄韧带	1.5	-	40
关节囊韧带	7.5	-	30
横突间韧带	10	-	1.8
棘间韧带	1	-	40
棘上韧带	3	-	30
钛钉	110 000	0.3	-

## 2 结果

**2.1 椎体应力分布** 采用 CBT 螺钉对脊椎 L<sub>4</sub>、L<sub>5</sub> 关节固定时,应力最大区域位于钉棒及横连,前屈、后伸、左侧弯、左旋状态下应力最大值分别为 230.4、187.5、236.4、199.6 kPa。见图 2。

从椎体的应力分布来看,前屈时 L<sub>4</sub>、L<sub>5</sub> 的上下终板与椎间盘接触面的前端应力较大,约为 2.60

kPa。后伸时接触面的后端应力较大,约为 1.91 kPa。侧弯时接触面的弯曲侧应力较大,约为 3.07 kPa。旋转时接触面的前端应力分布较大,约为 1.31 kPa。见图 2。

**2.2 椎体应变分布** 前屈时上、下终板与椎间盘接触面的前侧应变较大,约为 0.266。后伸时接触面的后侧应变较大,约为 0.272。侧弯时接触面的弯曲侧应变较大,约为 0.197。旋转时接触面的前端应变较大,约为 0.312。见图 3。

**2.3 运动单元自由度、最大应力及应变** 采用 CBT 螺钉时,若没有放置融合器,前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转时的最大应力分别是 289.3、225.5、228.4、151.3、184.1、153.7 kPa。大部分运动状态下 CBT 螺钉单元最大应力大于 TT 螺钉单元,差值约 50~70 kPa。但右旋时两者大致相等,右侧弯时 TT 螺钉条件略大于 CBT 螺钉。见图 4A。

采用 CBT 螺钉时,若放置融合器,前屈、后伸、左右侧弯、左右旋转时的最大应力分别是 230.4 kPa、187.5 kPa、236.4 kPa、133.5 kPa、199.6 kPa、151.1 kPa。大部分运动状态下 TT 螺钉单元最大应力大于 CBT 螺钉单元,差值约 80~130 kPa。但旋转时两者相差不大。见图 4B。

未放置融合器时运动单元的最大应变变化范围

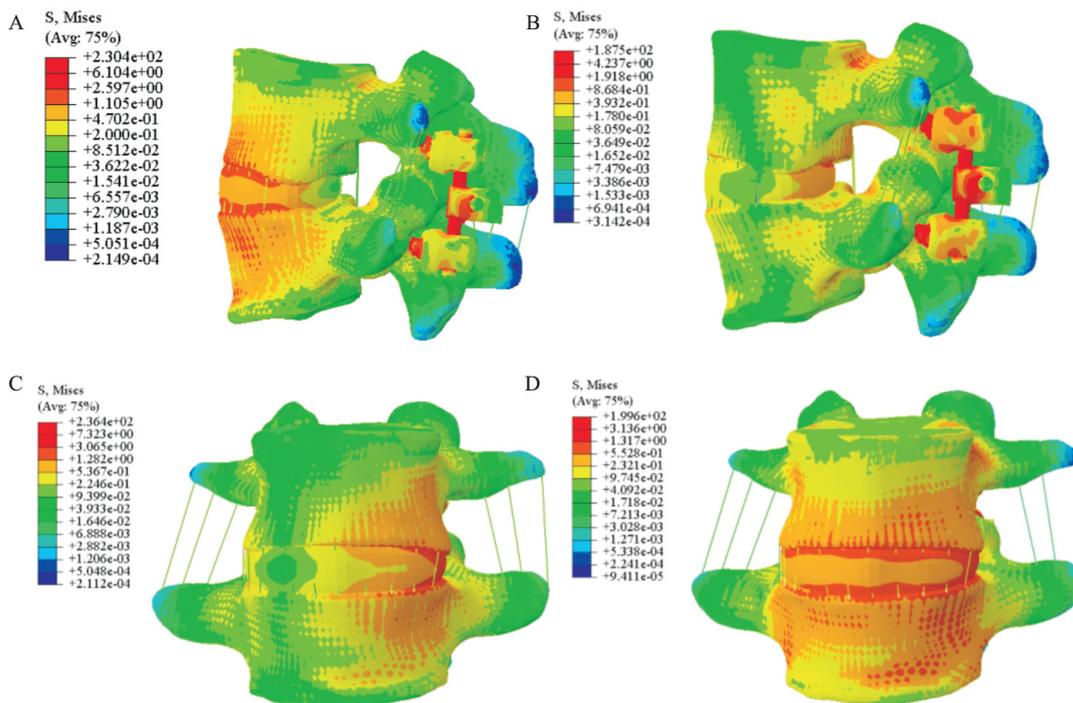


图2 CBT 螺钉固定时脊椎 L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub> 应力图(无融合器)

A: 前屈; B: 后伸; C: 左侧弯; D: 左旋

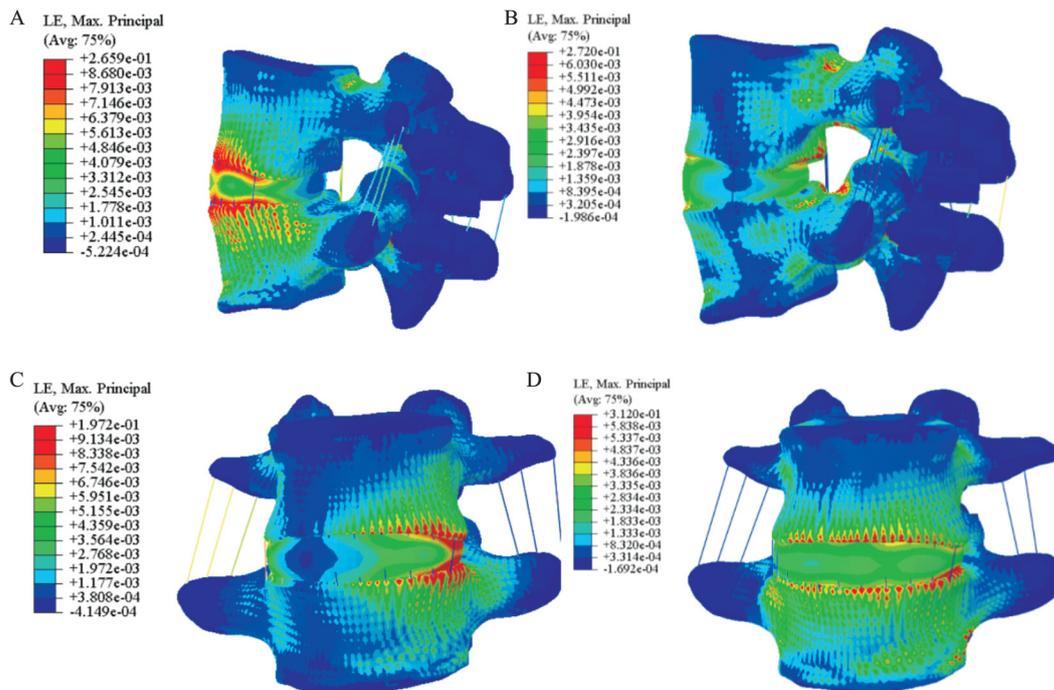


图3 CBT螺钉固定时L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub>运动单元应变图(无融合器)

A: 前屈; B: 后伸; C: 左侧弯; D: 左旋

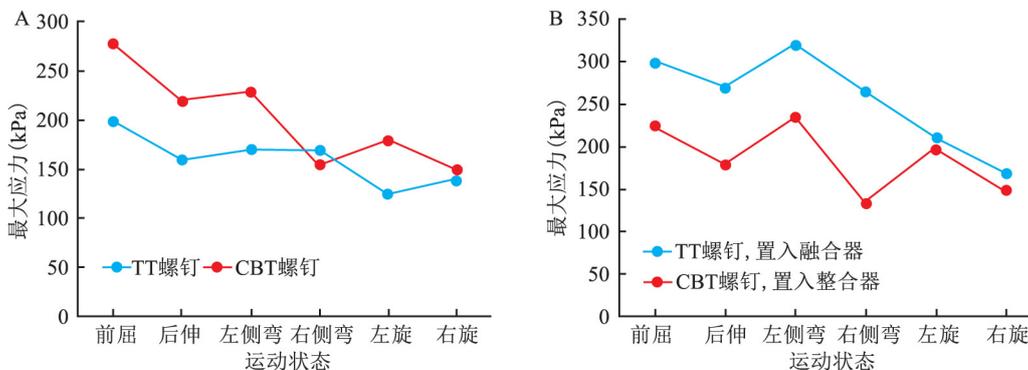


图4 两种置钉方式下L<sub>4</sub>~L<sub>5</sub>运动单元的最大应力对比

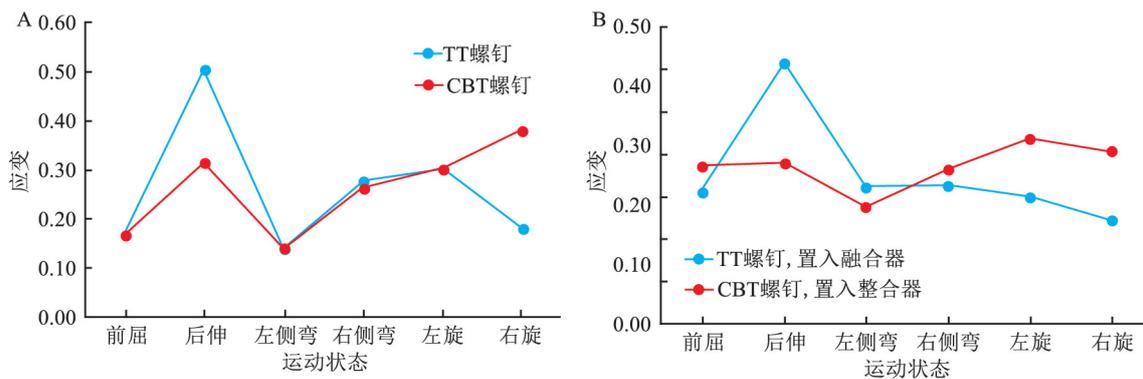
A: 无融合器; B: 置入融合器

在0.15~0.40。CBT螺钉固定时单元各状态下的最大应变分为0.15、0.31、0.14、0.26、0.30、0.38。除右旋与后伸状态外,两种置钉方式下椎体的最大应变值基本相同。后伸状态下,TT螺钉下的最大应变比CBT螺钉大0.2左右。右旋状态下,CBT螺钉下的最大应变比TT螺钉大0.2左右。见图5A。

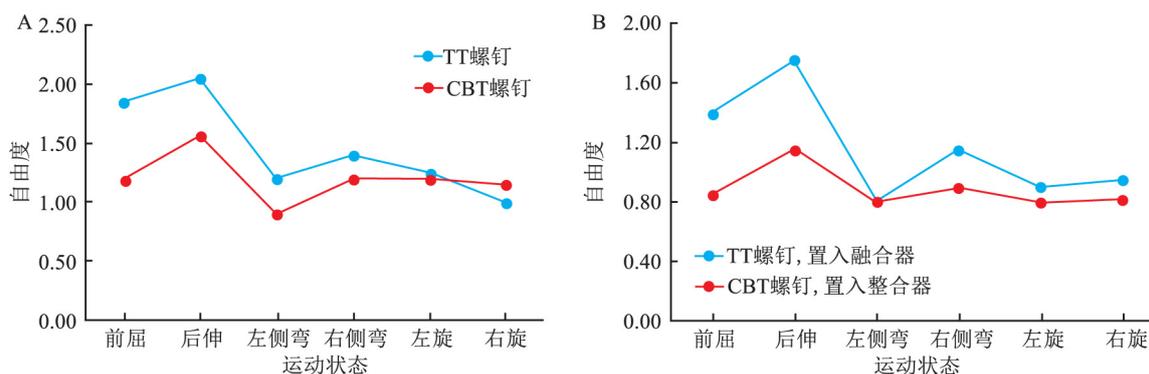
放置融合器时运动单元的最大应变变化范围在0.2~0.4。CBT螺钉固定时各状态下椎体的最大应变分为0.27、0.27、0.20、0.26、0.31、0.29。采用TT螺钉固定时的最大应变变化规律与CBT螺钉固定时并不相同,各状态下的最大应变分别为0.22、0.45、0.23、0.23、0.22、0.18。见图5B。

CBT螺钉固定时,若未放置融合器,前屈或后伸状态下的单元自由度相对较大,分别达到了1.22及1.51。其他状态下的自由度相对较小,左、右侧弯、左、右旋情况下的自由度分别为0.91、1.22、1.21、1.15。TT螺钉固定单元的自由度变化规律与采用CBT螺钉时相近。见图6A。

若放置融合器时,前屈/后伸状态下CBT螺钉固定运动单元的自由度相对较大。前屈或后伸时的单元自由度相对较大,分别达到了0.81及1.18。侧屈及旋转时自由度值相对较小,左侧弯、右侧弯、左旋、右旋情况下的自由度分别为0.80、0.85、0.80、0.80。采用TT螺钉进行固定时椎体自由度随

图5 两种置钉方式下  $L_4 \sim L_5$  运动单元的最大应变对比

A: 无融合器; B: 置入融合器

图6 两种置钉方式下  $L_4 \sim L_5$  运动单元的自由度对比

A: 无融合器; B: 置入融合器

运动状态的变化趋势与同 CBT 情况下较为相似,且大于 CBT 螺钉条件。见图 6B。

### 3 讨论

目前,多数有限元的相关研究只针对单个螺钉固定时的力学强度<sup>[8]</sup>,同时,虽然有学者研究了置钉时融合器对脊柱运动范围的影响<sup>[9-10]</sup>,但未分析运动单元的整体受力。本研究高度模拟了螺钉固定时椎体运动单元的不同运动状态和受力特点,并将考虑融合器对运动单元力学特性的影响。

**3.1 运动单元的应力特征** 运动单元的最大应力分布区均位于钉棒,且钉棒内部应力远大于椎体内部应力(高 1 至 2 个数量级)。说明钉棒对椎体单元的运动趋势存在明显的约束作用。由于前屈及后伸运动状态下钉棒的约束作用表现最好,内部的应力分布值相对较大。置入融合器使得钉棒内部的最大应力减小,原因可能是融合器对椎体的活动度具有约束作用,从而分担了一部分外部荷载引起的应力积累。

运动状态不仅对单钉强度有影响,而且对运动单元的状态亦有影响<sup>[11]</sup>。后伸状态下的椎体最大应力位于椎体后侧中部。其余运动状态下椎体应力最大分区位于上下终板与椎间盘的接触区,应力值向两侧递减。前屈、旋转时的最大应力区沿椎体正面均有分布,侧屈状态下的最大应力区则局限在弯曲侧。融合器的置入对椎体应力分布规律并无较大影响。

**3.2 运动单元的应变特征** 虽然钉棒的内部应力大于椎体应力,但由于其弹性模量远大于椎体模量,抵抗变形的能力较强,因此钉棒应变相对较小,运动单元的最大应变区域位于椎体。椎体的应变分布特征也与运动状态有关。前屈及旋转时,最大应变区域位于上、下终板与椎间盘的接触面,沿椎体前侧分布,并向远离接触面的方向递减。不同的是前屈时应变变化的幅度较小,而旋转时其应变变化幅度较大。

**3.3 运动单元自由度的变化规律** 运动状态对运动单元的自由度影响有一定的规律性,后伸状态下

的自由度最大,前屈状态次之,侧弯和旋转状态下的自由度较小,且数值大致相同。融合器的置入使运动单元的自由度比无融合器时减小 0.2 左右,表明融合器对椎体的运动存在一定约束,这点与应力分析的结果相符。考察置钉方式对自由度的影响,CBT 螺钉固定时的自由度略小于 TT 螺钉,其原因可能是入钉点的不同而导致钉棒、横连对椎体的约束效果差异。

**3.4 CBT 螺钉与 TT 螺钉效果比较** 不同于已有文献对单钉固定效果的研究,本文重点分析了 CBT 螺钉以及 TT 螺钉应用于骨质疏松患者时椎体运动单元的力学响应特征,以期为临床应用提供一定指导。研究表明,应用 CBT 螺钉时进行椎体固定时,椎体运动单元随运动状态的力学响应(应力、应变以及自由度)具有相似的规律。具体表现在:① 在同一种运动状态下,椎体的应力、应变分布规律具有较强的一致性,CBT 螺钉的使用不会显著改变传统螺钉固定时的椎体受力特征;② 椎体运动单元的应变以及自由度表征其变形以及位移,较大的应变及自由度意味椎体的稳定性存在一定风险。采用 CBT 螺钉固定时,椎体的最大应变、自由度一般小于同种运动状态下的 TT 螺钉固定时的数值。因此其他情况相同时,采用 CBT 螺钉固定将提高椎体整体的稳定性。

虽然本文获得了一些有益的结果和结论,但是仍然有一些问题需要解决:① 本文采用尸体标本的扫描数据受到标本保存条件、取样手法的影响,势必会影响有限元分析的结果;② 本模型忽略了肌肉等软组织的影响<sup>[12]</sup>,且对 L<sub>4</sub> 椎体上方受到的正应力以及转动弯矩进行了定量化假设;③ 本文选择了一具典型人体标本进行分析,但其年龄、骨质情况等因素均有一定的局限性;④ 椎体实际运动状态较为复杂,如何应用有限元对其展开研究以充分了解其 CBT 螺钉的受力状态是需要进一步研究的方向。

参考文献

- [1] Santoni B G, Hynes R A, McGilvray K C, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws [J]. *Spine J* 2009, 9( 5): 366 - 73.
- [2] Ueno M, Sakai R, Tanaka K, et al. Should we use cortical bone screws for cortical bone trajectory [J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 22( 4): 416.
- [3] Baluch D A, Patel A A, Lullo B, et al. Effect of physiological loads on cortical and traditional pedicle screw fixation [J]. *Spine*, 2014, 39( 22): 1297 - 302.
- [4] Mai H T, Mitchell S M, Hashmi S Z, et al. Differences in bone mineral density of fixation points between lumbar cortical and traditional pedicle screws [J]. *Spine J* 2016, 16( 7): 835.
- [5] Wray S, Mimran R, Vadapalli S, et al. Pedicle screw placement in the lumbar spine: effect of trajectory and screw design on acute biomechanical purchase [J]. *J Neurosurg Spine* 2015, 22( 5): 503 - 10.
- [6] Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: a finite element study [J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 23( 4): 471 - 8.
- [7] Matsukawa K, Yato Y, Hynes R A, et al. Comparison of pedicle screw fixation strength among different transpedicular trajectories: a finite element study [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2015, 81( 11): 7575 - 9.
- [8] 韩世强, 苏峰, 张效平, 等. 椎弓根螺钉进钉深度与远期稳定性的研究 [J]. *安徽医科大学学报* 2014, 49( 4): 548 - 50.
- [9] Perez-Orribo L, Kalb S, Reyes P M, et al. Biomechanics of lumbar cortical screw-rod fixation versus pedicle screw-rod fixation with and without interbody support [J]. *Spine* 2013, 38( 8): 635 - 41.
- [10] 冯勇, 刘道志. 不同腰椎融合器对邻近节段影响的生物力学研究 [J]. *中国生物医学工程学报* 2010, 29( 5): 717 - 23.
- [11] Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of lumbar pedicle screws in spondylyolytic vertebrae: comparison of fixation strength between the traditional trajectory and a cortical bone trajectory [J]. *J Neurosurg Spine* 2016: 1 - 6.
- [12] Kim Y H, Kim K. Musculoskeletal modeling of lumbar spine under follower loads. *Computational science and ITS applications-ICCSA 2004*, May 14 - 17, 2004 [C]. Assisi: Springer 2004.

**Biomechanical study of the lumber spine motor unit fixed by cortical bone trajectory screws**

Wu Xun, Shen Cailiang

( Dept of Orthopedics, The First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Hefei 230022)

**Abstract** The three-dimensional finite element model of the lumbar spine L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> with screw fixation was established to perform the biological mechanics analysis. The information of the lumbar spine L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> of a male osteoporosis was scanned. With the information, the FEM model of the L<sub>4</sub>-L<sub>5</sub> motor unit was built and the stress, strain and the free

网络出版时间: 2019-3-22 16:46 网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/34.1065.R.20190321.1437.031.html>

## 帕金森病和多系统萎缩患者嗅觉障碍比较的研究

李彬<sup>1</sup>, 姜丹<sup>1</sup>, 王训<sup>2</sup>

**摘要** 了解帕金森病(PD)和多系统萎缩(MSA)患者嗅觉功能障碍的表现和特点,并对比两者之间的差异,拟探讨嗅觉检测试验对检测两种疾病嗅觉功能的价值及其鉴别诊断的临床意义。选择46例PD患者、23例MSA患者为研究对象,正常对照组40例;对其分别进行气味感知阈值和气味识别测定。PD组与MSA组及对照组气味感知阈值、气味识别试验比较差异均有统计学意义( $P < 0.01$ ),PD组气味感知阈值和气味识别与病情严重程度及病程无相关性( $P > 0.05$ )。嗅觉障碍(OD)存在于大多数PD患者中,PD与MSA嗅觉比较有明显差异,嗅觉功能检测有助于PD与MSA的早期识别。

**关键词** 帕金森病;多系统萎缩;嗅觉障碍

**中图分类号** R 742.5

**文献标志码** A **文章编号** 1000-1492(2019)03-0487-04  
doi: 10.19405/j.cnki.issn1000-1492.2019.03.031

帕金森病(Parkinson's disease, PD)和多系统萎缩(multiple system atrophy, MSA)都可出现锥体外系症状和自主神经功能障碍等,早期临床容易混淆。嗅觉障碍(olfactory dysfunction, OD)作为近年来帕金森病的研究热点,2015年国际PD与运动障碍协会更将嗅觉减退列为PD的支持诊断写入诊断标准<sup>[1]</sup>。该研究通过嗅觉检测试验比较PD、MSA及

正常人之间的嗅觉功能,拟探讨嗅觉检测试验对检测两种疾病嗅觉功能的价值及其鉴别诊断的临床意义。

### 1 材料与方法

**1.1 纳入标准与排除标准** 纳入标准:① PD诊断符合中华医学会神经病学分会运动障碍及PD学组制定的PD诊断标准<sup>[2]</sup>;② MSA诊断符合2008年Gliman et al<sup>[3]</sup>修订的第2版MSA诊断标准;③ 正常对照组为嗅觉正常的健康志愿者。排除标准:① 存在影响嗅觉检查的其他神经精神疾病如阿尔茨海默病、精神分裂症等;② 有鼻部手术史、鼻窦炎、鼻息肉等鼻部疾病者;③ 认知功能障碍者,经简易智能状态检查量表(Mini-Mental State Examination, MMSE)测定小学组评分 $< 20$ 分、中学及以上组评分 $< 24$ 分者。

**1.2 病例资料** 根据纳入与排除标准,收集2014年1月~2018年4月在安徽省第二人民医院神经内科或康复科住院的46例PD和23例MSA患者入组。① PD组:男21例,女25例;年龄47~87(68.69 $\pm$ 10.05)岁;病程0.25~17年,平均(3.52 $\pm$ 3.05)年;PD统一评分量表第三部分(Unified Parkinson's Disease Rating Scale-III, UPDRS-III)“关”期评分9~54分,平均(27.53 $\pm$ 10.65)分;Hoehn-Yahr分级1~4级,平均(2.32 $\pm$ 0.83)级。② MSA组:男12例,女11例;年龄51~73(61.74 $\pm$ 7.14)岁;病程0.50~8年,平均病程(3.41 $\pm$ 1.72)年;Hoehn-Yahr分级2~4级,平均(2.57 $\pm$ 0.61)级;其中MSA-P型

2018-12-10 接收

基金项目:安徽省卫生厅重点科研课题(编号:09A090)

作者单位:<sup>1</sup>安徽省第二人民医院神经内科,合肥 230032

<sup>2</sup>安徽医科大学第二附属医院神经内科,合肥 230061

作者简介:李彬,男,硕士,副主任医师;

王训,男,教授,硕士生导师,责任作者, E-mail: neurodoc@163.com

degree of the motor unit were investigated. The maximum stress zone of the motor unit is located on the lateral combination and rob, while the maximum stress zone of the spine is located on the interface between the upper, lower endplate and the intervertebral disc. The maximum strain of the motor unit is located on the lumbar spine, and the distribution is associated with that of stress. The application of CBT doesn't change the distribution characteristic of strain and stress of TT. Besides CBT has a positive meaning for controlling the displacement and deformation of the motor unit and make the motor unit more stable. Therefore, the clinical performance of the CBT is better. Similarly, the introduction of cage has the same effect.

**Key words** biomechanics; cortical bone trajectory; motor unit; cage; motion state