

腰椎小关节接触模型的有限元分析

建立与实际情况相符的三维有限元模型,对正确分析腰椎小关节在腰椎运动中的作用具有重要意义。本研究从实际情况出发,以小关节面接触问题为主,对腰椎4、5运动节段 $L_{4\sim 5}$ 进行了三维重建并作了有限元分析。

1 材料和方法

1.1 $L_{4\sim 5}$ 的二维图像获取

新鲜成人腰椎标本1具,利用螺旋CT,沿轴向以2 mm间距,对 $L_{4\sim 5}$ 节段进行断层扫描,扫描数据经过插值、放大处理后,以1 mm层距输出二维JPEG格式图像,转存入微机以作三维重建。

1.2 三维图像重建

利用自编的二维平面点坐标记录程序,根据三维重建的具体需要,记录下腰椎各层面图像的二维坐标。然后根据平面距离大小及层间距,经过适当的空间比例调整后,把二维坐标组合为三维空间坐标。再利用有限元软件Ansys的建模功能,根据点、线、面、体从下向上的建模原则,构造腰椎 $L_{4\sim 5}$ 节段的三维空间模型,如图1所示。此模型包括骨密质、骨松质、终板、纤维环、髓核、后部结构(含小关节)、韧带等。根据文献报道[1],各部位的材料特性如表1所示。

表 1 L₄₋₅ 运动节段有限元模型各部分材料性质Tab.1 Material properties in the finite element model of L₄₋₅ segments

Position	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Across area (mm ²)
Cortical bone	12 000.0	0.30	-
Cancellous bone	100.0	0.20	-
Endplate	25.0	0.25	-
Annulus fibers	92.0	0.45	-
Nucleus	0.2	0.50	-
Posterior structure	3 500.0	0.30	-
Facet joints	3 500.0	0.25	-
Cartilago articularis	25.0	0.30	-
Longitudinale anterior	1.2	0.30	64
Longitudinale posterior	1.2	0.30	20
Flavum	1.2	0.30	40
Interspinal	1.2	0.30	40
Supraspinal	1.2	0.30	30

表1 L_{4~5}运动节段有限元模型各部分材料性质Tab.1 Material properties in the finite element model of L₄₋₅ segments

2 结果

腰椎各部位材料特性确定后，对模型进行网格划分，L_{4~5}节段的整体网格模型如图1所示。其中，小关节模型网格划分见图2。根据CT图像显示的数据，上、下关节面之间平均相距约0.5 mm，并且在小关节方面采用了接触单元。

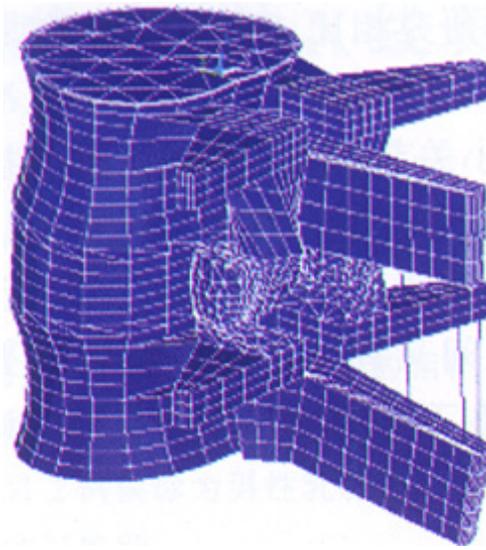


图1 腰椎L_{4~5}节段的网格模型

Fig.1 Meshed finite element model of L₄₋₅ segments

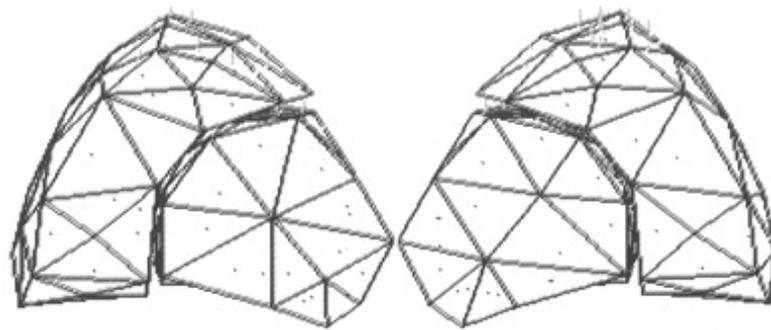


图2 腰椎L_{4~5}节段小关节网格模型

Fig.2 Meshed finite element model of the facet joints

整个模型单元划分采用了4种单元类型，9种材料性质，共划分了6 944个单元，10 392个结点。与前人所建模型相比[2][3][4]，网格划分精度有比较大的提高，关键是在对小关节模型的处理上采用了接触模型，将接触单元引入小关节的受力分析过程中。

为了验证所建模型的正确与否，对模型进行了轴向旋转状态的模拟分析，并对此种运动状态下小关节的受力状况进行观察分析，确定小关节在腰椎中的生物力学角色。

在模拟左旋转运动状态过程中，对模型中L4椎体上终板位置施加200 N的面压力以模拟人体自身重量对L_{4~5}节段的负荷，另外再施加4 N·m的轴向扭矩。在左旋转运动状态下，小关节受力的部位与大小各不相同。小关节面的受力状况如图3所示。

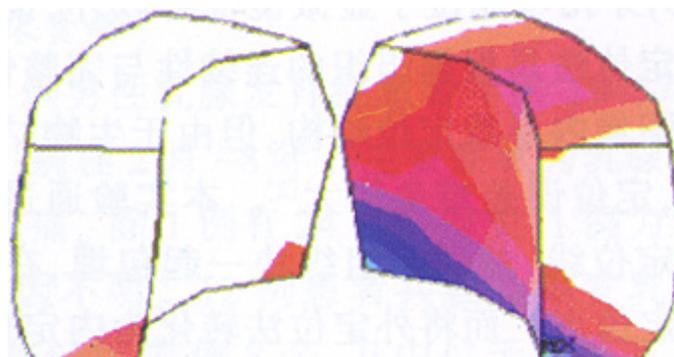


图3 小关节抗旋转运动受力状态图

从图3可以看出，在左旋转运动状态下，左侧小关节两关节面因旋转运动而相互离开，除了小关节囊的拉牵作用外，受力较小；右侧小关节两关节面因旋转运动相互接触并挤压，承受较大的抗旋转力。另从图4可见，小关节面的受力也不均匀，而是呈一定分布。

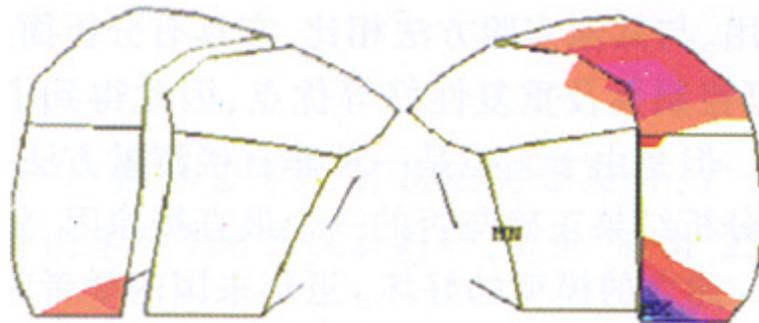


图4 L5上小关节面抗旋转受力图
Fig.4 Stress distribution on superior facet surface

对上述模型纤维环部位材料进行修改，杨氏模量改为3 MPa，泊松比改成0.45，可以模拟椎间盘退变模型。同样的，对此椎间盘蜕变模型进行左旋转运动分析，扭矩大小不变，可以比较两种不同小关节在同一载荷状态下的受力分析比较。选取L5的右上关节面作为比较分析对象，用1、2、3、4、5分别代表小关节的正中部、上边缘部、下边缘部、后中部和前中部，正常椎体与蜕变椎体在旋转运动状态下各小关节面的范氏应力大小如图5所示。

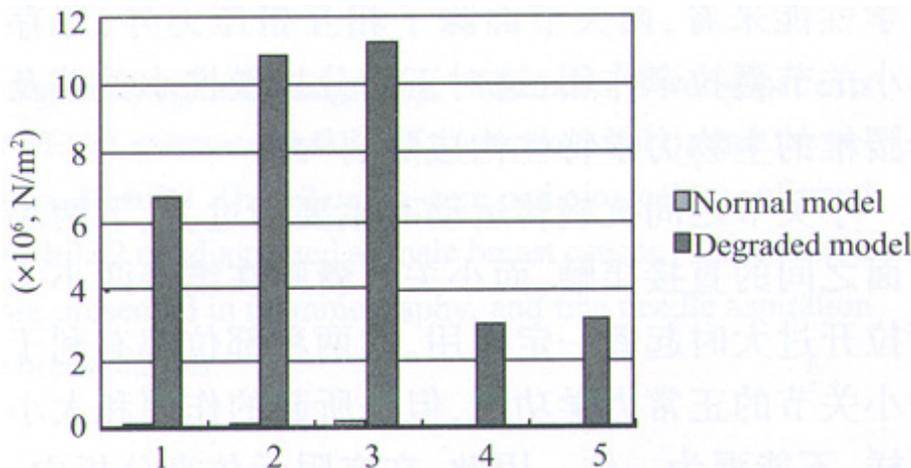


图5 椎间盘蜕变前后小关节受力比较
Fig.5 Stress distribution of the facet joint before and after degradation
1: Medial area; 2: Superior area; 3: Inferior area; 4: Posterior area; 5:Anterior area

由图中数据可知，在椎间盘蜕变之后，椎体的抗旋转运动大大减小，同时在很大程度上增加了小关节的负担，在临床上易造成小关节损伤和钙化。

腰椎小关节是腰椎运动节段的重要结构,同其他节段小关节一样,在脊柱运动功能的结构力学中,参与人体脊柱对抗轴向压缩、前屈、后伸、轴向旋转及复合运动状态。小关节的具体结构决定了其功能,使其在不同的运动状态中起着性质、大小不同的作用。同时,如果小关节自身性能发生了变异(炎症、退行性变),它的作用又将发生变化,并影响着椎间盘、终板及腰椎其它结构的力学作用,且从长期来看,还将影响与改变它们的力学性能。准确掌握腰椎小关节在其运动节段结构力学中的角色与作用,对正确认识整个节段的力学性能有重要帮助。

有限元法可以建立三维腰椎模型并对其进行生物力学分析,这是近年来工程物理学法在医学领域的一种应用。与其他实验方法相比,它具有分析面广、内容多、可控制性及重复性好等优点,因此得到了广泛的使用。但是由于它也是一种非直接测量方法,所以关系其分析结果正确与否的一个最直接原因,就是分析对象建立的模型的好坏。近年来国内学者对腰椎模型进行分析的研究比较多[2][3][4],其中不少模型在几何外形或材料性能上大体都比较接近真实,但是它们有一个共同的缺陷,就是在后部结构的小关节问题上,所采用的处理方法并不与实际相符。小关节的上关节面与下关节面构成一对接触面,也就是说,这两个面之间在接触时会出现相互挤压力与摩擦力(小关节骨化时更大),两面分开时应不存在相互作用。典型的情况是在椎体作轴向旋转运动时只有一侧小关节间存在相互压力,而另一侧由于分离而只由小关节囊韧带维持平衡。在与腰椎相关的有限元模型中,许多研究都未提到这一点。而且从某些模型可清楚看出,其中的小关节部位两个关节面是连在一起的,从生物力学性能来看,两关节面除了相互挤压力外,还存在非小关节囊拉牵作用,这对正确分析腰椎小关节及整个腰椎的生物力学特性构成障碍[5][6]。

小关节之间抗旋转运动时主要通过上、下两小关节面之间的直接接触,而小关节囊则在维持两小关节面拉开过大时起着一定作用。这两种部位都有利于维护小关节的正常力学功能,但是所起的作用和大小不一样,不能混为一体。因此,在有限元仿真分析中,应该把小关节处理为接触模型,这样才能正确地分析和理解小关节在椎体中的力学功能及所起的作用。

与前人的研究相比,本研究的模型更接近实际,且模型的网格划分更精细,计算结果更准确。从本模型可以看出,小关节的功能在维护椎体抗旋转运动方面有一定作用,但椎体在前屈、后伸、侧弯、压缩等不同情况下小关节的受力状况如何,此时正常椎间盘与蜕变椎间盘之间又有什么差异等等,需要进一步的研究与分析,将在下一步的工作中继续讨论。

参考文献:

[1] Vijay KG, Weizeng K, Jung SH, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles[J]. Spine, 1993, 18(11): 1533-41.

[2] 刘雷, 沈根标. 胸腰椎损伤的三维有限元模型的应力分析[J]. 中华创伤杂志, 1995, 11(6): 343-4.

Liu L, Sheng GB. A stress analysis of three-dimensional finite element model of thoracolumbar vertebra injuries[J]. Chin J Traumatol, 1995, 11(6): 343-4.

[3] 杜东鹏, 于进祥, 葛宝丰. 腰椎间盘突出膨隆的有限元分析[J]. 颈腰痛杂志, 2000, 21(1): 6-8.

Du DP, Yu JX, Ge BF. The finite element analysis of lumbar disk bulging[J]. J Cervicodynia Lumbodynia, 2000, 21(1): 6-8.

[4] 杜东鹏, 张克华, 葛宝丰, 等. 腰椎疲劳骨折的有限元分析[J]. 中国临床解剖学杂志, 1999, 17(3): 268-9.

Du DP, Zhang KH, Ge BF, et al. The finite element analysis of fatigue fracture of lumbar vertebrae[J]. Chin J Clin Anat, 1999, 17(3): 268-9.

[5] Shirazi AD. Finite-element evaluation of contact loads on facets of L2- L3 lumbar segment in complex loads[J]. Spine, 1991, 16(5): 533-41.

[6] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J, et al. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability[J]. Spine, 1995, 20(8): 887-90.

参考文献:

- [1] Vijay KG, Weizeng K, Jung SH, et al. A combined finite element and optimization investigation of lumber spine mechanics with and without muscles[J]. Spine, 1993, 18(11): 1533-41.
- [2] 刘雷, 沈根标. 胸腰椎损伤的三维有限元模型的应力分析[J]. 中华创伤杂志, 1995, 11(6): 343-4.
- Liu L, Sheng GB. A stress analysis of three-dimensional finite element model of thoracolumbar vertebra injuries[J]. Chin J Traumatol, 1995, 11(6): 343-4.
- [3] 杜东鹏, 于进祥, 葛宝丰. 腰椎间盘突出膨隆的有限元分析[J]. 颈腰痛杂志, 2000, 21(1): 6-8.
- Du DP, Yu JX, Ge BF. The finite element analysis of lumbar disk bulging[J]. J Cervicodynia Lumbodynia, 2000, 21(1): 6-8.
- [4] 杜东鹏, 张克华, 葛宝丰, 等. 腰椎疲劳骨折的有限元分析[J]. 中国临床解剖学杂志, 1999, 17(3): 268-9.
- Du DP, Zhang KH, Ge BF, et al. The finite element analysis of fatigue fracture of lumbar vertebrae[J]. Chin J Clin Anat, 1999, 17(3): 268-9.
- [5] Shirazi AD. Finite-element evaluation of contact loads on facets of L2- L3 lumber segment in complex loads[J]. Spine, 1991, 16(5): 533-41.
- [6] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J, et al. Role of ligaments and facets in lumber spinal stability[J]. Spine, 1995, 20(8): 887-90.