

腰椎间盘突出症有限元模型的建立与分析

黄菊英 李海云 菅凤增 严华刚

【摘要】 目的 建立人体腰椎运动节段(L₃₋₅)有限元模型,于轴向正压力、前屈、侧弯、后伸及旋转等载荷下研究椎间盘的生物力学特征。**方法** 根据健康成年人腰椎运动节段(L₃₋₅)的CT影像学资料,采用Mimics 10.0医学图像处理软件和Geomagic 10.0逆向工程软件分别建立腰椎运动节段(L₃₋₅)椎体和椎间盘的几何模型,Ansys软件附加腰椎相关韧带及通过改变椎间盘突出后对应的材料属性,构建正常模型和腰椎间盘突出(L_{3,4})模型,运用有限元方法模拟正常椎间盘和突出椎间盘于轴向正压力、前屈、侧弯、后伸和旋转等载荷下生物力学特征参数。**结果** 腰椎运动节段(L_{3,4})发生椎间盘突出后即改变了椎间盘的应力分布及传递载荷能力,应力主要集中于纤维环之后外侧。**结论** 腰椎运动节段(L_{3,4})椎间盘突出后椎间盘的承载功能明显下降。

【关键词】 腰椎; 生物力学; 椎间盘移位; 应力,物理; 有限元分析

DOI:10.3969/j.issn.1672-6731.2012.04.005

The finite element modeling and analysis of human lumbar segment herniation

HUANG Ju-ying¹, LI Hai-yun¹, JIAN Feng-zeng², YAN Hua-gang¹

¹Computer Simulation and Medical Imaging Laboratory, College of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China

²Department of Neurosurgery, Xuanwu Hospital, Capital Medical University, Beijing 100053, China

Corresponding author: HUANG Ju-ying (Email: huangjuying2008@yahoo.com.cn)

【Abstract】 Objective To study the biomechanical character of intervertebral disc in different loadings of axial compression, flexion, lateral bending, extension, rotation to develop the finite element (FE) of human lumbar L₃₋₅ segment. **Methods** According to CT radiological data of a healthy adult, the vertebra and intervertebral disc of lumbar L₃₋₅ segment were respectively reconstructed by Mimics 10.0 software and Geomagic 10.0 software. The FE model of L₃₋₅ segment was reconstructed, and intact disc and herniated lumbar disc were created by adding the lumbar attaching ligaments into the simulating model and changing the corresponding material properties after the disc was extruded in Ansys software. The biomechanical characteristics of two models were simulated under the five loadings of axial compression, flexion, lateral bending, extension and rotation by FE method. **Results** After the L_{3,4} lumbar disc was extruded, the stress distribution on the disc and the ability of load transfer were changed. The stress was concentrated in the posterior lateral of annulus fibrous. **Conclusion** After the disc was extruded, the load-bearing capacity decreased.

【Key words】 Lumbar vertebrae; Biomechanics; Intervertebral disk displacement; Stress, mechanical; Finite element analysis

Fund Project: National Natural Science Foundation of China (No. 30670576); Scientific Research Key Program of Beijing Municipal Commission of Education and Medicine (No. KZ200810025011); Clinical Cooperative Research Program of Capital Medical University (No. 10JL24)

椎间盘位于相邻的上、下两个椎体之间,柔韧

基金项目:国家自然科学基金资助项目(项目编号:30670576);北京市教委重点项目(项目编号:KZ200810025011);首都医科大学基础临床合作课题(项目编号:10JL24)

作者单位:100069 北京,首都医科大学生物医学工程学院计算机仿真和医学影像实验室(黄菊英,李海云,严华刚);100053 北京,首都医科大学宣武医院神经外科(菅凤增)

通讯作者:黄菊英(Email:huangjuying2008@yahoo.com.cn)

而富有弹性,对椎体起着平衡和缓冲震荡的作用。目前有两种腰椎生物力学分析方法,一是离体实验方法,另一种为有限元模型方法。离体实验大多采用新鲜的人体标本实验以分析腰椎的生物力学特征,但是这些实验均存在利用标本的固有缺陷^[1-3]。例如,椎体标本难以得到,即使得到了,其椎骨的质量亦极差,因此通过尸体标本获得的生物力学特征

不能体现人体椎骨原有的生物力学特性,而且尸体标本还存在被病毒感染的危险。鉴于此,建立数学几何模型对人体腰椎生物力学特征进行研究已成为不可或缺的实验方法。三维有限元模型分析相对于传统的实验方法,能够模拟多种载荷施加情况,且可获得骨骼内部的应力分布,近年已被广泛用于人体腰椎生物力学研究。本文基于医学影像学研究方法,建立了腰椎 L₃₋₅ 节段的有限元几何模型,以研究在此运动节段中 L_{3,4} 突出的椎间盘的应力应变分布规律。大量研究结果业已显示,该数学模型能够较好地揭示人体腰椎运动节段的应力应变变化特征,有助于临床诊断疾病并制定治疗方案。

材料与方法

一、正常腰椎 L₃₋₅ 运动节段有限元模型的建立

1. 获取 CT 数据 选择一例无椎间盘疾病病史的 25 岁男性健康志愿者。采用东芝 16 层螺旋 CT (Aquilion 16) 扫描仪对受试者进行 L₃₋₅ 运动节段横断面扫描,获取断层医学图像 DICOM 格式,扫描层厚为 0.75 mm。

2. 建立有限元模型 将获取的 DICOM 格式的腰椎断层图像资料导入 Mimics 10.0 软件,选取阈值并对图像进行分割,通过区域增长、空腔充填和光滑处理建立腰椎 L₃₋₅ 运动节段的三维几何模型,并依据解剖结构知识,以腰椎椎体边缘的轮廓构建椎间盘几何模型。上述两种模型的信息以 STL 格式文件保存。利用逆向工程软件 Geomagic 10.0 将建立的 L₃₋₅ 椎体模型和椎间盘模型转化为三维实体模型并以 IGES 格式保存数据。然后,将实体模型导入 Ansys 12.1 有限元软件中,进行有限元网格划分,最后形成 L₃₋₅ 运动节段的有限元模型(图 1)。椎体分别由皮质骨、松质骨和后方结构所构成,其中,皮质骨被模拟为 1 mm 厚的壳,其内包绕松质骨核。由于包括椎弓根、关节突等的椎体后方结构较为复杂,无法区分皮质骨和松质骨,故将之模拟为与前方结构不同材料特性的独立后方结构,赋予不同的材料属性;后方关节突关节的关节面模拟为厚度为 0.50 mm 的软骨层,以无摩擦的面面接触单元模拟,关节突关节间隙 < 1.00 mm。皮质骨和关节突关节的关节面模拟为三角形壳单元(S3R),松质骨和除关节突关节的关节面采用三维四面体实体单元

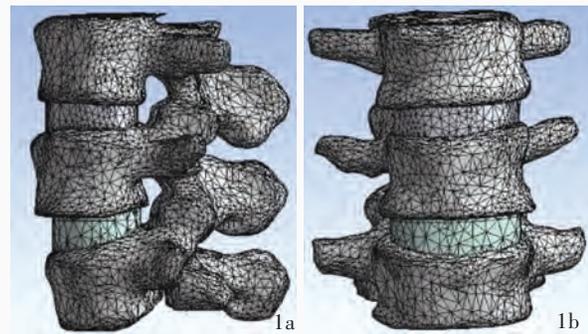


图 1 正常腰椎椎体(L₃₋₅)运动节段有限元模型图示 1a 侧位模型 1b 正位模型

Figure 1 FE model of the lumbar L₃₋₅ segment. The lateral FE model (Panel 1a). The front FE model (Panel 1b)

表 1 有限元模型参数

Table 1. Material parameters of FE model

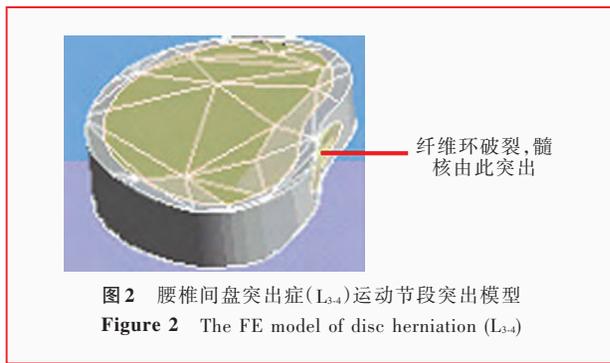
材料	弹性模量(MPa)	泊松比*
皮质骨	12000.00	0.30
松质骨	100.00	0.20
关节软骨	25.00	0.40
髓核	1.00	0.49
纤维环	4.20	0.45
前纵韧带	7.80	0.30
后纵韧带	10.00	0.30
黄韧带	15.00	0.30
横突间韧带	10.00	0.30
关节囊韧带	7.50	0.30
棘间韧带	10.00	0.30
棘上韧带	8.00	0.30

注:*泊松比是材料横向应变与纵向应变的比值,也称为横向变形系数,是反映材料横向变形的弹性常数

(C3D4)进行模拟,均简化为连续、均匀、各向同性和小变形的材料属性。椎体间有前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、棘上韧带(SL)、棘间韧带(IL)、黄韧带(FL)、横突间韧带(IL)和关节囊韧带(CL)。这些韧带根据其功能均采用超弹性索单元进行模拟。椎间盘纤维环基质亦简化为各向同性弹性材料,髓核假定一种不可压缩的固体材料。所有的材料均采用弹性模量和泊松比两项参数进行描述^[4]。三维有限元模型的材料特性如表 1 所示^[5-8]。

二、腰椎间盘突出症 L_{3,4} 运动节段有限元模型的建立

椎间盘突出后,组织病理学主要表现为髓核脱水、纤维环破裂,纤维环和髓核的生化成分和渗透性发生改变,使之含水量显著减少。Umehara 等^[9]



对正常及退行性变椎间盘的弹性模量进行测试后发现,发生退行性变的椎间盘弹性模量较正常椎间盘明显升高。本研究通过改变髓核和纤维环的弹性模量和泊松比,建立腰椎间盘突出症模型(图2)。改变髓核材料特性模拟髓核脱水,通过改变纤维环纤维含量及纤维环材料特性模拟纤维环破裂。其中,髓核材料弹性模量设定为1.62 MPa、泊松比为0.40,纤维环基质弹性模量设定为10.29 MPa、泊松比为0.40。其余韧带的属性与健康椎间盘模型相同,通过对不同几何部件的重新定位构建腰椎L₃₋₄椎间盘突出L₃₋₅运动节段的有限元模型。

三、边界与负载条件

参照离体实验标本测试条件,固定L₅椎体下终板,使其在各个方向上的自由度为0。然后,于L₃椎体上向终板轴施加载荷为500 N的正压力和3个解剖主平面上分别施加10 N·m的纯扭矩,模拟脊柱节段的4种生理运动,分别为前屈、侧弯、后伸和旋转,以及上身体质量对腰椎L₃₋₅运动节段施加的正压力,施加的载荷经证实足以产生生理范围的运动,但又不会导致脊柱失稳^[10]。

结 果

一、验证实验

将本研究建立的正常L₃₋₅运动节段完整的脊柱有限元模型于3个主平面上分别施加10 N·m的纯扭矩,所得L_{3,4}节段和L_{4,5}节段间的运动度(ROM)与Yamamoto等^[10]制备的离体实验标本测量结果和Chen等^[11]建立的有限元模型计算结果进行比较(图3),结果显示:前屈运动范围大于后伸,侧弯运动范围增大,而轴向旋转范围减小,所预测的运动范围趋势与文献报道结果相一致。

二、腰椎间盘突出症与正常椎间盘应力的比较

对L_{3,4}运动节段正常椎间盘模型的测试显示,

椎间盘内Von Mises应力在轴向正压力500 N载荷状态下最高,为0.32 MPa,侧弯时最高为0.13 MPa,然后依次为后伸0.14 MPa、旋转0.10 MPa和前屈0.06 MPa。发生椎间盘突出后,椎间盘Von Mises应力最高值较健康椎间盘应力增加,观察应力云图(图4)可见,在不同载荷时,正常椎间盘均承受着应力,而纤维环的应力集中在后侧,并向后外侧传递,以髓核产生的应力最大。椎间盘突出后,椎间盘纤维环的应力分布范围明显加大,整个周边均承受着较大的应力(图5)。

讨 论

腰椎间盘的退行性变常发生在成年早期,与机械应力刺激有关,在退行性变的基础上可以发展成为椎间盘突出。尸体标本实验有其局限性,脊柱组织在材料特性和破坏机制上与活体之间存在明显差异。而有限元模型可以通过改变实验参数,较为直观地观察到椎体的生物力学参数的改变。

对于建立的有限元模型是否符合实际离体实验标本的特征、模拟实验结果是否与离体或在体实验结果一致,需先对所建立的正常脊柱标本进行验证。由于活体实验受测量技术和伦理学观念的限制,所获得的正常参数较少,因此一般情况下,验证时将有限元模型的预测值与离体实验结果进行比较,如二者结果趋向一致则认为模型合理有效。在本研究中,我们建立的有限元模型的几何数据来自一名健康正常人的腰椎,而所用的材料属性的数据来自文献,验证结果显示,本研究所建立的有限元模型预测腰椎运动节段的运动范围与文献报道的结果基本一致,证实该模型有效、计算结果可靠。

本研究结果显示,在不同载荷作用下,L_{3,4}运动节段正常椎间盘承受着应力并产生形变。由应力云图可见,纤维环的应力集中于后侧(图4),并向后外侧传导;发生椎间盘突出后,突出的椎间盘纤维环的应力分布范围增加,周围组织承受着较大的应力,此与椎间盘突出的生物学反应相一致。正常的椎间盘富含水分和蛋白多糖,在外力作用下,起着吸收应力的作用。正常情况下髓核不可压缩但可形变,受压时能够将应力传导至纤维环的不同部分,以避免椎间盘因应力不均匀而破裂。从正常椎体的L_{3,4}椎间盘应力云图来看,纤维环的应力高于髓核,纤维环外层应力高于中间层和内层,且各种

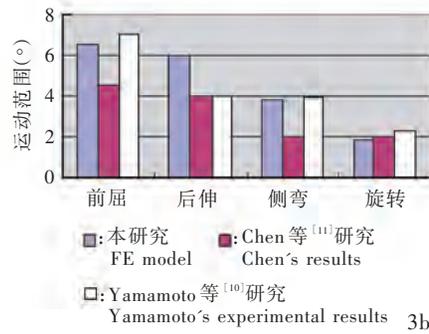
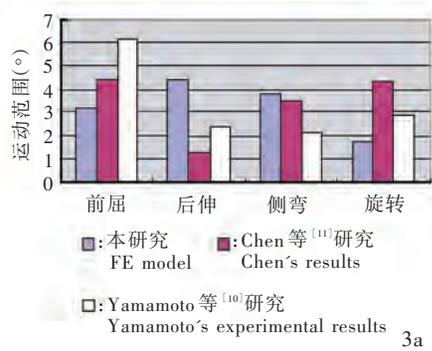


图3 本研究有限元模型在不同负载下椎体的旋转角度(单位:°),并与其他体外实验进行比较 3a L_{3,4}节段间的运动范围 3b L_{4,5}节段间的运动范围
Figure 3 The comparison between FE results with the results from experimental studies: the rotation degree of the vertebrae under different loadings (unit:°). The rotation degree of L_{3,4} segment (Panel 3a). The rotation degree of L_{4,5} segment (Panel 3b)

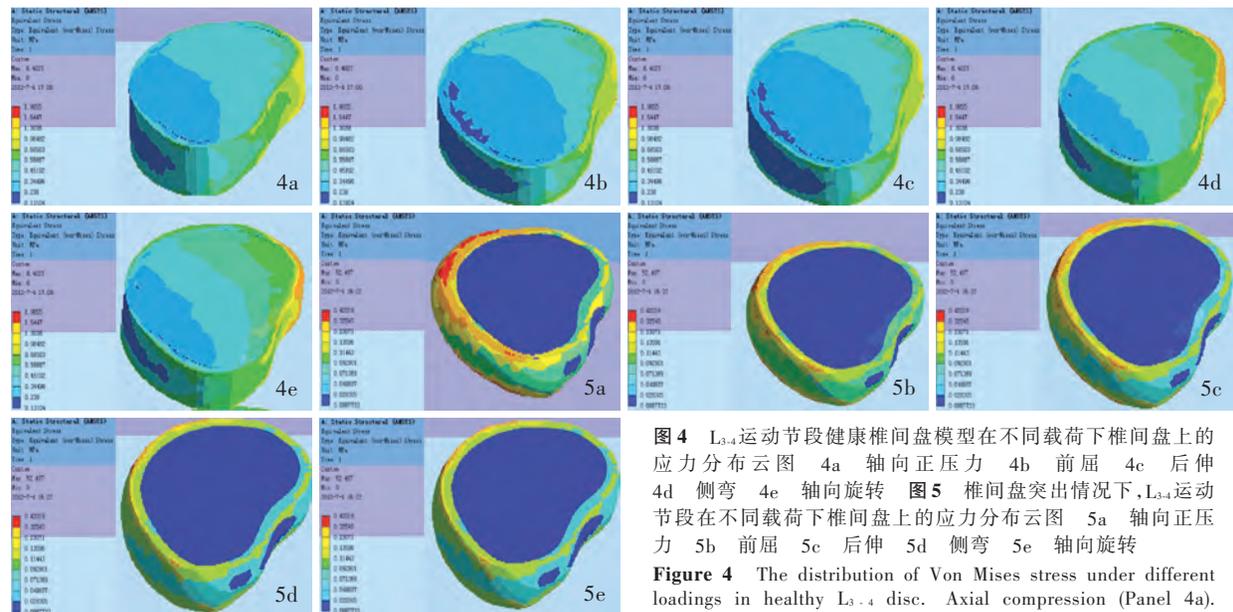


图4 L_{3,4}运动节段健康椎间盘模型在不同载荷下椎间盘上的应力分布云图 4a 轴向正压力 4b 前屈 4c 后伸 4d 侧弯 4e 轴向旋转 图5 椎间盘突出情况下,L_{3,4}运动节段在不同载荷下椎间盘上的应力分布云图 5a 轴向正压力 5b 前屈 5c 后伸 5d 侧弯 5e 轴向旋转

Figure 4 The distribution of Von Mises stress under different loadings in healthy L_{3,4} disc. Axial compression (Panel 4a). Flexion (Panel 4b). Extension (Panel 4c). Lateral bending (Panel 4d). Axial rotation (Panel 4e) Figure 5 The distribution of Von Mises stress under different loadings in herniated L_{3,4} disc. Axial compression (Panel 5a). Flexion (Panel 5b). Extension (Panel 5c). Lateral bending (Panel 5d). Axial rotation (Panel 5e)

载荷方式下椎间盘纤维环后外侧均有较高应力,此为椎间盘突出常发生于纤维环后外侧的主要原因之一^[12-14]。但椎间盘突出后,由于髓核水分减少而引起体积缩小,髓核压力减轻,从而降低了椎间盘均匀分配压力的能力,使纤维环的应力增大而致分布不均匀(图5)。

在本研究中,我们初步建立了L_{3,4}运动节段椎间盘突出L_{3,5}运动节段的有限元几何模型,对突出的椎间盘在不同大小的压缩负载下应力变化加以分析,进一步加深了对椎体在不同载荷下生物力学特征的理解,有助于对腰背疼痛的治疗做出更好地选择。本研究所建立的模型是基于影像学数据所建立的较为精确的几何模型基础上的有限元模型,适用于腰椎运动节段的生物力学特征的分析 and 仿真。该数学模型为腰椎运动节段的外科手术图

像指导和仿真提供了一定的理论基础。

参 考 文 献

- [1] Riches PE, Dhillon N, Lotz J, et al. The internal mechanics of the intervertebral-disc under cyclic loading. J Biomech, 2002, 35:1263-1271.
- [2] Moramarco V, Pérez del Palomar A, Pappalettere C, et al. An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment. J Biomech, 2010, 43:334-342.
- [3] Iatridis JC, MacLean JJ, Ryan DA, et al. Mechanical damage to the intervertebral disc annulus fibrosus subjected to tensile loading. J Biomech, 2005, 38:557-565.
- [4] Su J, Zhao WZ, Chen BZ, et al. Establishing finite element contact model of human L₁-L₅ lumbar segments. Yi Yong Sheng Wu Li Xue, 2010, 25:200-205.[苏晋, 赵文志, 陈秉智, 等. 建立全腰椎有限元接触模型. 医用生物力学, 2010, 25:200-205.]
- [5] Pitzen T, Geisler F, Matthis D, et al. A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine. Control Eng Pract, 2002, 10:83-90.
- [6] Bresnahan L, Ogden AT, Natarajan RN, et al. A biomechanical

- evaluation of graded posterior element removal for treatment of lumbar stenosis: comparison of a minimally invasive approach with two standard laminectomy techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2009, 34:17-23.
- [7] Serhan H, Mhatre D, Defossez H, et al. Motion-preserving technologies for degenerative lumbar spine: the past, present, and future horizons. *SAS J*, 2011, 5:75-89.
- [8] Huang JY, Li HY, Wu H. Simulation calculation on biomechanical properties of lumbar disc herniation. *Yi Yong Sheng Wu Li Xue*, 2012, 27:96-101. [黄菊英, 李海云, 吴浩. 椎间盘突出症力学特征的仿真计算方法. *医用生物力学*, 2012, 27:96-101.]
- [9] Umehara S, Tadano S, Abumi K, et al. Effects of degeneration on the elastic modulus distribution in the lumbar intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1996, 21:811-819.
- [10] Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1989, 14:1256-1260.
- [11] Chen CS, Cheng CK, Liu CL, et al. Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Med Eng Phys*, 2001, 23:483-491.
- [12] Natarajan RN, Williams JR, Andersson GB. Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration. *J Bone Joint Surg Am*, 2006, 88(Suppl 2):36-40.
- [13] Strange DG, Fisher ST, Boughton PC, et al. Restoration of compressive loading properties of lumbar discs with a nucleus implant: a finite element analysis study. *Spine J*, 2010, 10:602-609.
- [14] Ma XL, Xu YQ, Zhang YX, et al. Study on autoimmune factors in lumbar disc herniation. *Zhongguo Xian Dai Shen Jing Ji Bing Za Zhi*, 2004, 4:291-296. [马信龙, 徐云强, 张义修, 等. 腰椎间盘突出症自身免疫因素的研究. *中国现代神经疾病杂志*, 2004, 4:291-296.]

(收稿日期:2012-07-17)

· 小词典 ·

中英文对照名词词汇(二)

- 扩散加权成像 diffusion-weighted imaging(DWI)
- 扩散张量成像 diffusion tensor imaging(DTI)
- 扩展残疾状态量表 Expanded Disability Status Scale(EDSS)
- 类风湿因子 rheumatoid factor(RF)
- 冷球蛋白血症 cryoglobulinemia(CG)
- 颅底凹陷 basilar invagination(BI)
- 颅底压迹 basilar impression(BI)
- 颅后窝重建术 posterior fossa reconstruction(PFR)
- 颅后窝减压并硬脑(脊)膜成形术 posterior fossa decompression and duraplasty(PFDD)
- 颅颈交界区 craniovertebral junction(CVJ)
- 慢性炎性脱髓鞘性多发性神经病 chronic inflammatory demyelinating polyneuropathy(CIDP)
- 每分静息通气量 minute ventilation(VE)
- 美国食品与药品管理局 Food and Drug Administration(FDA)
- 平均扩散率 mean diffusivity(MD)
- 前纵韧带 anterior longitudinal ligament(ALL)
- 羟化类固醇脱氢酶 hydroxysteroid dehydrogenase(HSD)
- 全局效率 global efficiency(Eglob)
- 人类白细胞抗原G human leukocyte antigen-G(HLA-G)
- 人绒毛膜促性腺激素 human chorionic gonadotropin(hCG)
- 人绒毛膜促性腺激素 β 亚单位 β -human chorionic gonadotropin(β -hCG)
- 人胎盘催乳素 human placental lactogen(hPL)
- 任务态fMRI task state functional magnetic resonance imaging(ts-fMRI)
- 日本骨科协会 Japanese Orthopaedic Association(JOA)
- 日常生活活动能力量表 Activities of Daily Living(ADL)
- 上皮膜抗原 epithelial membrane antigen(EMA)
- 上皮样滋养细胞肿瘤 epithelioid trophoblastic tumor(ETT)
- 视觉模拟评分 Visual Analog Scales(VAS)
- 视野 field of view(FOV)
- 数字减影血管造影术 digital subtraction angiography(DSA)
- 胎盘部位滋养细胞肿瘤 placental site trophoblastic tumor(PSTT)
- 胎盘碱性磷酸酶 placental alkaline phosphatase (PLAP)
- 体感诱发电位 somatosensory evoked potential(SEP)
- 先天性寰枢椎脱位 congenital atlantoaxial dislocation (CAAD)
- 显微镜辅助经皮髓核切除术 microscopic assisted percutaneous nucleotomy(MAPN)
- 显微椎间盘切除术 microscopic discectomy(MD)
- 相对危险度 relative risk(RR)
- Chiari I型畸形 Chiari malformation type I (CM- I)
- 兴趣区 region of interest(ROI)
- CT血管造影 CT angiography(CTA)
- 血浆置换 plasma exchange(PE)
- 血氧水平依赖 blood oxygenation level dependent(BOLD)
- 延髓脊髓角 cervicomedullary angle(CMA)
- 乙型肝炎病毒 hepatitis B virus(HBV)
- 运动度 range of motion(ROM)
- 中间型滋养细胞肿瘤 intermediate trophoblastic tumor(ITT)
- 椎间盘镜下腰椎间盘切除术 microendoscopic discectomy(MED)
- 最大自主通气量 maximum ventilation volume(MVV)