

镁合金中空螺钉固定治疗ⅡA型齿状突骨折的三维有限元分析

王志坤^{1,2}, 夏虹², 谢文伟¹, 李再学¹, 张余², 马立敏³

(1 南方医科大学附属东莞市石龙人民医院骨科 523326; 2 广州军区总医院骨科医院 510010 广州市;

3 广州军区总医院骨科实验室 510010 广州市)

【摘要】目的:建立正常枢椎及中空螺钉固定ⅡA型齿状突骨折的三维有限元模型,分析镁合金螺钉固定ⅡA型齿状突骨折的稳定性。**方法:**通过CT扫描1例正常成年男性志愿者颈椎获取枢椎的空间结构信息,导入三维重建软件Mimics 10.01、Solidworks 2010,建立正常枢椎及中空螺钉固定ⅡA型齿状突骨折的三维有限元模型。在有限元软件Ansys 13.0中分析正常枢椎模型、ⅡA型齿状突骨折中空螺钉(镁合金螺钉、钛合金螺钉)固定模型,分别模拟颈椎后伸、前屈时受到水平载荷50N、100N、150N、200N的作用力及颈椎旋转时分别受到50N·mm、100N·mm、150N·mm、300N·mm扭矩时,测量齿状突的最大位移与最大应力、枢椎椎体的最大应力及螺钉的最大应力。钛合金螺钉弹性模量为108000MPa,屈服强度为930MPa;镁合金螺钉弹性模量为45000MPa,屈服强度为193MPa。**结果:**所建正常枢椎及ⅡA型齿状突骨折中空螺钉固定有限元模型外形逼真,几何相似性好。颈部前屈、后伸、旋转三种活动状态下,受到不同载荷时镁合金螺钉的最大应力均小于钛合金螺钉,两种螺钉的最大应力均小于其屈服强度;两种材料中空螺钉固定的ⅡA型齿状突骨折模型中齿状突、枢椎椎体的最大应力均小于皮质骨应力阈值(200MPa),齿状突的最大位移是正常枢椎齿状突最大位移的5~8倍,均小于1mm(有限元模型中网格大小为1mm)。**结论:**应用CT扫描获取枢椎空间结构信息建立的枢椎三维有限元模型可用于生物力学实验,镁合金中空螺钉在固定ⅡA型齿状突骨折时足以维持其稳定性。

【关键词】齿状突骨折;镁合金;中空螺钉;有限元分析

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2013.05.15

中图分类号:R683.2,R687.3 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2013)-05-0459-06

Magnesium alloy hollow screw for type II A odontoid fracture: a finite element analysis/WANG Zhikun, XIA Hong, XIE Wenwei, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2013, 23(5): 459-464

【Abstract】Objectives: To establish a finite element model of type II A odontoid fracture fixed by screw and analyze the stability of magnesium alloy screw fixation. **Methods:** Spatial structure information acquisition axis by CT scanning a normal male volunteer's cervical vertebra, the 3D data were imported to software Mimics 10.01, Solidworks 2010 to establish the three-dimensional finite element model of normal axis and odontoid process fracture of II A type fixed by hollow screw. The finite element software Ansys 13.0 was used to analyze hollow screw axis, the normal model of odontoid fractures of type II A (magnesium alloy, titanium alloy screws fixed screw), respectively, and the simulation of cervical extension, flexion when subjected to horizontal load of 50N, 100N, 150N, 200N force and cervical rotation by 50N·mm, 100N·mm, 150N·mm, 300N·mm torque were added to measure the maximum displacement of odontoid process, the maximum stress of odontoid process, the maximum stress of C2 vertebral body and the maximum stress of screw. The screw elastic modulus of titanium alloy was 108000MPa, with a yield strength of 930MPa; the elastic modulus of magnesium alloy was 45000MPa, with a yield strength of 193MPa. **Results:** The normal axis and hollow screw fixation after establishment of the finite element model was realistic and geometric similarity. At three kinds of

基金项目:全军医学科研“十二五”重点项目(编号:bws11c065);全军医学科研“十二五”面上项目(编号:cws11c268)

第一作者简介:男(1980-),主治医师,在职硕士研究生,研究方向:脊柱外科

电话:(0769)81368632 E-mail:wangqq2005@126.com

通讯作者:夏虹 E-mail:gzxiahong2@126.com

state of flexion, extension and rotation, the maximum stress of magnesium alloy screw under different load was less than the titanium alloy screw, the stresses of both alloys were less than the yield strength; the maximum stress of odontoid process and the maximum stress of C2 vertebral body of the model of odontoid process fracture of II A type fixed by two kinds of materials respectively was less than the cortical bone stress threshold(200Mpa), the maximum displacement of odontoid process was 5-8 times the to maximum displacement normal axis, both were less than 1mm(the size of grid finite element model was 1mm). **Conclusions:** The finite element model established by CT-scan and axial space structure can be used for biomechanical test, magnesium alloy hollow screw fixation of type II A odontoid process fracture is enough to ensure stability.

[Key words] Odontoid fracture; Magnesium alloy; Hollow screws; Finite element

[Author's address] Department of orthopedics, Dongguan Shilong People's Hospital Affiliated to Southern Medical University, Dongguan, 523326, China

齿状突骨折是上颈椎骨折中最常见的骨折,约占 9%~15%,而颈前路中空螺钉内固定是治疗 II 型齿状突骨折高效、安全的手术方法^[1]。Grauer 等^[2]将 II 型齿状突骨折分为三个亚型:II A 型为齿突基底部横行骨折,无移位;II B 型为齿突骨折线方向为前上斜向后下的斜型骨折,或移位超过 1mm 的横行骨折;II C 型为骨折线方向为后上斜向前下的斜型骨折。目前使用的中空螺钉主要为钛合金材料,钛合金不能被降解,需长期留在体内,或需二次手术取出;且钛具有较高弹性模量,造成严重的应力遮挡效应,导致骨骼强度降低,抑制新骨的生长,使组织愈合迟缓^[3]。镁合金是一种新型医用材料,具有可降解性、促成骨及与皮质骨具有相同弹性模量避免应力遮挡等优点^[4-8]。我们采用计算机三维有限元方法分析镁合金中空螺钉固定 II A 型齿状突骨折的稳定性,旨在为其临床使用提供力学依据。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选择 1 例正常成年男性志愿者,年龄 26 岁,身高 175cm,体重 80kg。利用广州军区广州总医院放射科 64 排双源螺旋 CT 进行上颈椎的轴向断层无间隔扫描。扫描层厚 0.699mm,扫描电压 120kV,电流 205.50mA,扫描矩阵 512×512。所得图像经联机工作站处理 DICOM 格式数据文件,刻录存盘。

1.2 模型的建立、约束及加载

1.2.1 枢椎模型的建立 将光盘存储的 DICOM 格式数据,导入三维重建软件 Mimics 10.01,采用阈值分割和区域增长技术,分离出枢椎模型,对模型进行打磨、填充、去噪、光顺等处理,使之外形光

滑,接近枢椎骨性结构,再以点云文件格式导入 Solidworks 2010,进行模型成型修整,获得光滑、完整的枢椎实体,导入有限元软件 Ansys 13.0 模拟力学分析,证实模型可以生成网格,应力分布合理。

1.2.2 II A 型齿状突骨折中空螺钉固定模型的建立 将正常枢椎模型导入 Solidworks 2010,在齿状突基底部建立与水平面平行的基准面,利用 Solidworks 软件特征中的分割功能,将正常枢椎模型分割成齿状突及枢椎椎体两个零件,再将两个零件导入 Solidworks 软件的装配体功能中进行装配,即成功建立了齿状突基底部横行骨折的 II A 型骨折模型装配体。在上述骨折模型装配体中于椎体下缘建立与水平面成 15°的基准面(因为螺钉进钉后倾角为 15°左右),在基准面中椎体下缘正中画出直径 3.5mm 圆形草图,用 Solidworks 软件特征中的拉伸切除功能向齿状突尖方向拉伸切除 38mm,成功建立 1 条直径 3.5mm、长度 38mm 骨道。再用 Solidworks 草图、特征功能画出直径 3.5mm 的圆柱螺钉,螺钉长度为 38mm,螺纹长度为 10mm,螺帽为内六角。将螺钉装配到上述齿状突骨折模型建立的骨道中,装配时确保螺钉螺纹均穿过骨折面,成功建立 II A 型齿状突骨折中空螺钉固定模型。

1.2.3 II A 型齿状突骨折中空螺钉固定模型物理材料属性的赋予 将 II A 型齿状突骨折中空螺钉固定模型导入有限元软件 Ansys 13.0 中,分别赋予此模型中空螺钉的物理材料属性(表 1)。枢椎齿状突部分以皮质骨为主要成分,本模型中枢椎材料性质定义为均一的皮质骨构成。其材料性质:杨氏弹性模量 $E=12000\text{MPa}$,泊松比 $=0.30^{[9,10]}$ 。

1.2.4 模型的约束、加载、网格划分与受力分析

在 Ansys 中设置实体接触关系时将螺钉与齿状突定义为“Bonded”模式,即螺钉与骨之间是旋紧一体状态,而骨折面间不添加任何接触关系,主要靠螺钉维持其稳定性。网格大小为 1mm(图 1)。参考人体颈部活动时枢椎的受力情况,限制枢椎椎体下方、双侧下关节面以及棘突下方在各个自由度上的活动,模拟颈椎后伸时齿状突受到自前向后的水平外力作用,作用力为 50N、100N、150N、200N。颈部前屈活动时外力主要通过寰椎横韧带作用于齿状突。对齿状突后部的加载方式与前部类似,此时外力作用部位为齿状突上骨折段中部后面,作用力为 50N、100N、150N、200N,作用角度

为后向前水平方向。本实验所涉及生物材料的力学特性均假定为均质、连续和各向同性。模拟颈椎旋转活动,以齿状突为轴线,分别予 50N·mm、100N·mm、150N·mm、300N·mm 扭矩。模型各单元有足够稳定性,不计材料受力变形。在 Ansys 软件应力分布图中分别记录颈椎后伸、前屈、旋转三种状态下正常枢椎及 II A 型齿状突骨折中空螺钉固定模型的齿状突最大应力、枢椎椎体最大应力、螺钉最大应力与齿状突最大位移。在模型齿状突尖上选取最大位移点,然后对其在两种材料中空螺钉固定时不同载荷下的位移量进行对比观察。

表 1 钛、镁合金中空螺钉参数^[11,12]

Table 1 Parameters of hollow screw of titanium alloy and magnesium alloy

	钛合金 Titanium alloy	镁合金 Magnesium alloy
弹性模量(MPa) Young's modulus	108000	45000
泊松比 Poisson's ratio	0.34	0.35
屈服强度(MPa) Yield strength	930	193

2 结果

所建枢椎及 II A 型齿状突骨折中空螺钉固定有限元模型外形逼真,几何相似性好,正常枢椎共包含 29103 个四面体单元、50386 个结点;II A 型齿状突骨折中空螺钉固定有限元模型共包含 32929 个四面体单元、59265 个结点(图 2)。

颈部前屈、后伸、旋转状态下,受到不同载荷时镁合金螺钉的最大应力均小于钛合金螺钉的最大应力,两种螺钉的最大应力均小于其屈服强度;

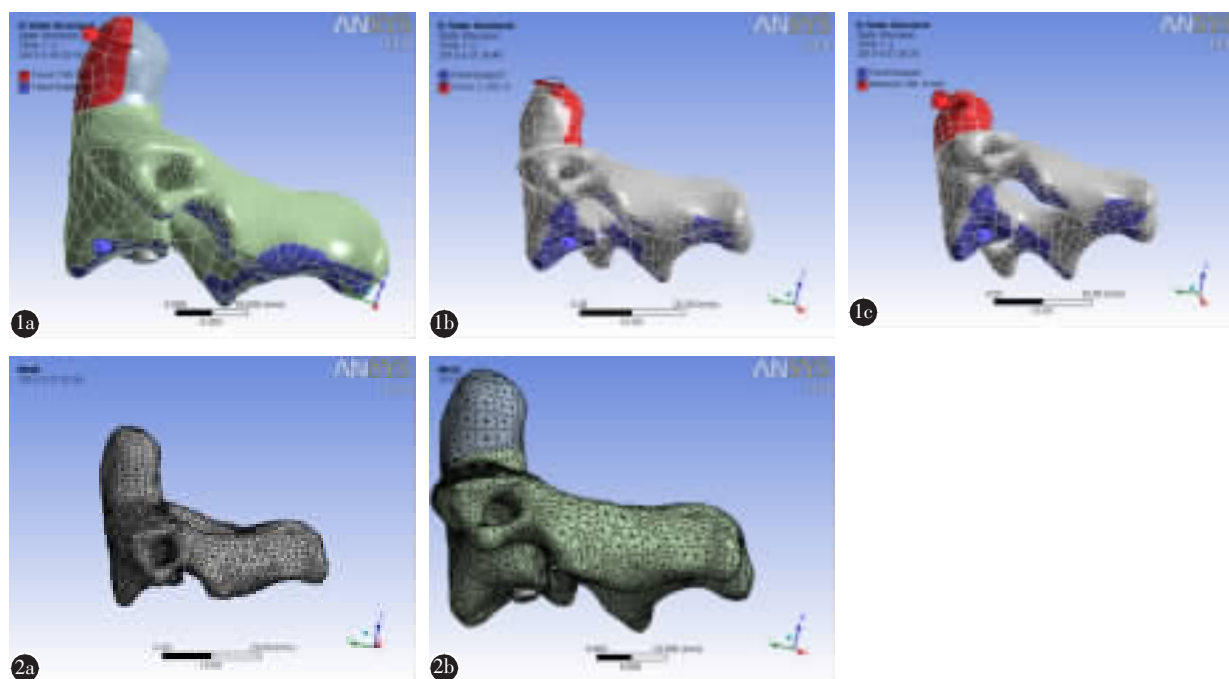


图 1 a 模拟颈椎前屈时受力模型 b 模拟颈椎后伸时受力模型 c 模拟颈椎旋转时受力模型 图 2 a 正常枢椎网格模型 b II A 型齿状突骨折中空螺钉固定术后网格模型

Figure 1 a Simulation of cervical flexion force model b Simulation model of cervical extension force c Simulation of cervical rotation force model Figure 2 a The normal axis mesh model b Hollow screw fixation after fracture of odontoid process II A mesh model

两种材料中空螺钉固定的ⅡA型齿状突骨折模型中齿状突、枢椎椎体的最大应力均小于皮质骨的应力阈值(200MPa),两种材料中空螺钉固定的ⅡA型齿状突骨折模型中齿状突的最大位移均为正常枢椎齿状突最大位移的5~8倍,均小于1mm(有限元模型中网格大小为1mm,故以1mm为参考标准)(表2~4)。

3 讨论

3.1 ⅡA型齿状突骨折中空螺钉内固定有限元模型建立的合理性

三维有限元在研究上颈椎生物力学上的应用已有较长的时间,20世纪80年代,Yang等^[13]和Jost等^[14]先后通过对C1、C2影像学数据的收集整理建立了上颈椎的三维有限元模型,但所建模型

四面体单元及结点较少,不利于进行生物力学实验。本研究所建枢椎及ⅡA型齿状突骨折中空螺钉固定有限元模型外形逼真,几何相似性好,正常枢椎共包含为29103个四面体单元、50386个结点;ⅡA型齿状突骨折中空螺钉固定有限元模型共包含为32929个四面体单元、59265个结点,能较真实反映正常枢椎及中空螺钉固定术后模型结构。ⅡA、ⅡB型齿状突骨折均适合行颈前路齿状突螺钉固定;ⅡC型骨折的骨折线与螺钉方向平行,不适合前路螺钉固定,只能采用后路手术^[15]。因为齿状突ⅡB型骨折前上斜向后下的斜型骨折面角度难以统一建立,为避免实验误差,本研究使用容易统一建立的横行骨折即ⅡA型骨折。有限元分析中设置实体接触关系时已经将螺钉与齿状突定义为“Bonded”模式,即螺钉与骨之间是旋紧

表2 颈椎后伸时正常枢椎及ⅡA型齿状突骨折中空螺钉固定模型的应力及位移

Table 2 The stress and displacement of the normal axis and odontoid process fracture of ⅡA type hollow screw fixation model when cervical extension

	50N			100N			150N			200N		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
螺钉最大应力(MPa) The maximum stress of screw	—	33.60	42.37	—	67.21	84.74	—	100.81	127.11	—	134.41	169.48
齿状突最大应力(MPa) The maximum stress of odontoid process	2.58	10.54	6.57	5.10	21.09	13.14	7.45	31.63	19.71	10.27	42.17	26.28
枢椎椎体最大应力(MPa) The maximum stress of C2 vertebral body	5.30	11.07	9.35	10.25	22.14	18.69	15.39	33.21	28.04	20.52	44.27	37.39
齿状突最大位移(mm) The maximum displacement of odontoid process	0.013	0.035	0.028	0.027	0.078	0.057	0.040	0.117	0.086	0.050	0.156	0.114

注:A,正常枢椎模型;B,ⅡA型齿状突骨折镁合金螺钉固定模型;C,ⅡA型齿状突骨折钛合金螺钉固定模型

Note: A, normal axis; B, the model of magnesium alloy hollow screw fixation after fracture of odontoid type ⅡA; C, the model of titanium hollow screw fixation after fracture of odontoid type ⅡA

表3 颈椎前屈时正常枢椎及ⅡA型齿状突骨折中空螺钉固定模型的应力及位移

Table 3 The stress and displacement of the normal axis and odontoid process fracture of ⅡA type hollow screw fixation model when cervical flexion

	50N			100N			150N			200N		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
螺钉最大应力(MPa) The maximum stress of screw	—	53.63	63.84	—	107.25	127.69	—	160.88	191.53	—	214.5	255.37
齿状突最大应力(MPa) The maximum stress of odontoid process	3.21	19.51	12.31	6.26	39.03	24.62	8.94	58.54	36.83	12.66	78.06	49.24
枢椎椎体最大应力(MPa) The maximum stress of C2 vertebral body	5.58	26.32	19.66	11.16	52.65	39.32	16.74	78.97	52.43	22.32	105.3	78.64
齿状突最大位移(mm) The maximum displacement of odontoid process	0.013	0.056	0.040	0.027	0.111	0.079	0.042	0.167	0.119	0.057	0.223	0.159

表 4 颈椎旋转时正常枢椎及ⅡA型齿状突骨折中空螺钉固定模型的应力及位移

Table 4 The stress and displacement of the normal axis and odontoid process fracture of ⅡA type hollow screw fixation model when cervical extension

	50N·mm			100N·mm			150N·mm			300N·mm		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
螺钉最大应力(MPa) The maximum stress of screw	—	6.98	8.60	—	13.87	17.21	—	20.81	25.81	—	41.62	51.62
齿状突最大应力(MPa) The maximum stress of odontoid process	0.31	3.03	2.02	0.69	5.38	4.04	1.03	8.06	6.06	2.07	18.15	12.13
枢椎椎体最大应力(MPa) The maximum stress of C2 vertebral body	0.24	2.61	2.02	0.61	5.23	4.03	0.94	7.84	6.05	2.00	15.68	12.10
齿状突最大位移(mm) The maximum displacement of odontoid process	0	0.004	0.003	0.001	0.008	0.006	0.001	0.013	0.009	0.003	0.625	0.018

一体状态,而骨折面间未添加任何接触关系,是可动的,主要靠螺钉维持其稳定性,基本与实际相符。

3.2 镁合金、钛合金中空螺钉固定ⅡA型齿状突骨折的效果比较

评价两种材料螺钉固定骨折端的效果,从受力角度分析,先看螺钉应力大小,最大应力应比材料的屈服强度小;之后比较螺钉变形量,即位移,齿状突的最大位移可以反映正常枢椎的刚度及齿状突ⅡA型骨折中空螺钉固定模型中螺钉的刚度,刚度是在一定的载荷下模型所指定位置发生的位移量,反应模型的抗变形保持原状能力,是由材料和几何属性相结合来评价的。位移小的引起骨折移位可能即小。本实验分别模拟颈部前屈、后伸、旋转三种活动状态下受到不同载荷时,镁合金螺钉的最大应力均小于钛合金螺钉的最大应力,两种螺钉的最大应力均小于其屈服强度。当镁合金螺钉的最大应力等于镁合金的屈服强度时,齿状突需受到约 290N 的外界作用力,镁合金螺钉才出现断钉可能。说明当齿状突受到小于 290N 外界作用力时镁合金、钛合金两种材料中空螺钉均可以维持ⅡA型齿状突骨折的稳定性。而实际上齿状突受到 290N 的作用力几率非常低,除非头部受到猛烈撞击等意外,故一般情况下镁合金中空螺钉足以维持骨折端的稳定性。比较颈椎三种活动状态的螺钉最大应力,可见颈椎旋转时螺钉受到最大应力最小,颈椎前屈时螺钉受到的应力最大。故术后仍需借助牢靠、有效的颈托外固定,限制颈椎过早进行前屈、后伸活动。Rauasekaran 等^[16]报道齿状突骨折中空螺钉内固定

术后早期需采用颈托固定,避免颈部前屈或后伸等对螺钉产生较大应力的动作,对预防中空螺钉断裂有较大作用。

本次模拟手术建立在齿状突断裂的基础上,而断裂就涉及到骨骼的强度问题。强度是材料的属性,用在材料发生失效时的应力值来反映其承载能力。对于本模型,对比分析各种载荷下各个部位最大的应力值可以了解术前术后骨骼允许强度内的加载范围,且应力最大的部位通常就是材料最先损害处。经过解剖研究,人体骨皮质、松质的应力阈值分别为 200MPa 和 10MPa^[17],即超过此阈值皮质、松质骨会发生损害。本实验结果显示无论是使用镁合金螺钉固定还是钛合金螺钉固定,当齿状突受到 50~200N 的作用力或受到 50~300N·mm 扭矩时,无论齿状突还是椎体受到的最大应力均少于骨皮质的应力阈值(200MPa),说明不会出现骨损害。

本实验通过完成中空螺钉固定术后齿状突与完整齿状突的刚度比较,并从刚度的角度去验证镁合金中空螺钉固定是否稳定。从 Ansys 13.0 应力分布图中显示齿状突最大位移点位于齿状突尖上,然后对其在两种材料中空螺钉固定时不同载荷下的位移量进行对比观察。在 200N 载荷下对比正常和术后模型的齿状突最大位移量,术后的位移量是术前的几倍大。从相对值来说说明术后仅依靠 1 枚镁合金螺钉或钛合金螺钉来支撑齿状突的效果不能达到术前完整骨骼那么好,但从绝对值来说位移量非常小,小于模型网格大小(1mm),依旧保持有较为理想的刚度,故而不会出现足以产生运动干涉的内部变形,这些结论从

Anslys 13.0 演示动画中也可以清晰看出,说明术后的齿状突是稳定的。本实验表明,一般情况下镁合金中空螺钉维持 II A 型齿状突骨折稳定性基本与钛合金中空螺钉的相同。

3.3 本研究的不足之处

人体结构是极其复杂的,材料具有非均匀性、各向异性、不连续等特性,而本研究在进行有限元模拟时,采用均匀、连续的各向同性材料进行了模拟,与真实的生物力学实验还存在一定差距。还需生物力学实验进行验证,以达到真正意义上的生物力学仿真。而在实际临床表现中,颈椎的屈伸、旋转等动态运动和肌肉等方面的影响,中空螺钉固定的疲劳性应该被考虑进去,这些问题仍需进一步的探索和研究。

4 参考文献

1. Fan KF, Liao JC, Niu CC, et al. Anterior single-screw fixation in 24 patients with type II odontoid fractures [J]. Formosan Journal of Musculoskeletal Disorders, 2013, 4(1): 26-31.
2. Pryputniewicz DM, Hadley MN. Axis fractures [J]. Neurosurgery, 2010, 66(3 Suppl): 68-82.
3. 俞耀庭, 张兴栋. 生物医用材料[M]. 天津: 天津大学出版社, 2000. 189-197.
4. Xu L, Pan F, Yu G, et al. In vitro and in vivo evaluation of the surface bioactivity of a calcium phosphate coated magnesium alloy[J]. Biomaterials, 2009, 30(8): 1512-1523.
5. Witte F, Kaese V, Haferkamp H, et al. In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response[J]. Biomaterials, 2005, 26(17): 3557-3563.
6. Staiger MP, Pietak AM, Huadmai J, et al. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review [J]. Biomaterials, 2006, 27(9): 1728-1734.
7. Witte F, Hort N, Vogt C, et al. Degradable biomaterials based on magnesium corrosion[J]. Curr Opin Solid State Mater Sci, 2008, 1(2): 63-72.
8. Gu X, Zheng Y, Cheng Y, et al. In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys [J]. Biomaterials, 2009, 30(4): 484-498.
9. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, et al. Finite element applications in human cervical spine modeling[J]. Spine, 1996, 21(15): 1824-1834.
10. Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics[J]. Spine, 2004, 29(4): 376-386.
11. 赵彦涛, 张玉梅, 于振涛, 等. 低弹性模量钛合金用于钛烤瓷的力学分析[J]. 稀有金属材料与工程, 2009, 38(8): 1386-1389.
12. 胡丽娟, 彭颖红, 唐伟琴, 等. AZ31 镁合金薄板动态再结晶对其拉伸性能的影响[N]. 中国有色金属学报, 2008, 18(9): 1571-1576.
13. Yang KH, Zhu F, Luan F, et al. Development of a finite element model of the human neck [R]. Proceeding of the 42nd Stapp Car Crash Conference. SAE983157. 1998. 1-11.
14. Jost R, Nurick GN. Development of a finite element model of the human neck subjected to high g-level deceleration[J]. Int J Crashworthiness, 2000, 5: 259-267.
15. Coyne TJ, Fehlings MG, Wallace MC, et al. C1-C2 posterior cervical fusion: long-term evaluation of results and efficacy [J]. Neurosurgery, 1995, 37(4): 688-693.
16. Rajasekaran S, Kamath V, Avadhani A. Odontoid anterior screw fixation[J]. Eur Spine J, 2010, 19(2): 339-340.
17. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two phase porous structure [J]. J Bone Joint Surg Am, 1977, 59(7): 954-962.

(收稿日期:2012-12-19 末次修回日期:2013-03-25)

(英文编审 蒋欣/贾丹彤)

(本文编辑 李伟霞)

消息

《中国脊柱脊髓杂志》最新影响因子

在《中国学术期刊(光盘版)》电子杂志社、中国科学文献计量评价研究中心、清华大学图书馆出版的 2012 年《中国学术期刊影响因子年报(自然科学与工程技术)》中,《中国脊柱脊髓杂志》复合总被引 3051 次,复合影响因子为 1.017,在 87 种外科类期刊中复合影响因子排名第一。

在科学技术文献出版社出版的《2012 年版中国科技期刊引证报告(核心版)》中,我刊在 2011 年度的影响因子为 0.835,总被引频次为 1900,在 61 种外科学类期刊中综合评价排名第 8 位。