

文章编号: 1004-7220(2021)02-0216-08

可吸收镁合金寰枢椎脱位固定系统的生物力学仿真

崔海坡¹, 赵云川¹, 邵将², 张跃辉², 杜科伟³, 郭润田¹

(1.上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2.上海交通大学医学院附属新华医院 脊柱中心, 上海 200092; 3.上海市杨浦区市东医院 骨科, 上海 200438)

摘要:目的 研究可吸收镁合金螺钉应用于寰枢椎脱位固定的可行性。方法 选用 WE43 型镁合金, 设计 4 种不同螺纹形式(三角形、矩形、梯形、锯齿形)镁合金螺钉, 对螺钉-聚氨酯试验块模型、寰枢椎固定系统模型进行有限元仿真分析, 获得模型上的应力分布和位移分布。结果 按照 ASTM F543 标准对镁合金螺钉进行拔出力仿真分析, 三角形、矩形、梯形、锯齿形螺纹螺钉上的应力分别为 146.20、185.22、194.98、264.55 MPa, 即三角形螺纹螺钉的抗拔出力最大, 且应力峰值最小; 用三角形螺纹镁合金螺钉进行寰枢椎固定可以满足颈部屈伸、旋转、侧倾所需的强度要求; 在三角形螺纹螺钉表面喷涂羟基磷灰石 (hydroxyapatite, HA) 涂层后, 螺钉上应力峰值降低了 17.16 MPa, 涂层上的应力在涂层与基体的结合强度范围内。结论 在相同载荷条件下, 三角形螺纹螺钉具有较好的稳定性, 抗拔出力性能最佳; 使用热处理后的三角形螺纹镁合金螺钉进行寰枢椎固定, 螺钉强度满足承载要求; 在螺钉表面喷涂 HA 涂层, 可优化螺钉的力学性能, 并且涂层与螺钉之间有良好的结合强度。

关键词:寰枢椎脱位; 可吸收镁合金; 固定; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.02.008

Biomechanical Simulation on Absorbable Magnesium Alloy Fixation System for Atlantoaxial Dislocation

CUI Haipo¹, ZHAO Yunchuan¹, SHAO Jiang², ZHANG Yuehui², DU Kewei³, GUO Runtian¹

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Spine Center, Xinhua Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200092, China; 3. Department of Orthopaedic Surgery, Shidong Hospital of Yangpu District, Shanghai 200438, China)

Abstract: Objective To investigate the feasibility of absorbable magnesium alloy screws in atlantoaxial dislocation fixation. **Methods** Four kinds of screws with triangular, rectangular, trapezoidal and zigzag thread were designed with WE43 magnesium alloy. The finite element simulation analyses were performed on the screw-polyurethane model and atlantoaxial fixation system model. The stress and displacement distributions on the models were obtained. **Results** The pull-out force simulations were carried out on four kinds of magnesium alloy screws according to ASTM F543 standard specification. The stresses of screws with triangular, rectangular, trapezoidal and zigzag thread were 146.20, 185.22, 194.98, 264.55 MPa, respectively. The pull-out strength of the screw with triangular thread was the largest, and the peak stress was the smallest. The magnesium alloy screw with triangular thread used for atlantoaxial fixation could meet the strength requirements of flexion/

收稿日期: 2020-07-11; 修回日期: 2020-08-20

基金项目: 上海市自然科学基金项目 (19ZR1435300), 上海市杨浦区科学技术委员会资助项目 (YP18M04)

通信作者: 邵将, 主任医师, E-mail: shaojiangmyx@aliyun.com

extension, rotation and bending of the neck. The peak stress of the screw was reduced by 17.16 MPa after adding hydroxyapatite (HA) coating on the surface, and the stress on the screw was within the range of bonding strength between coating and magnesium alloy substrate. **Conclusions** Under the same loading condition, the screw with triangular thread has good stability and the best pull-out force performance. After heat treatment, the strength of magnesium alloy screw with triangular thread meets the load-bearing requirements for atlantoaxial dislocation fixation. HA coating on screw surface can optimize mechanical properties of the screw, and there exists good bonding strength between the coating and the screw.

Key words: atlantoaxial dislocation; absorbable magnesium alloy; fixation; finite element analysis

寰枢关节是上颈椎一处特殊的关节,由第1颈椎寰椎和第2颈椎枢椎连结而成。寰枢关节之间没有椎间盘结构,其稳定性主要靠韧带和关节囊来维持,关节运动自由度比较大。由于一些先天性(如枕颈部椎骨发育不良)、韧带松弛、外伤等因素,儿童容易发生寰枢椎脱位(atlantoaxial dislocation, AAD)或半脱位^[1]。发生寰枢椎脱位会引起患儿头颈部疼痛、肢体感觉异常、肌张力异常、肌肉萎缩、步态不稳等不良症状,并且由于在寰枢椎椎孔内有脊髓穿行,横突孔内有椎动脉穿行,发生寰枢椎脱位会扭曲椎动脉,造成椎基底动脉缺血,压迫脊髓造成脊髓损伤。如果不能尽快解除脊髓压迫,严重时会造成患者四肢瘫痪,甚至有生命危险^[2-3]。目前,针对寰枢椎脱位,可以采取保守和手术治疗两种方法。保守治疗风险较小,但是容易发生寰枢椎再次脱位;手术治疗需要对寰枢椎进行复位、固定、融合,其中寰枢椎椎弓根螺钉内固定术是常用的手术方法,治疗效果较好^[4]。固定用椎弓根螺钉常用惰性材料(如钛合金、不锈钢等)制作,由于这些材料在人体内不可降解,螺钉置入后会对患儿产生远期的不利影响。赵齐通等^[5]研究发现,颈椎融合固定系统的植入会引起相邻椎间盘髓核、纤维环和小关节上的应力增大,长时间会引起邻近节段的病变。Ranjith等^[6]等研究表明,寰枢椎不稳定患儿进行枕颈融合术(occipitocervical fusion, OCF)可导致颈椎前曲曲度增加,而在手术1年内取出金属物植入后,颈椎前曲曲度可能稳定。为解决上述问题,需通过二次手术取出置入螺钉,然而二次手术也存在一定的问题:一方面,患者需要承受手术风险和经济负担;另一方面,取出过程可能破坏已经稳定的寰枢椎骨质结构,会造成术后再次发生寰枢椎脱位。

镁合金是一种可降解金属材料,具有良好的生物相容性和骨诱导性能。镁合金的弹性模量为41~45 GPa,低于钛合金和不锈钢,更接近天然的骨组织,可有效避免应力遮挡效应,但是镁合金难以控制的降解速率限制了其在医学领域的应用。有学者对使用镁合金作为基体材料制备可被人体吸收的植入物进行研究^[7-8]。Julia等^[9]研究表明,镁合金腐蚀速率过快会产生大量氢气,聚集在植入物周围容易引发炎症。研究发现,纯化金属镁可降低其降解速率^[10]。哈彤等^[11]将高纯镁螺钉植入试验兔中16周,螺钉仍发生了(36.84±6.99)%体积降解。羟基磷灰石(hydroxyapatite, HA)具有良好的生物相容性和骨诱导特性,可通过在镁合金表面喷涂HA涂层来增加固定系统的耐腐蚀性,使植入物不至过早失效^[12]。

尽管对镁合金进行研究的文献较多,但将镁合金用于制备可吸收椎弓根螺钉方面的研究还很鲜有报道。本文以WE43型镁合金为原材料,研究不同螺纹形式以及在三角形螺纹螺钉表面喷涂HA涂层等因素对其性能的影响规律,从而为镁合金儿童寰枢椎固定系统的制备与临床应用提供指导。

1 材料和方法

1.1 几何模型

1.1.1 螺钉几何模型 螺钉直径、螺钉长度、内外芯形状、螺纹形式等参数均会影响螺钉强度。螺钉直径与长度越大,其把持强度越高,但是直径变大有使骨质破裂的风险,长度过长有可能穿过皮质骨层,对椎骨造成破坏。螺钉的内外芯形状主要包括圆柱形(cylindrical, Cy)和锥形(conical, Co),按照内外径大小可形成Cy-Cy、Cy-Co、Co-Co(外径-内径)等几种类型。通过查阅中华人民共和国医药行业

标准 YY 0018-2008 中关于螺钉的要求,并分析几种临床在用的螺钉,本文设计了 Cy-Cy 类内外芯形状,螺纹形式选择三角形、矩形、梯形、锯齿形 4 种形状。螺钉参数如表 1 所示;螺纹形式如图 1 所示。

表 1 螺钉参数

Tab.1 Parameters of screw

螺纹形式	内径/ mm	外径/ mm	螺距/ mm	牙厚/ mm	牙型角/ (°)	长度/ mm
三角形	2.6	3.8	1.2	0.5	60	27.6
矩形	2.6	3.8	1.2	0.5	0	27.6
梯形	2.6	3.8	1.2	0.5	30	27.6
锯齿形	2.6	3.8	1.2	0.5	30	27.6

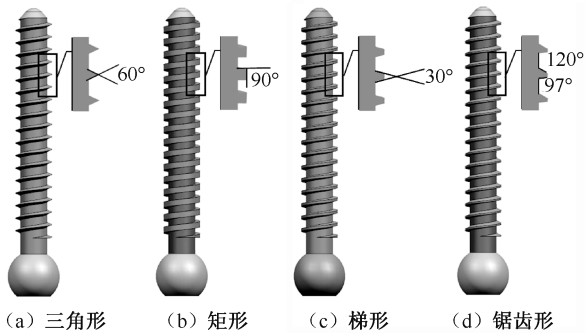


图 1 不同螺纹形式螺钉

Fig.1 Screws with different different types of thread

- (a) Triangle thread, (b) Rectangle thread,
(c) Trapezoid thread, (d) Zigzag thread

根据中华人民共和国医药行业标准 YY/T 0119-2014,对于金属脊柱螺钉需分析其轴向拔出力,按照美国材料试验协会 ASTM F543 中的标

准方法进行测定。采用等级为 20 的刚性聚氨酯制作测试块,在 30 r/min 转速下将螺钉旋入测试块中。测试块尺寸:长 20 mm,宽 20 mm,高 25 mm。根据要求,螺钉的旋入深度与螺纹长度相等,螺钉在聚氨酯块中的插入深度为 22 mm。

1.1.2 覆 HA 涂层几何模型 镁合金在正常生理条件下降解速率过快,在很大程度上限制了其在医学领域的应用。在其表面制备 HA 涂层是调节其降解速率的有效方法。本文在三角形螺纹镁合金螺钉模型表面喷涂厚度为 0.1 mm 的 HA 涂层,建立相应的有限元模型进行拔出力分析,研究 HA 涂层对其力学性能的影响。

1.1.3 寰枢椎固定系统几何模型 选择 1 名上颈椎正常的志愿者,采集其颈部 C0~3 锥体的多排螺旋 CT,得到连续断层图像,将图像数据导入医学图像处理软件 Mimics 20.0 中重建出寰枢椎 3D 模型,在 Geomagic Studio 2013 中对模型进行优化;在 UG 10.0 中设计三角形螺纹螺钉、钉棒等结构,并将钉架系统与寰枢椎进行装配,建立寰枢椎固定系统模型(见图 2)。由于寰枢椎的椎孔内有为大脑供血的椎动脉,更有脊髓在其中穿行,故要保证螺钉植入不会对椎动脉等重要生理组织造成损伤。研究表明,寰椎进钉点位于寰椎侧块下方的内外缘中点与后弓最薄处的垂直距离 2 mm 处^[13]。本文结合临床医生的建议,确定进钉点位于寰枢椎样本侧块后表面中上约 1/4 水平线与中外约 1/4 垂直线的交点处,并有适当角度的内倾来提高固定稳定性。

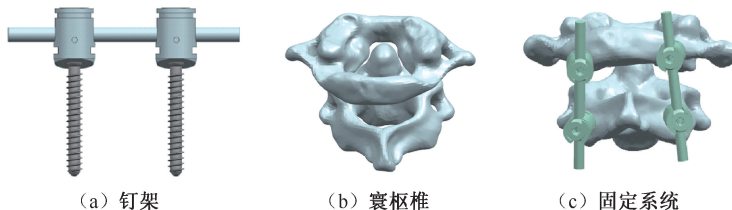


图 2 寰枢椎固定系统模型

Fig.2 Models of the atlantoaxial fixation system (a) Screw frame, (b) Atlantoaxial joint, (c) Fixation system

1.2 有限元模型

在 ANSYS Workbench 19.2 中进行有限元分析。进行拔出力测试时,根据 ASTM F1839 标准的要求,使用等级为 20 的聚氨酯测试块,其密度

为 0.32 g/cm³,抗压强度为 8.40 MPa,抗拉强度为 5.90 MPa,剪切强度为 3.89 MPa^[14]。测试块模拟松质骨的弹性模量为 34 MPa^[15]。螺钉选用 WE43 镁合金材料,弹性模量为 44.20 GPa,抗拉

强度为 260 ~ 310 MPa, 屈服强度为 160 ~ 240 MPa^[16-17]。将螺钉视为各向同性均匀连续的线弹性材料。对寰枢椎固定系统进行分析时,寰枢椎材料属性为皮质骨。螺钉表面喷涂 HA 涂层进行测试时,根据高亚丽等^[12]的研究,采用

等离子喷涂法在镁合金表面制备厚度为 0.1 mm 的 HA 涂层,涂层的平均弹性模量 19.825 GPa。网格划分时,对钉架连杆选择六面体单元,螺钉选择四面体单元,模型其余各部件有限元参数及材料属性见表 2。

表 2 材料及有限元模型参数

Tab.2 Parameters of materials and finite element models

部件	材料	单元类型	单元数	弹性模量/MPa	泊松比	密度/(g·cm ⁻³)
钉架	WE43 镁合金	四面体+六面体	108 194	44 200	0.27	1.87
寰枢椎	皮质骨	四面体	112 357	17 000	0.30	1.75
测试块	聚氨酯	六面体	24 118	34	0.20	0.18
涂层	羟基磷灰石	四面体	22 510	19 825	0.30	3.16

1.3 载荷与边界条件

1.3.1 拔出力测试 载荷与边界条件进行拔出力测试时,在测试块底面上施加固定约束,根据毛彦杰等^[15]的研究,将椎弓根螺钉发生 1 mm 位移变化视为螺钉被拔出,故本测试在螺钉头部施加沿螺钉轴向向外 1 mm 位移载荷,其他两轴方向上设置位移为 0。螺钉与测试块之间为摩擦接触,参考文献^[14-15],设置螺钉和骨骼之间的摩擦因数为 0.2。螺钉表面添加涂层后设置螺钉与涂层之间为绑定接触,涂层与测试块之间为摩擦接触,摩擦因数为 0.2,位移载荷为 1 mm。

1.3.2 寰枢椎固定系统载荷和边界条件 对枢椎底面施加固定约束,在寰椎上施加竖直向下 25 N 载荷模拟儿童头颅自重。设置螺钉和寰枢椎之间为摩擦接触,摩擦因数为 0.2。固定完成之后,整个系统需保持相对稳定状态,故设置钉架各部件之间为绑定接触。在模拟颈部生理运动的力学分析中,以寰椎的重心作为运动中心,在坐标系 x 、 y 、 z 轴分别于寰椎重心施加 1 N·m 力矩,对颈部的屈伸、旋转及侧倾进行模拟分析^[19]。

2 结果

2.1 拔出力测试分析结果

在螺钉-聚氨酯模型的拔出力分析中,不同螺钉同样发生 1 mm 位移变化时,作用在螺钉上的拔出力及螺钉最大应力如图 3 所示。在螺钉同样发生 1 mm 位移变化时,三角形、矩形、梯形、锯齿形螺纹螺钉上的拔出力分别为 552.61、540.91、546.4、542.74 N,三角形螺纹螺钉上的拔出力最大;4 种螺

钉上的最大应力分别为 146.20、185.22、194.98、264.55 MPa,三角形螺纹螺钉上应力最小;对应聚氨酯模型最大应力分别为 30.16、43.81、56.42、73.53 MPa,均超过聚氨酯的抗拉强度(5.90 MPa)和抗压强度(8.40 MPa)。因此,可以认为 1 mm 位移变化时,测试块被破坏,螺钉被拔出。在螺钉-聚氨酯模型中,就螺钉拔出力而言,三角形螺纹螺钉抗拔出力最大,最难拔出,同时螺钉上应力最小,表明螺钉上承受载荷更均匀,稳定性好,不易发生破坏。综合而言,三角形螺纹螺钉的抗拔出性能最好,推测原因是三角形螺纹螺钉在旋入过程中对骨小梁进行切割,会产生更大的摩擦力,故抗拔出能力最佳;而矩形、梯形与锯齿形螺纹螺钉的旋入过程主要靠压缩骨组织来产生更大的扭矩,而扭矩的增加并不会提高螺钉的抗拔出力。

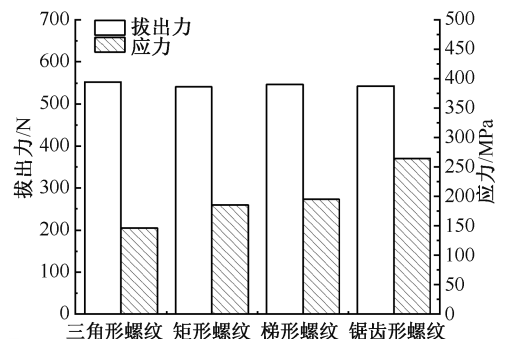


图 3 轴向受载下 4 种螺纹螺钉上拔出力和应力

Fig.3 Pullout force and stress of screws with four types of thread under axial loading

2.2 覆 HA 涂层分析结果

三角形螺纹螺钉覆 HA 涂层前后发生 1 mm 位移时,模型各部分应力结果如图 4 所示。

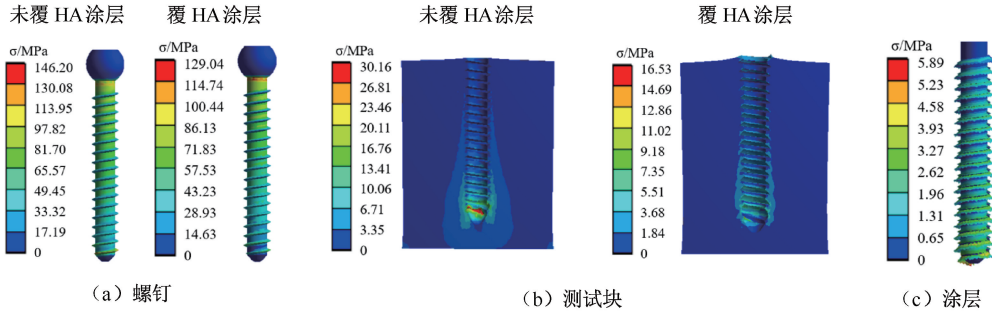


图4 有无 HA 涂层三角形螺纹螺钉拔出力仿真结果

Fig.4 Pullout force simulation results of screw with triangular thread with or without HA coating

(a) Screw, (b) Test block, (c) Coating

两种情况下,测试块上应力均超过聚氨酯的抗拉强度和抗压强度。相较于无涂层螺钉,在螺钉表面覆 HA 涂层后,螺钉、聚氨酯块上的最大应力分别减小了 17.16、13.81 MPa,HA 涂层上的最大应力为 5.89 MPa。

2.3 寰枢椎固定系统分析结果

重力条件下寰枢椎固定模型的分析结果如

图 5 所示。在给定的约束和载荷条件下,整体模型上的最大位移约为 1.25 mm,发生在寰椎前缘。该位移变化情况表明,寰枢椎融合后头颈部保留有小部分屈伸功能,说明钉架有较好的固定效果。整体模型上的最大应力为 146.77 MPa,发生在钉架系统中的螺钉上;寰枢椎上的最大应力为 57.68 MPa,在人体骨骼的屈服极限 (121~210 MPa) 内。

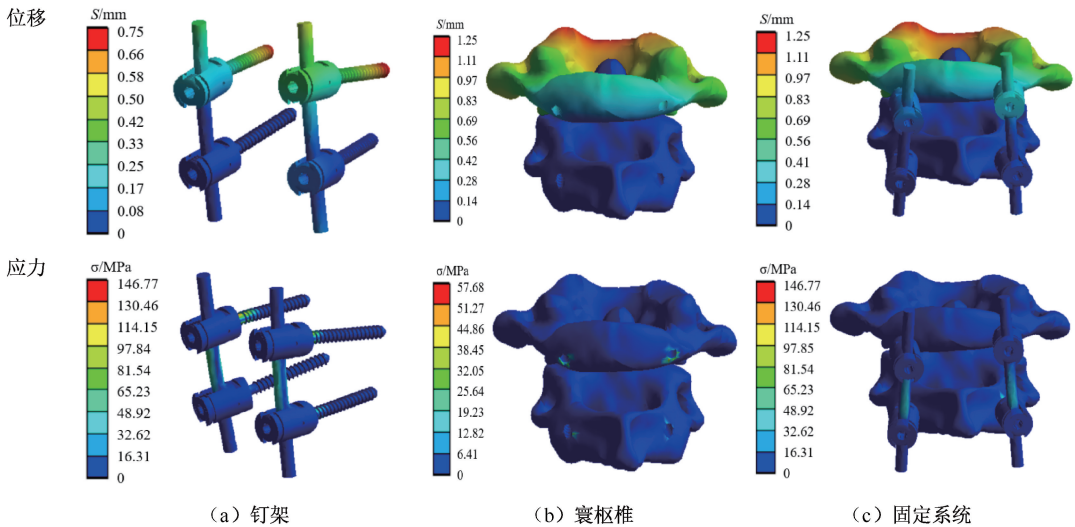


图5 寰枢椎固定模型仿真结果

Fig.5 Simulation results of the atlantoaxial fixation model (a) Screw frame, (b) Atlantoaxial joint, (c) Fixation system

颈部在屈伸、旋转、侧倾运动时,寰枢椎固定系统上的应力分布如图 6 所示。结果显示,在 1 N·m 力矩作用下,颈部做屈伸、旋转、侧倾运动时,寰枢椎固定系统上的最大应力分别为 64.03、151.42、159.49 MPa;寰枢椎上的最大应力分别为 54.80、79.83、64.89 MPa。

3 讨论

疾病临床治疗效果的提升在很大程度上取决于新型生物医用材料的应用,生物可降解材料在医疗器械领域可以发挥独特的作用。镁合金作为一种可降解金属,具有良好的生物相容性,采用特殊

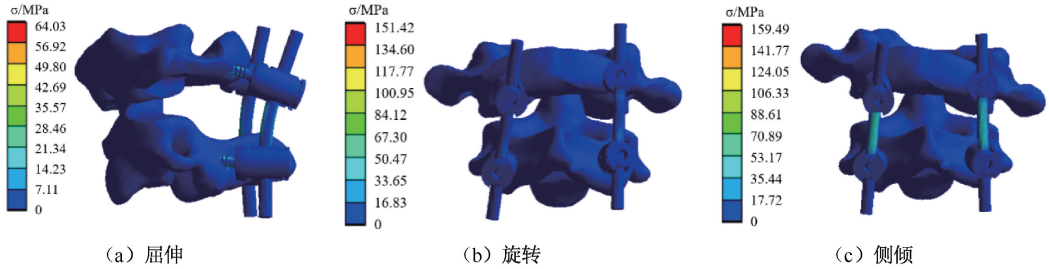


图6 不同运动下寰枢椎固定模型应力分布

Fig.6 Stress distributions of the atlantoaxial fixation model under different motions (a) Extension, (b) Rotation, (c) Bending

的材料处理工艺可以进一步提高其耐腐蚀性以及力学性能,弥补材料自身存在的缺陷。对于儿童寰枢椎椎弓根螺钉内固定术这项高难度、高风险的手术,可降解镁合金螺钉的应用可以解决惰性金属螺钉带来的二次手术这一问题,减少患者需要承担的痛苦和风险,减轻家庭和社会的负担。

根据三角形螺纹螺钉覆 HA 涂层后进行拔出力仿真分析的结果,HA 涂层上的最大应力为 5.89 MPa。在 Huang 等^[20]研究表明,在镁金属基体上制备 HA 涂层,涂层的结合强度可达到 17 MPa;Khor 等^[21]在钛合金表面制备 HA 涂层,其结合强度可达到 30 MPa 以上;Inagaki 等^[22]采用等离子喷涂的方法制备 HA-Ti 复合涂层,发现使用 Ar₂-N₂ 作为载流气时涂层与基体的结合强度可达 45~60 MPa。基于上述结果可知,在镁合金螺钉表面制备 HA 涂层,涂层与基体之间的结合强度远高于涂层所受的最大载荷,能够确保在整个受力过程中涂层不发生脱落。添加涂层后,螺钉上应力减小了 17.16 MPa,推测原因是添加涂层后螺钉直径变大,与测试块之间的接触面积增加,螺钉-HA 涂层上的受力面积增加导致。综合而言,在镁合金螺钉表面喷涂 HA 涂层可改善螺钉上的应力分布,提高螺钉固定的稳定性,并且涂层与螺钉基体之间有良好的结合强度,可以保护镁合金不被腐蚀,延长其在体内降解时间。

根据寰枢椎固定系统的有限元仿真结果分析,在重力作用下,寰枢椎固定系统中的镁合金螺钉根部会受到较大剪切力,对螺钉的抗剪切强度按如下方法进行校核^[23]。

根据塑性材料许用拉应力 δ 与屈服强度极限 δ_s

的关系(n_1 、 n_2 为安全系数):

$$\delta = \delta_s / n_1, \quad n_1 = 1.5 \sim 2.5 \quad (1)$$

塑性材料许用剪应力 τ 与许用拉应力 δ 的关系:

$$\tau = n_2 \times \delta, \quad n_2 = 0.6 \sim 0.8 \quad (2)$$

韩宝军等^[24]研究发现,固溶热处理可以明显改善 WE43 镁合金的组织 and 硬度;石文静等^[25]对 WE43 镁合金进行固溶+时效热处理,镁合金强度发生显著提高,最大屈服强度可达 280 MPa。根据式(1)、(2)计算可得,WE43 镁合金抗剪切强度可达 150 MPa。仿真结果显示,重力条件下寰枢椎固定系统中螺钉上的最大应力为 146.77 MPa,处于 WE43 镁合金的抗剪切强度范围内。

当颈部进行屈伸、旋转、侧倾动作时,镁合金螺钉主要承受弯曲力,根据尹冬松^[26]的研究,镁合金的抗弯强度为 428 MPa,远大于模拟分析所得颈部进行屈伸、侧弯、旋转运动时螺钉上应力。在 3 种运动工况下,寰枢椎上的最大应力为 79.83 MPa,在人体骨骼的强度范围内。此外,考虑到生理条件下,寰枢椎周围还有肌肉、韧带等生理组织共同承受载荷,并且在完成手术后,患者需佩戴颈部外固定器限制颈部活动,会减轻钉架固定系统中螺钉的受力。因此,镁合金螺钉可以满足固定所需强度要求,镁合金寰枢椎固定系统可用于寰枢椎脱位的手术复位治疗。

4 结论

针对镁合金寰枢椎脱位固定系统的分析,本文所得结论如下:

(1) 对三角形、矩形、梯形、锯齿形 4 种螺纹镁

合金螺钉的分析结果表明,三角形螺纹螺钉具有较好的稳定性,抗拔出性能最佳;

(2) 将三角形螺纹镁合金螺钉用于寰枢椎固定系统,模拟颈部屈伸、旋转、侧倾等生理活动,结果表明,镁合金固定系统的强度可以满足承载要求;

(3) 在螺钉表面喷涂 HA 涂层进行表面处理,可改善螺钉上的应力分布,提高螺钉固定的稳定性,并且涂层与螺钉之间有良好的结合强度。

上述研究结果可为镁合金螺钉的制备与临床应用提供指导。本文的局限性如下:① 在人体生理条件下,寰枢椎活动自由度较多,而其稳定性仅靠韧带和关节囊进行支持,受力情况十分复杂,故采用有限元分析方法还不能完全模拟人体真实的受力情况。② 未能模拟寰枢椎受载时肌肉、韧带等生理组织的共同作用,在复杂载荷条件下的分析还需进一步研究。③ 还需实验验证热处理对镁合金强度的改善作用。④ 不同涂层厚度对镁合金降解速率的调控效果不同,后续可采用实验方法对 HA 涂层进行深入研究。

参考文献:

- [1] GHOLVE PA, HOSALKAR HS, RICCHETTI ET, *et al.* Occipitalization of the atlas in children: Morphologic classification, associations, and clinical relevance [J]. J Bone Joint Surg Am, 2007, 89(3): 571-578.
- [2] 薛兴森, 储卫华, 何光建, 等. 儿童寰枢椎脱位的临床特征及手术疗效分析 [J]. 临床小儿外科杂志, 2019, 18(9): 728-732.
- [3] EVANIEW N, YARASCAVITCH B, MADDEN K, *et al.* Atlantoaxial instability in acute odontoid fractures is associated with nonunion and mortality [J]. Spine J, 2015, 15(5): 910-917.
- [4] 谭明生, 唐向盛, 王文军, 等. 寰枢椎椎弓根螺钉内固定术治疗儿童寰枢椎脱位的初步报告 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2012, 22(2): 131-136.
- [5] 赵齐通, 靳林煜, 李新锋. 不同单节段颈椎前路椎间融合系统对邻近节段的生物力学影响 [J]. 医用生物力学, 2018, 33(3): 212-217.
- ZHAO QT, JIN LY, LI XF. biomechanical effects of different single-level anterior cervical discectomy and fusion systems on the adjacent segments [J]. J Med Biomech, 2018, 33(3): 212-217.
- [6] MOORTHY RK, RAJSHEKHAR V. Changes in cervical spine curvature in pediatric patients following occipitocervical fusion [J]. Child Nerv Syst, 2009, 25(8): 961-967.
- [7] 袁广银, 牛佳林. 可降解医用镁合金在骨修复应用中的研究进展 [J]. 金属学报, 2017, 53(10): 1168-1180.
- [8] 周维瑞, 郑玉峰. 可降解镁合金医疗器械的研发现状 [J]. 中国医疗器械信息, 2012, 18(7): 9-13.
- [9] KUHLMANN J, BARTSCH I, WILLBOLD E, *et al.* Fast escape of hydrogen from gas cavities around corroding magnesium implants [J]. Acta Biomaterialia, 2013, 9(10): 8714-8721.
- [10] HAO W, ZHIMING S. *In vitro* biodegradation behavior of magnesium and magnesium alloy [J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2011, 98(2): 203-209.
- [11] 哈彤, 江雄, 张阔, 等. 可降解高纯镁骨钉在体降解分析 [J]. 医用生物力学, 2019, 34(1): 77-82.
- HA T, JIANG J, ZHANG K, *et al.* Analysis on high purity magnesium bone screws *in vivo* [J]. J Med Biomech, 2019, 34(1): 77-82.
- [12] 高亚丽, 熊党生. 医用镁合金等离子喷涂羟基磷灰石涂层研究 [J]. 材料热处理学报, 2011, 32(1): 109-113.
- [13] 王建华, 付金利, 裴铎, 等. 寰枢椎弓根螺钉置入的解剖学及临床效果分析 [J]. 中国现代医学杂志, 2019, 29(1): 71-75.
- [14] ZHANG QH, TAN SH, CHOU SM. Effects of bone materials on the screw pull-out strength in human spine [J]. Med Eng Phys, 2006, 28(8): 795-801.
- [15] 毛彦杰, 韩培, 詹玉林, 等. 应用有限元分析优化设计应用于踝关节骨折可吸收镁合金螺钉 [J]. 国际骨科学杂志, 2017, 38(3): 200-204.
- [16] 尹逊岩. 生物医用镁合金的数值模拟和物理仿真 [D]. 兰州: 兰州理工大学, 2017.
- [17] 高铁颖. WE43 镁合金的力学性能 [J]. 金属世界, 2009, 3(2): 32-36.
- [18] LIU CL, CHEN HH, CHENG CK. Biomechanical evaluation of a new anterior spinal implant [J]. Clin Biomech, 1998, 13(1 Suppl 1): S40-S45.
- [19] 柳茵, 李娜, 熊玮, 等. 利用头颈有限元模型研究散打运动中颈椎韧带损伤的风险 [J]. 医用生物力学, 2017, 32(1): 38-45.
- LIU Y, LI N, XIONG W, *et al.* Risk of cervical ligament injury in Sanda combat (Chinese boxing) by using the finite element head-neck model [J]. J Med Biomech, 2017, 32(1): 38-45.
- [20] HUANG LY, XU KW, LU J. A study of the process and kinetics of electrochemical deposition and the hydrothermal

- synthesis of hydroxyapatite coatings [J]. J Mater Sci Mater Med, 2000, 11(1): 667-673.
- [21] KHOR KA, GU YW, PAN D, et al. Microstructure and mechanical properties of plasma sprayed HA/YSZ/Ti-6Al-4V composite coatings [J]. Biomaterials, 2004, 25(18): 4009-4017.
- [22] INAGAKI M, YOKOGAWA Y, KAMEYAMA T. Effects of plasma gas composition on bond strength of hydroxyapatite/titanium composite coatings prepared by rf-plasma spraying [J]. J Eur Ceram Soc, 2006, 26(4-5): 495-499.
- [23] 王三民. 机械设计计算手册 [M], 北京: 化学工业出版社, 2009: 121-134.
- [24] 韩宝军, 何琼, 彭光怀. 时效热处理对 WE43 镁合金组织与力学性能的影响 [J]. 热加工工艺, 2015, 44(8): 169-171.
- [25] 石文静, 卞健从, 姜磊. 挤压铸造和热处理对 WE43 镁合金组织与性能的影响 [J]. 特种铸造及有色合金, 2019, 39(5): 572-576.
- [26] 尹冬松. 医用镁合金力学性能与腐蚀行为研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2008.

· 致读者 ·

论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前言必须开门见、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx 水平”或“填补 xx 空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过 250 字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体质量、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长、繁琐、不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有 P 值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论、包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。

本刊编辑部