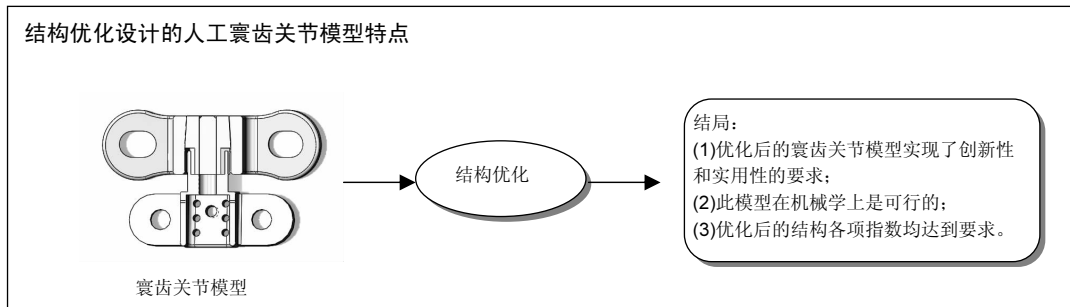


人工寰齿关节结构优化设计及仿真分析

熊胜¹, 陈希良¹, 王云峰¹, 胡勇²(¹中国科学院宁波材料技术与工程研究所, 浙江省宁波市 315201; ²宁波市第六医院, 浙江省宁波市 315000)

引用本文: 熊胜, 陈希良, 王云峰, 胡勇. 人工寰齿关节结构优化设计及仿真分析[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(48):7169-7174.
DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.2016.48.004 ORCID: 0000-0003-3228-686X(熊胜)

文章快速阅读:



熊胜, 男, 1991年生, 汉族, 湖北省人, 硕士。

通讯作者: 陈希良, 博士, 研究员, 博士生导师。中国科学院宁波材料技术与工程研究所, 浙江省宁波市 315201

中图分类号: R318

文献标识码: A

文章编号: 2095-4344

(2016)48-07169-06

稿件接受: 2016-09-10

文题释义:

分析静力学: 是指以一般质点系为力学模型, 以作用在系统上有功力的功或有势力为基础, 应用数学分析方法得出平衡的普遍规律。

寰枢关节: 是第一颈椎寰椎和第二颈椎枢椎之间连结的总称, 包括 3 个独立的关节, 即 2 个寰枢外侧关节和 1 个寰枢正中关节。

摘要

背景: 有研究表明传统的各种寰枢关节模型具有良好的生物力学特性, 然而不能完全满足人体的要求。基于前人研究的基础, 拟通过对寰枢椎关节的要求进行分析, 探讨出一种不仅能预防寰枢关节不稳, 而且能使枢椎部件具有一定的灵活性的结构, 使之更满足人体的需要。

目的: 利用有限元法分析颅颈交界处寰枢椎外侧关节受扭矩后变化, 利用静力学分析探讨寰齿关节模型的三维运动学性能和疲劳寿命以及安全系数。

方法: 利用三维造型和有限元软件建立寰齿关节三维有限元模型, 对优化后的结构在静力学分析里面进行疲劳分析, 围绕模型中心轴施加 0.5 N·m 的转矩, 通过对仿真分析的结果进行分析, 从而评估优化后的寰齿关节模型的性能和寿命。

结果与结论: 传统的寰齿关节模型是通过销钉固定在体内, 枢椎不能转动且外形有缺陷, 优化后的结构不仅能使寰齿关节保持良好的稳定性又能使其具有关节运动功能, 限位块的添加使其具有一定的转动角度且不至于超出限制的旋转角度。由于实际要求, 应考虑到操作方便、安置牢固、较少甚至消除副损伤, 寰齿关节应选用钛合金材质, 各部分零件尺寸的选取都需要达到实际要求。结果说明, 优化后的寰齿关节模型实现了创新性和实用性的要求, 通过实验证明在机械学上是可行的, 优化后的结构各项指数均达到要求。

关键词:

骨科植入物; 数字化骨科; 寰齿关节; 有限元分析; 结构优化; 静力学分析; 限位块; 旋转轴套; 疲劳分析; 钛合金; 旋转角度; 寿命分析

主题词:

组织工程; 寰枢关节; 有限元分析; 疲劳

Xiong Sheng, Master,
Ningbo Institute of
Materials Technology and
Engineering, Chinese
Academy of Sciences,
Ningbo 315201, Zhejiang
Province, China

Corresponding author:
Chen Xi-liang, M.D.,
Researcher, Doctoral
supervisor, Ningbo Institute
of Materials Technology
and Engineering, Chinese
Academy of Sciences,
Ningbo 315201, Zhejiang
Province, China

Optimization design and simulation analysis of artificial atlanto-odontoid joint structure

Xiong Sheng¹, Chen Xi-liang¹, Wang Yun-feng¹, Hu Yong² (¹Ningbo Institute of Materials Technology and Engineering, Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315201, Zhejiang Province, China; ²Ningbo Sixth Hospital, Ningbo 315000, Zhejiang Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Studies have shown that traditional models of atlanto-axial joints have good biomechanical properties, but they cannot completely meet the requirements of the human body. Based on the basis of predecessors' research, this article will explore a kind of atlanto-axial joint which can not only prevent its instability but also make the structure of axis parts a certain flexibility to make it meet the needs of the human body through the analysis of the requirement of atlanto-axial vertebral joints.

OBJECTIVE: To analyze the torque change at the junction of cranial cervical vertebra lateral atlanto-axial joint by using finite element analysis, and discuss three-dimensional motion mechanical properties and fatigue life and safety factor of the atlanto-axial vertebral models using statics analysis.

METHODS: Fatigue analysis was conducted in the static analysis for the optimized structure in the three-dimensional atlanto-axial vertebral models using finite element analysis. Torque of 0.5 N·m was put on the fixed plate. The performance and life span of the optimized model were evaluated by analyzing the results of simulation analysis.

RESULTS AND CONCLUSION: The traditional model of the atlanto-odontoid joint is fixed by a pin in the body. The axis cannot rotate and the appearance is defective. The optimized artificial atlanto-odontoid joint can rebuild the good stability of atlanto-axial joints and can retain its movement function. The improved structure not only has a certain rotating angle, but also can limit the rotating angle of the model in a certain torque by the limit block. Because of the actual requirements, in order to lay solid, easy to operate, keep the motor functioning and avoid injury, atlanto-odontoid joint should use titanium alloy material. The selection of parameters has certain requirements. These results suggested that the optimized artificial atlanto-odontoid joint has met the commands of creativity and utility, which has feasibility in mechanics. All the parameters meet the requirements in the optimized structure.

Subject headings: Tissue Engineering; Atlanto-Axial Joint; Finite Element Analysis; Fatigue

Cite this article: Xiong S, Chen XL, Wang YF, Hu Y. Optimization design and simulation analysis of artificial atlanto-odontoid joint structure. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2016;20(48):7169-7174.

0 引言 Introduction

人体寰齿关节分布于颅颈交界处, 具有稳定脊柱、运动、传递载荷和承上启下等功能^[1]。全脊柱结构最薄弱和活动最大的运动部位就是寰枢椎关节, 该节段如若丧失了稳定性便会逐渐压迫上颈髓和延髓, 这不仅会引起局部功能障碍, 甚至将导致瘫痪乃至死亡。创伤(齿状突骨折、寰枢椎韧带断裂)、先天性畸形(齿状突缺如发育不全、齿状突小骨)、上颈椎炎症(如结核、感染、类风湿性关节炎)、上颈椎肿瘤均可造成寰枢关节不稳及神经压迫, 利用有限元法可以较完整分析人工寰齿关节固定模型的受力情况^[2]。临床工作中, 比较常见的疾患是寰枢椎关节破坏或畸形引起的寰齿关节脱位与不稳^[3]。为了满足人体需求, 人工寰齿关节的研制必不可少。人工寰齿关节植入人体后, 旋转角度应接近于人体所需, 这样有利于应力的传递, 不会发生应力集中^[4]。研究表明, 传统的寰枢关节模型具有比较好的稳定性, 但是仍然有潜在的旋转不稳趋势^[5]。本文拟通过对寰枢椎关节

的要求进行分析, 探讨出一种不仅能预防寰枢关节不稳, 而且能使枢椎部件具有一定的灵活性的结构, 使之更满足人体的需要。

有研究对枕寰枢复合体模型施加符合人体要求的 1.5 N·m 转矩, 进行静力学分析, 通过试验数据和结果评估产品的寿命^[6]。有研究通过对模型施加 1.5, 1.0, 0.5, 0.3 N·m 的纯扭矩, 对上颈椎旋转模型进行有限元分析, 可发现在不同力矩下, 其运动旋转曲线及应力曲线呈现明显的非线性关系, 随着力矩增加, 角位移变化逐渐减小, 而各部位所受的应力逐渐增大^[7]。王小平^[8]对寰齿关节模型进行仿真, 依据所得的 von-mises 应力云图计算寰齿关节的疲劳寿命得到优化后的人工寰齿关节结构。还有研究建立了一种新的寰枢椎复合体三维有限元模型, 可以很好的模拟寰枢椎复合体的生物力学特性。通过仿真分析得出结论: 寰枢椎复合骨折的生物力学机制可能与过伸+压缩和过屈+压缩两种载荷相关^[9]。国外也有研究通过对自主设计的动态模型进行非线性

有限元分析, 以确定模型参数, 然后对比例模型进行静态试验, 以验证模型的有效性^[10]。国外有学者建立一个有限元模型, 然后用Adams软件建立一个优化后的更复杂的模型, 结果表明两种模型性能上是相似的并且与实验测得的轴向力一致, 结果库仑摩擦系数在模型中被确定^[11]。有研究通过用锯材方面的粘结构做成寰枢关节模型, 性能得到大幅度提升, 但是限制使用这些关节模型的问题之一是没有标准规定它们的大小和设计^[12]。有研究在矢状位、冠状位的多平面CT重建模型中, 用几个定量的参数可以无损伤区分患者的颅颈牵拉损伤程度^[13]。

以往研究出了多种寰枢关节模型, 具有良好的生物力学特性, 然而不能完全满足人体的要求, 基于前人研究的基础, 本文拟通过对寰枢椎关节的要求进行分析, 探讨出一种不仅能预防寰枢关节不稳, 而且能使枢椎部件具有一定的灵活性的结构, 使之更满足人体的需要。实验通过solidworks建立三维模型, 然后导入ansys14.0软件里建立寰齿关节的有限元模型, 按照手术要求在ansys软件的静力学分析板块里对有限元模型进行相应的加载。将寰枢部位进行约束, 对枢椎连接台中心轴底部施加0.5 N·m的转矩, 观察模型的总变形、等效应力分布、等效弹性应变分布和疲劳寿命, 通过查阅相关资料并联系实际, 判定是否达到理想效果并在后续考虑是否需要相应的改进。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 数字化骨科实验。

1.2 时间及地点 于2015年1月至2015年5月在宁波市第六医院神经病学实验室完成。

1.3 对象 根据中国人解剖学数值^[14], 选择一位无头颈部外伤、手术及其他疾病史的成年健康男性志愿者, 身高175 cm, 体质量65 kg, 通过正位及侧位片排除其颈椎先天性畸形和病变, 获取其一例枕骨和颈椎的CT扫描图像。

1.4 方法

1.4.1 方案设计 人工寰齿关节置换后, 当其发生剪切和屈伸运动时, 关节间的接触应力如若过大, 易造成磨损、引起假体松动和假体或骨的破坏; 具有潜在旋转不稳的趋势。因此改进人工寰齿关节设计亟待解决的问题主要是: ①如何减少应力集中; ②减少磨损; ③增大疲劳强度; ④增加人工寰齿关节置放的长期稳定性。

以往的寰齿关节由于结构不稳定, 可旋转角度大, 外形不够完善, 安装不太方便并且不完全符合人体结构

要求, 因此本文对寰齿关节进行了如下改进: ①两侧侧块固定板的结构改进为圆形; ②寰齿前弓板的螺钉孔设为椭圆形, 固定板的螺钉孔设为圆形; ③寰齿前弓板和固定板的外形均改为椭圆形; ④在旋转轴套两侧开通两道槽使固定板能够在槽内有一定的活动度; ⑤在旋转轴套上增加一块限位板以限制旋转轴套的转动。

设计的人工寰齿关节主要由寰椎部件、旋转轴套和枢椎部件3个部件组成。寰椎部件即寰椎前弓, 它的组成部分主要包括寰椎前弓板、两侧侧块固定板及旋转轴套。与寰椎相连的两块侧块固定板左右对称, 侧块固定板长12.5 mm, 宽7.0 mm, 板厚2.0 mm, 结构为长方形加椭圆形, 呈前弓状。两侧侧块固定板上各设计两个长12.5 mm, 宽9.0 mm的椭圆形螺钉孔, 将螺钉孔进行一定的倒角以便于螺钉的钉入。旋转轴套呈楔形圆柱状, 内径3.5 mm, 其与寰椎连接台紧密配合, 旋转轴套直径为8.0 mm, 高为10.0 mm。枢椎连接台的结构为前宽后窄空心网眼楔形状, 枢椎连接台宽高均为9.5 mm。与枢椎相连的两块侧块固定板左右对称, 长宽均为9.0 mm, 板厚2.0 mm, 结构为长方形加椭圆形, 两块固定板各设计两个直径为3.5 mm螺钉孔, 枢椎连接台上的凸台为直径为7.0 mm, 高为3.0 mm的圆柱状, 凸台中心为一根直径为3.0 mm, 高为10.0 mm的圆柱状轴; 凸台两侧对称分布有两根半径为0.5 mm, 高为4.0 mm的半圆柱状齿状突^[15]。详见图1。

1.4.2 建模及仿真分析 确定寰齿关节各部位尺寸, 在solidworks里进行三维建模后, 导入有限元分析软件Ansys 15.0中, 查阅符合模型的材质, 绘制出相应的S-N曲线, 见图2。然后对模型进行体网格划分, 赋予钛合金材质, 对寰椎部件和旋转轴套进行约束, 然后围绕转轴对底座施加0.5 N·m的转矩, 进行有限元分析计算, 得出寰齿关节模型的总变形图、等效应力图、疲劳寿命和安全系数图, 计算寰齿关节的使用寿命是否满足要求。

2 结果 Results

2.1 寰枢椎关节有限元模型的特点 实验建立的寰枢椎关节有限元模型外观逼真, 与实物几何相似性好。寰枢部位、旋转轴套和限位块共包含19 088个节点, 10 288个单元; 枢椎部位共包含15 957个节点, 8 254个单元。通过对模型进行大致的实验和分析可知, 模型在正常和旋转工况下各部位体外实验结果和模型在相似载荷和边界条件下的结果大体相同, 应力云图与优化前的对比也验证了模型的可行性和优越性。

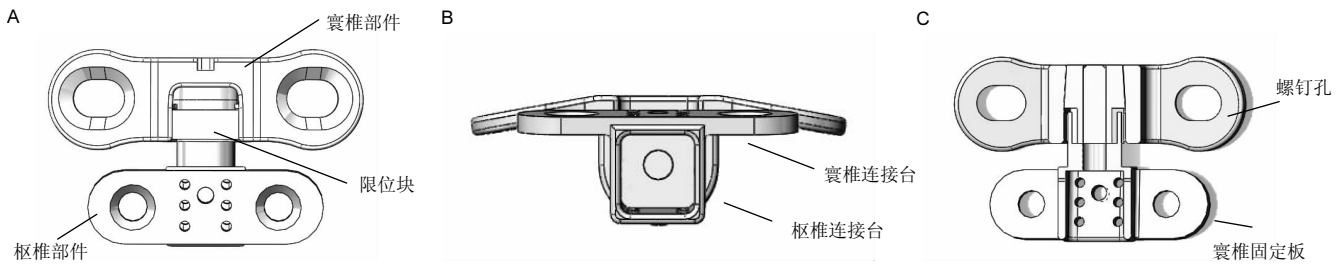


图1 在 solidworks 内建立的寰齿关节模型
Figure 1 Models of atlanto-odontoid joint established in solidworks
图注: 图中 A 为主视图; B 为仰视图; C 为剖面图。

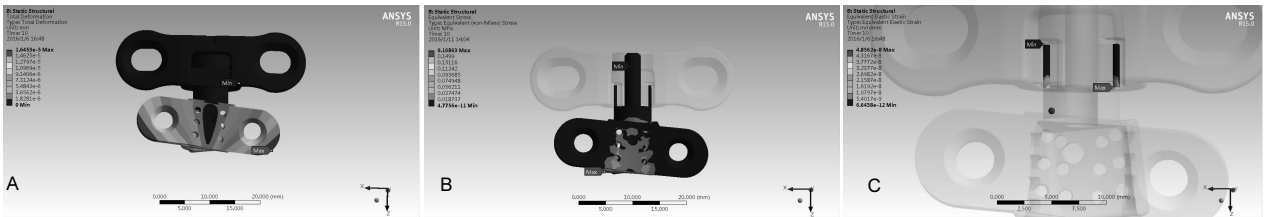


图3 寰齿关节模型在 workbench 内静力学分析结果
Figure 3 Statics analysis of models of atlanto-odontoid joint in workbench
图注: 图 A 为总变形图, 寰椎部件右下方变形量最大; B 为等效应力图, 寰椎中间部位受力最大; C 为等效弹性应变图, 右齿状突下方应变最大, 左齿状突上方变形量最小。

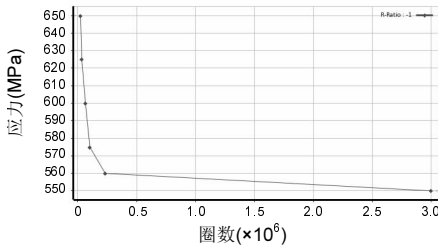


图2 钛合金的 S-N 曲线
Figure 2 S-N curves of titanium alloy

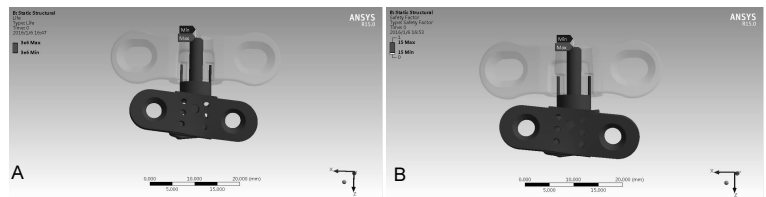


图4 寰齿关节模型示意图
Figure 4 Models of atlanto-odontoid joint
图注: 图中 A 为寿命图; B 为安全系数图。

2.2 寰枢椎关节有限元模型的数据分析结果 通过对改进后的寰齿关节模型进行力学分析和疲劳分析后得到的具体数据可知: 由图3A知当对寰齿关节模型施加 0.5 N·m 的转矩后, 模型最大变形在右侧固定板的右下角处, 为 1.645×10^{-5} mm, 前弓板的孔右下侧变形为 0; 由图3B知固定板的最小应力集中在中心轴上, 为 4.7756×10^{-11} Mpa, 最大应力集中在枢椎连接台底部, 为 0.07 MPa; 由图3C知齿状突的弹性应变较小, 为 6.6438×10^{-12} - 4.8562×10^{-8} mm/mm, 此数据皆满足要求, 故不会发生断裂; 由图4A知进行疲劳分析后可知寰齿关节模型关键部位齿状突的疲劳寿命为 3×10^6 cycles; 由图4B知寰枢椎关节模型的安全系数为最大值 15。由仿真分析结果可知, 此寰枢椎关节模型的安全系数为 15; 按 1 个正常成年人寰枢椎关节每天运动 200 cycles 计算, 可知此寰枢椎关节模型可正常使用 40 年以上; 绕枢椎连接台中心轴施加 0.5 N·m 转矩后, 寰枢椎关节模型所受应力为 $(0.07-4.78) \times 10^{-11}$ MPa。前路经寰枢椎关节锁定钛板内固

定下应力集中部位主要为螺钉经枢椎连接台底部及钉孔部, 其最大值出现在枢椎连接台底部, 应力大小为 0.07 MPa。综上可知, 优化后的寰枢椎关节模型的安全性, 疲劳寿命和强度均满足要求。

3 讨论 Discussion

通过仿真分析和实验观察, 实验设计的人工寰齿关节置换术不仅能使模型在体内保持稳定, 还能保留其运动和旋转功能, 跟以往寰齿关节相比具有更大的灵活性。此外, 通过对材质进行改进和加限位块对其稳定性进行改进, 可以实现技术上的要求, 不仅能提高寰枢椎关节的疲劳强度和寿命, 还能使置换后的寰枢椎关节有一定的活动度, 可以方便植入, 比以往寰齿关节具有更简便的结构和更长的使用寿命。优化后的人工寰齿关节在解剖学和机械学上是科学有效的^[16-29]。从有限元的分析可以看出, 在旋转状态下, 侧块关节受到的应力最大, 与传统寰齿关节相比, 圆滑的外形可以增加其应力极限以

提升使用周期^[30-45]。因此从模拟分析计算结果的基础分析来看,设计的结构具有明显的优越性。

文章创新点:①两侧侧块固定板的结构改进为圆形;②寰齿前弓板的螺钉孔设为椭圆形,固定板的螺钉孔设为圆形;③寰齿前弓板和固定板的外形均改为椭圆形;④在旋转轴套两侧开通两道槽使固定板能够在槽内有一定的活动度;⑤在旋转轴套上增加一块限位板以限制旋转轴套的转动。

此结构与以往的结构相比优势在于:①以往的寰枢关节模型是通过销轴固定后钉入组织内,结构固定无活动度,改善后的结构比较灵活,枢椎部件有一个大约 15° 的最优旋转角度,满足人体组织运动的要求;②以往的结构棱角分明,不利于植入且容易对肌肉造成损伤,改进后的结构利于植入且比较圆滑不会伤及到周围组织。

作者贡献: 实验设计为第一作者和通讯作者,实验实施为第一、二、三、四作者,实验评估为第二作者和通讯作者,资料收集为第一、二作者。

利益冲突: 所有作者共同认可文章内容不涉及相关利益冲突。

伦理问题: 实验过程中对人体组织的处置符合 2007 年《人体生物医学研究伦理条例》相关伦理学标准的条例,实验方案中有关人体组织伦理问题已经宁波市第六医院实验动物伦理委员会讨论批准,经患者和相关家属知情同意,并签署知情同意书。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审,符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 熊胜作者对研究和文章出现的不端行为承担责任。文章中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

4 参考文献 References

[1] 杨明浩,高文雷,金乾坤,等.颅颈交界区畸形寰枢外侧关节生物力学稳定性的有限元分析[J].重庆医学,2015,44(29):4070-4072.

[2] 胡勇,赵红勇,谢辉,等.人工寰齿关节置换后寰枢关节有限元模型的建立及其有效性验证[C].2013中国工程院科技论坛暨浙江省骨科学学术年会论文摘要集.2013.

[3] 胡勇,赵红勇,谢辉,等.人工寰齿关节置换后寰枢关节有限元模型的建立[J].中华实验外科杂志,2013,30(7):1422-1424.

[4] 胡勇,何贤嶂,徐荣明,等.人工寰齿全关节置换后对寰枢关节稳定性和三维运动生物力学评价[J].中华实验外科杂志,2009,26(6):715-717.

[5] 卢一生,贾连顺.寰枢关节的三维运动规律及其测量[J].中华创伤杂志,1995,21(1):1-3.

[6] 杨生,孟春玲,王鹏,等.枕寰枢复合体有限元模型的建模研究[J].计算机仿真,2011,28(1):268-272.

[7] 丁欣.上颈椎三维有限元模型的建立与分析[D].厦门:厦门大学,2014.

[8] 王小平.上颈椎损伤的有限元模型研究[D].汕头:汕头大学,2008.

[9] 王雷,柳超,田纪伟,等.寰枢椎复合体三维有限元模型的建立与寰枢椎复合骨折机制的有限元分析[J].中国矫形外科杂志,2012,20(24):2276-2279.

[10] Qin ZY, Yan SZ, Chu FL, et al. Dynamic analysis of clamp band joint system subjected to axial vibration. J Sound Vibration. 2010;329(21):4486-4500.

[11] Serveto S, Mariot JP, Diaby M, et al. Modelling and measuring the axial force generated by tripod joint of automotive drive-shaft. Multibody System Dynamics. 2008;19(3):209-226.

[12] Chans DO, Cimadevila JE, Gutiérrez EM, et al. Model for predicting the axial strength of joints made with glued-in rods in sawn timber. Construction Building Materials. 2010;24(9):1773-1778.

[13] Chang W, Alexander MS. Diagnostic determinants of craniocervical distraction injury in adults. Am J Roentgenol. 2009;192(1):52-58.

[14] 袁嘉阳,王华,薛刚,等.桡侧腕掌屈肌伴掌长肌副腱一例[J].解剖学研究,2014,36(1):76-76.

[15] 胡勇,杨述华,谢辉,等.人工寰齿关节设计依据及可行性分析[J].中国骨伤,2007,20(9):587-591.

[16] Zang Q, Liu Y, Wang D, et al. An Experimental Biomechanical Study on Artificial Atlanto-odontoid Joint Replacement in Dogs. Clin Spine Surg. 2016.

[17] Hu Y, Dong WX, Hann S, et al. Construction of Finite Element Model for an Artificial Atlanto-Odontoid Joint Replacement and Analysis of Its Biomechanical Properties. Turk Neurosurg. 2016;26(3):430-436.

[18] McCahon RA, Evans DA, Kerlake RW, et al. Cadaveric study of movement of an unstable atlanto-axial (C1/C2) cervical segment during laryngoscopy and intubation using the Airtraq®, Macintosh and McCoy laryngoscopes. Anaesthesia. 2015;70(4):452-461.

[19] Boszczyk BM, Littlewood AP, Putz R. A geometrical model of vertical translation and alar ligament tension in atlanto-axial rotation. Eur Spine J. 2012;21(8):1575-1579.

[20] Schoenfeld AJ, Bono CM, Reichmann WM, et al. Type II odontoid fractures of the cervical spine: do treatment type and medical comorbidities affect mortality in elderly patients? Spine (Phila Pa 1976). 2011;36(11):879-885.

- [21] Takatori R, Tokunaga D, Hase H, et al. Three-dimensional morphology and kinematics of the craniovertebral junction in rheumatoid arthritis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35(23):E1278-E1284.
- [22] Lu B, He X, Zhao CG, et al. Biomechanical study of artificial atlanto-odontoid joint. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(18):1893-1899.
- [23] Pillai P, Baig MN, Karas CS, et al. Endoscopic image-guided transoral approach to the craniovertebral junction: an anatomic study comparing surgical exposure and surgical freedom obtained with the endoscope and the operating microscope. *Neurosurgery*. 2009;64(5 Suppl 2):437-442
- [24] Dmitriev AE, Lehman RA Jr, Helgeson MD, et al. Acute and long-term stability of atlantoaxial fixation methods: a biomechanical comparison of pars, pedicle, and intralaminar fixation in an intact and odontoid fracture model. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(4):365-370.
- [25] Kelly BP, Glaser JA, DiAngelo DJ. Biomechanical comparison of a novel C1 posterior locking plate with the harms technique in a C1-C2 fixation model. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008;33(24):E920-E295.
- [26] Nishizawa S, Yamaguchi M, Matsuzawa Y. Interlaminar fixation using the atlantoaxial posterior fixation system (3XS system) for atlantoaxial instability: surgical results and biomechanical evaluation. *Neurol Med Chir (Tokyo)*. 2004;44(2):61- 67.
- [27] Melcher RP, Puttlitz CM, Kleinstueck FS, et al. Biomechanical testing of posterior atlantoaxial fixation techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(22):2435-2440.
- [28] Puttlitz CM, Goel VK, Clark CR, et al. Pathomechanisms of failures of the odontoid. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000;25(22):2868-2876.
- [29] Puttlitz CM, Goel VK, Clark CR, et al. Biomechanical rationale for the pathology of rheumatoid arthritis in the craniovertebral junction. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000; 25(13):1607-1616.
- [30] Wang M, Wang L, Li P, et al. A novel modelling and simulation method of hip joint surface contact stress. *Bioengineered*. 2016.
- [31] Dousteyssier B, Molimard J, Hamitouche C, et al. Patient dependent knee modeling at several flexion angles: a study on soft tissues loadings. *Ann Phys Rehabil Med*. 2016;59S:e32-e33.
- [32] Ayati BP, Kapitanov GI, Coleman MC, et al. Mathematics as a conduit for translational research in post-traumatic osteoarthritis. *J Orthop Res*. 2016.
- [33] Matsuyama K, Ishidou Y, Guo YM, et al. Finite element analysis of cementless femoral stems based on mid- and long-term radiological evaluation. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016;17(1):397.
- [34] Stender ME, Regueiro RA, Ferguson VL. A poroelastic finite element model of the bone-cartilage unit to determine the effects of changes in permeability with osteoarthritis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2016.
- [35] Bess S, Harris JE, Turner AW, et al. The effect of posterior polyester tethers on the biomechanics of proximal junctional kyphosis: a finite element analysis. *J Neurosurg Spine*. 2016.
- [36] Oba M, Inaba Y, Kobayashi N, et al. Effect of femoral canal shape on mechanical stress distribution and adaptive bone remodelling around a cementless tapered-wedge stem. *Bone Joint Res*. 2016;5(9): 362-369.
- [37] Yin L, Liao TC, Yang L, et al. Does Patella Tendon Tenodesis Improve Tibial Tubercle Distalization in Treating Patella Alta? A Computational Study. *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(11):2451-2461.
- [38] Hamid KS, Scott AT, Nwachukwu BU, et al. The Role of Fluid Dynamics in Distributing Ankle Stresses in Anatomic and Injured States. *Foot Ankle Int*. 2016,
- [39] Panagiotopoulou O, Rankin JW, Gatesy SM, et al. A preliminary case study of the effect of shoe-wearing on the biomechanics of a horse's foot. *PeerJ*. 2016;4: e2164.
- [40] McCarty CA, Thomason JJ, Gordon KD, et al. Finite-Element Analysis of Bone Stresses on Primary Impact in a Large-Animal Model: The Distal End of the Equine Third Metacarpal. *PLoS One*. 2016;11(7): e0159541.
- [41] Bruna-Rosso C, Arnoux PJ, Bianco RJ, et al. Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation under Compression Loads. *Int J Spine Surg*. 2016;10:16.
- [42] Hejazi S, Rouhi G, Rasmussen J. The effects of gastrocnemius-soleus muscle forces on ankle biomechanics during triple arthrodesis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2016.
- [43] Lee N, Ji GY, Yi S, et al. Finite Element Analysis of the Effect of Epidural Adhesions. *Pain Physician*. 2016; 19(5): E787-E793.
- [44] Naghibi Beidokhti H, Janssen D, et al. A comparison between dynamic implicit and explicit finite element simulations of the native knee joint. *Med Eng Phys*. 2016;38(10):1123-1130.
- [45] Lutz F, Mastel R, Runge M, et al. Calculation of muscle forces during normal gait under consideration of femoral bending moments. *Med Eng Phys*. 2016;38(9): 1008-1015.