

# 一种新型植骨重建钛网的三维有限元研究

陈宇,陈德玉,杨立利,王新伟,袁文,田海军,张伟,马跃,缪锦皓

**【摘要】** 目的 研究新型植骨重建钛网的生物力学特点及其避免术后沉陷的有效性。方法 设计并研制了一种新型的植骨重建钛网,以现有钛网为研究对照,建立使用2种钛网的椎体次全切除植骨重建手术的三维有限元模型,施加载荷,模拟术后颈椎活动,分别在屈曲、侧屈及扭转3种工况下施加73.6 N的预载荷,观察钛网、钢板以及相邻椎体终板的应力分布。**结果** 在3种不同工况条件下,使用新型植骨重建钛网较使用现有钛网可使钢板承受应力减低1.48~3.95 MPa(23.5%~41.3%),钛网承受应力增加0.61~1.13 MPa(12.2%~22.2%),相邻椎体下终板承受应力降低0.41~1.43 MPa(27.7%~44.9%),相邻椎体上终板承受应力降低0.91~1.42 MPa(28.0%~38.6%)。结论 颈前路椎体次全切除减压术中使用新型钛网进行植骨重建可一定程度上增加手术节段稳定性,降低术后钛网沉陷的可能性。

**【关键词】** 颈椎; 截骨术; 骨移植; 外科网; 设备失败; 有限元分析

**【中图分类号】** R 318.01 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1672-2957(2010)05-0290-05

**【DOI】** doi:10.3969/j.issn.1672-2957.2010.05.009

**Three-dimensional finite elements study of a new titanium mesh cage for bone grafting** CHEN Yu, CHEN Deyu, YANG Lili, WANG Xinwei, YUAN Wen, TIAN Haijun, ZHANG Wei, MA Yue, MIAO Jinhao. Department of Orthopaedics, Changzheng Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200003, China

**【Abstract】 Objective** To study the biomechanical features of a new type titanium mesh cage and its effectiveness in avoiding postoperative subsidence. **Methods** A new type titanium mesh cage was designed. Two three-dimensional finite element models of anterior cervical corpectomy and fusion with new type titanium mesh cage or current type titanium mesh cage were established. The models were tested under preliminary loading of 73.6 N to simulate cervical physical action including flexion, lateral bending and rotation. The stress distribution of titanium mesh cage, cervical plate and adjacent vertebral endplates were compared between 2 models. **Results** Under 3 preliminary loading, comparing with current type titanium mesh cage, the new type titanium mesh cage made the stress distribution of cervical plate decreased by 1.48~3.95 MPa (23.5%~41.3%), and the stress distribution of TMC increased by 0.61~1.13 MPa (12.2%~22.2%), and the stress distribution of the adjacent upper vertebral endplate decreased by 0.41~1.43 MPa (27.7%~44.9%), and the stress distribution of the adjacent below vertebral endplate decreased by 0.91~1.42 MPa (28.0%~38.6%). **Conclusion** Anterior cervical corpectomy and fusion with new type titanium mesh cage will be helpful for increasing the segment stability and decreasing the possibility of postoperative titanium mesh cage subsidence.

**【Key words】** Cervical vertebrae; Osteotomy; Bone transplantation; Surgical mesh; Equipment failure; Finite element analysis

J Spinal Surg, 2010, 8(5):290~294

颈前路椎体次全切除减压植骨融合术在临幊上被广泛应用于退变、创伤及肿瘤等多种颈椎疾病的治疗。目前临幊手术中减压后所采用的植骨重建方式主要包括自体髂骨或腓骨植骨,同种异体骨植骨及采用钛网的原位植骨3种。采用钛网的原位植骨较其他植骨方式操作相对方便,同时可避免供骨

基金项目:上海市科委基金资助(074119629)

作者简介:陈宇(1981~),博士,主治医师

作者单位:200003 上海,第二军医大学附属长征医院骨科

通信作者:陈德玉 chenspine@yahoo.com

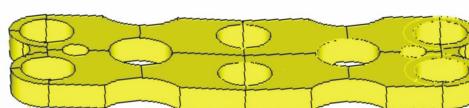
区并发症的发生,具有较高的植骨融合率,因此临幊应用最为广泛<sup>[1~4]</sup>。然而术后钛网较易发生沉陷,并可能导致患者出现颈肩部疼痛、神经症状复发以及内固定失败等。尽管已有研究表明钛网沉陷可能与患者年龄、性别、融合节段、骨质疏松及终板处理等多方面因素有关,但目前临幊上所使用的钛网其外形与人类颈椎椎体的形态不完全相符,此种设计上的缺陷也是术后钛网沉陷的一个极为重要的原因<sup>[5~8]</sup>。因此,本研究在前期完成对160例国人颈

椎椎体终板倾斜度测量获得相应解剖学数据的基础上<sup>[9]</sup>,结合手术中的实际临床经验设计了一套相对符合颈椎椎体形态学特点的新型植骨重建钛网并研制出样品,以期其使用可减少或避免术后钛网沉陷,提高手术疗效。本研究通过建立三维有限元模型,模拟颈前路椎体次全切除减压钛网植骨钢板固定术,比较使用新型钛网和现有钛网2种手术模型的生物力学特点,来评价新型钛网的有效性。

## 1 材料和方法

### 1.1 新型钛网的设计

新型钛网由柱状主体及两端独特外形设计的终板接触面组成。柱状主体与现有钛网相同为中空,周壁为镂空的网状结构。新型钛网上端终板接触面呈弧形,下端终板接触面向后上方倾斜,倾斜角度为10°,与相邻椎体的上下终板解剖学形态相符。同时两端的上下终板接触面在原有柱状主体的基础上环形向四周延伸,延伸宽度为2 mm,进一步扩大钛网与临近椎体终板的接触面。根据手术椎体次全切除减压槽的长度和宽度不同,新型钛网设计了不同型号已备术中选用。该新型钛网设计已申请实用新型专利,其实物图见图1(专利号:ZL 200720070668.9)。



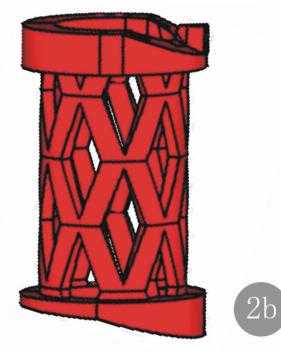
2c



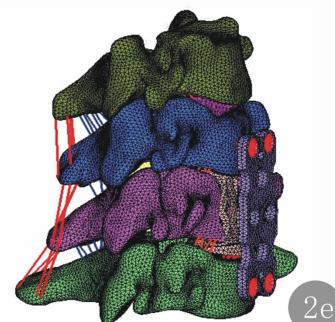
2d



2a



2b



2e

**图1** 新型钛网的正、侧面实物图 **图2** 建立2种钛网的C<sub>5</sub>椎体次全切除钛网植骨钢板固定三维有限元模型 **a** 现有钛网带垫片 **b** 新型钛网 **c** 钢板 **d** 使用现有钛网的C<sub>5</sub>椎体次全切除钛网植骨钢板固定三维有限元模型 **e** 使用新型钛网的C<sub>5</sub>椎体次全切除钛网植骨钢板固定三维有限元模型

**Fig. 1** Anterior and lateral view of the new type titanium mesh cage. **Fig. 2** Three-dimension finite element models of C<sub>5</sub> corpectomy and fusion with 2 types of titanium mesh cage were established. **a** The current type titanium mesh cage with end caps. **b** The new type titanium mesh cage. **c** Cervical plate. **d** The three-dimension finite element model of C<sub>5</sub> corpectomy and fusion with the current type titanium mesh cage. **e** The three-dimension finite element model of C<sub>5</sub> corpectomy and fusion with the new type titanium mesh cage.

### 1.2 三维有限元模型建立及载荷施加

采用Mimics软件读取CT连续薄层扫描所获得的颈椎骨性结构数据。采用Geomagic Studio软件分节段重建下颈椎C<sub>3~6</sub>椎体及椎间盘等结构的三维几何实体模型。采用Ansys 10.0软件对模型进行网格划分,重建韧带及小关节结构,并将各个部位材料的弹性模量、泊松比等材料系数以及特征值输入模型<sup>[10~13]</sup>。采用UG以及Hypermesh软件建立钛网和钢板模型,并分别建立使用2种钛网的C<sub>5</sub>椎体次全切除术钛网植骨钢板固定的三维有限元模型(见图2)。在C<sub>3</sub>上面施加73.6 N的预载荷,运动附加力矩为1.8 N·m,定义好模型的约束和载荷条件后采用Ansys 10.0软件分析在颈椎前屈、侧屈及扭转3种工况下的应力分布特点。

### 1.3 应力分布情况分析

比较使用新型钛网和现有钛网2种手术三维有限元模型在屈曲、侧屈(左)及扭转(左)3种载荷加载状态下的钢板、钛网以及钛网与椎体终板接触面应力分布情况:①将钢板分为左上、右上、左下、右下4个区域,记录钢板不同区域内的最大应力值;②环绕钛网圆柱形主体中心位置1周均等取6点,记录钢板不同位点的应力值;③将椎体终板分为左前、左

中、左后、中前、正中、中后、右前、右中、右后9个象限,记录相邻C<sub>4</sub>椎体下终板和C<sub>6</sub>椎体上终板不同象限内的最大应力值。

## 2 结 果

在屈曲、侧屈(左)及扭转(左)3种加载状态下使用新型钛网和现有钛网2种手术模型其钢板、钛网以及相邻上下椎体终板的各标记点应力分布情况见表1~4。不同载荷条件下各标记点应力均值计算结果显示使用新型钛网较现有钛网可有效降低钢板所受应力,屈曲载荷下应力下降1.48 MPa(23.5%),侧屈载荷下应力下降2.05 MPa(30.5%),扭转载荷下应力下降3.95 MPa(41.3%)。使用新型钛网较现有钛网所受应力增加,屈曲载荷下应力增加1.13 MPa(22.2%),侧屈载荷下应力增加0.92 MPa(15.3%),扭转载荷下应力增加0.61 MPa(12.2%)。使用新型

钛网较现有钛网可有效降低C<sub>4</sub>椎体下终板和C<sub>6</sub>椎体上终板所受应力,其中C<sub>4</sub>椎体下终板屈曲载荷下应力下降1.19 MPa(39.5%),侧屈载荷下应力下降1.43 MPa(44.9%),扭转载荷下应力下降0.41 MPa(27.7%);C<sub>6</sub>椎体上终板屈曲载荷下应力下降0.99 MPa(28.0%),侧屈载荷下应力下降1.42 MPa(38.6%),扭转载荷下应力下降0.91 MPa(32.5%)。

## 3 讨 论

颈前路椎体次全切除减压钛网植骨重建手术由于具有手术视野大、操作方便、减压彻底及疗效确切等众多优点,在临幊上已被广泛应用于退变、创伤及肿瘤等多种颈椎疾病的治疗,成为目前颈椎外科最为常用的手术方式。然而随着该手术方式的广泛应用,长期随访观察发现采用钛网的原位植骨重建方式仍存在一定的缺陷,钛网沉陷可导致术后原有的

**表1** 2种模型钢板表面在各种状态下应力分布情况(MPa)  
**Tab.1** The stress distribution of cervical plate under preliminary loading in 2 models (MPa)

| 钢板表面不同区域<br>Different area of plate | 新型钛网<br>New titanium mesh cage |               |                | 现有钛网<br>Current titanium mesh cage |               |                |
|-------------------------------------|--------------------------------|---------------|----------------|------------------------------------|---------------|----------------|
|                                     | 屈曲<br>Flexion                  | 侧屈<br>Bending | 扭转<br>Rotation | 屈曲<br>Flexion                      | 侧屈<br>Bending | 扭转<br>Rotation |
| 左上<br>Left superior                 | 4.46                           | 4.62          | 5.40           | 5.94                               | 6.54          | 9.32           |
| 右上<br>Right superior                | 5.02                           | 4.80          | 5.83           | 6.68                               | 7.35          | 10.04          |
| 左下<br>Left inferior                 | 4.86                           | 4.56          | 5.62           | 6.32                               | 6.63          | 9.47           |
| 右下<br>Right inferior                | 4.92                           | 4.73          | 5.57           | 6.26                               | 6.40          | 9.41           |
| 均值<br>Mean value                    | 4.82                           | 4.68          | 5.61           | 6.30                               | 6.73          | 9.56           |

**表2** 2种模型钛网表面在各种状态下应力分布情况(MPa)  
**Tab.2** The stress distribution of titanium mesh cage under preliminary loading in 2 models (MPa)

| 钛网表面不同点<br>Different points of cage | 新型钛网<br>New titanium mesh cage |               |                | 现有钛网<br>Current titanium mesh cage |               |                |
|-------------------------------------|--------------------------------|---------------|----------------|------------------------------------|---------------|----------------|
|                                     | 屈曲<br>Flexion                  | 侧屈<br>Bending | 扭转<br>Rotation | 屈曲<br>Flexion                      | 侧屈<br>Bending | 扭转<br>Rotation |
| 1                                   | 6.57                           | 6.52          | 5.51           | 4.95                               | 5.64          | 4.91           |
| 2                                   | 6.13                           | 7.71          | 5.94           | 4.79                               | 6.24          | 5.34           |
| 3                                   | 6.97                           | 7.56          | 5.73           | 5.43                               | 6.52          | 5.22           |
| 4                                   | 5.93                           | 6.73          | 5.68           | 5.37                               | 6.14          | 5.13           |
| 5                                   | 6.28                           | 6.63          | 5.52           | 5.24                               | 5.83          | 4.82           |
| 6                                   | 5.49                           | 6.48          | 5.26           | 4.83                               | 5.72          | 4.56           |
| 均值<br>Mean value                    | 6.23                           | 6.94          | 5.61           | 5.10                               | 6.02          | 5.00           |

**表3** 2种模型C<sub>4</sub>椎体下终板表面在各种状态下应力分布情况(MPa)  
**Tab.3** The stress distribution of C<sub>4</sub> vertebral lower endplate under preliminary loading in 2 models (MPa)

| C <sub>4</sub> 下终板表面象限<br>Different area of C <sub>4</sub><br>vertebral lower endplate | 新型钛网<br>New titanium mesh cage |               |                | 现有钛网<br>Current titanium mesh cage |               |                |
|--|--------------------------------|---------------|----------------|------------------------------------|---------------|----------------|
|  | 屈曲<br>Flexion                  | 侧屈<br>Bending | 扭转<br>Rotation | 屈曲<br>Flexion                      | 侧屈<br>Bending | 扭转<br>Rotation |
| 左前<br>Left anterior  | 1.87                           | 2.42          | 1.25           | 3.24                               | 4.01          | 1.64           |
| 左中<br>Left middle  | 1.95                           | 2.63          | 1.13           | 3.12                               | 3.93          | 1.72           |
| 左后<br>Left posterior   | 1.94                           | 2.32          | 0.94           | 2.67                               | 3.84          | 1.47           |
| 中前<br>Middle anterior  | 1.56                           | 1.58          | 1.22           | 2.62                               | 3.10          | 1.52           |
| 正中<br>Middle middle  | 1.46                           | 1.56          | 1.26           | 2.24                               | 2.75          | 1.42           |
| 中后<br>Middle posterior   | 2.06                           | 1.72          | 1.08           | 3.82                               | 3.23          | 1.38           |
| 右前<br>Right anterior   | 1.79                           | 1.13          | 0.89           | 3.36                               | 2.74          | 1.45           |
| 右中<br>Right middle   | 1.82                           | 1.22          | 0.92           | 3.28                               | 2.82          | 1.34           |
| 右后<br>Right posterior  | 1.91                           | 1.34          | 0.93           | 2.72                               | 2.39          | 1.42           |
| 均值<br>Mean value   | 1.82                           | 1.77          | 1.07           | 3.01                               | 3.20          | 1.48           |

**表4** 2种模型C<sub>6</sub>椎体上终板表面在各种状态下应力分布情况(MPa)  
**Tab.4** The stress distribution of C<sub>6</sub> vertebral upper endplate under preliminary loading in 2 models (MPa)

| C <sub>6</sub> 上终板表面象限<br>Different area of C <sub>6</sub><br>vertebral upper endplate | 新型钛网<br>New titanium mesh cage |               |                | 现有钛网<br>Current titanium mesh cage |               |                |
|--|--------------------------------|---------------|----------------|------------------------------------|---------------|----------------|
|  | 屈曲<br>Flexion                  | 侧屈<br>Bending | 扭转<br>Rotation | 屈曲<br>Flexion                      | 侧屈<br>Bending | 扭转<br>Rotation |
| 左前<br>Left anterior  | 2.67                           | 3.68          | 2.18           | 3.10                               | 4.61          | 2.83           |
| 左中<br>Left middle  | 2.62                           | 3.13          | 2.03           | 3.16                               | 4.43          | 2.74           |
| 左后<br>Left posterior   | 2.24                           | 3.02          | 1.75           | 4.15                               | 4.83          | 2.92           |
| 中前<br>Middle anterior  | 2.78                           | 2.01          | 2.22           | 3.25                               | 3.46          | 2.46           |
| 正中<br>Middle middle  | 2.36                           | 1.67          | 1.67           | 3.24                               | 3.34          | 2.37           |
| 中后<br>Middle posterior   | 2.28                           | 2.34          | 1.58           | 4.40                               | 3.82          | 3.68           |
| 右前<br>Right anterior   | 2.72                           | 1.34          | 1.97           | 3.36                               | 2.78          | 2.65           |
| 右中<br>Right middle   | 2.67                           | 1.67          | 1.88           | 3.28                               | 2.67          | 2.42           |
| 右后<br>Right posterior  | 2.62                           | 1.46          | 1.76           | 3.92                               | 3.16          | 3.13           |
| 均值<br>Mean value   | 2.55                           | 2.26          | 1.89           | 3.54                               | 3.68          | 2.80           |

颈椎曲度和椎间高度丢失,致使患者出现颈肩部疼痛、神经症状复发以及钢板螺钉断裂内固定失败等并发症,成为影响该手术方式疗效的重要原因<sup>[14~19]</sup>。

既往对于术后钛网沉陷国内外学者均进行了一定的研究,结果发现导致患者术后钛网沉陷的原因可能包括患者自身骨质疏松、终板刮除过多、过度撑

开、钛网-终板接触不贴附、接触面小及钛网修建不当,并有针对性的提出了相应的对策以减少和避免术后钛网沉陷,如术前筛选骨质疏松患者、术中减少终板刮除、避免过度撑开及使用有垫片的钛网等<sup>[20,21]</sup>。上述措施一定程度上降低了术后钛网沉陷的发生率,然而目前现有钛网设计形态上的固有缺陷并没有解决。临幊上所使用的钛网最大的问题在于其规则的外形设计与不规则的颈椎椎体终板形状不相符,造成钛网与椎体终板的实际接触仅在后方的2或3个点上,应力传递过于集中。此外,钛网在使用前需根据减压槽长度在融合器两端进行修剪,经修剪后的融合器与相邻椎体终板接触局限在10~12个点上,并且钛网接触点往往较为锐利,容易刺入椎体终板造成沉陷。本研究在前期对中国人颈椎椎体终板倾斜度测量的相应解剖学数据的基础上,结合手术中的实际临床经验,设计了一套新型植骨重建钛网。新型钛网通过改进钛网终板接触面的外形设计,使其更符合人体颈椎椎体终板形态特点,扩大钛网-终板接触面,并在此基础上充分利用颈前路手术椎间隙水平减压范围大的特点将钛网两端的端面向外延伸,进一步扩大钛网-终板接触面,从而达到分散应力分布、避免术后钛网沉陷及增加手术节段生物力学稳定性的目的。

本研究通过建立2种钛网的颈前路C<sub>5</sub>椎体次全切除减压钛网植骨融合手术的三维有限元模型,比较两者在屈曲、侧屈及扭转3种不同工况下钛网、钢板及钛网与上下椎体终板接触面的应力分布,结果表明采用新型钛网较原有钛网可有效降低钛网与椎体终板接触面以及颈前路钢板的应力分布。其结果显示使用新型钛网可降低或避免术后钛网发生沉陷的可能性,增加手术节段的稳定性,避免内固定失败等并发症的发生,为其临床应用提供了充实的理论基础。当然其确切的作用以及是否能够维持良好的植骨融合率还有待于进一步的临床应用及随访结果加以证明。

此外,尽管有限元分析法是颈椎生物力学研究中的有效方法之一,但是有限元法还不能达到与人体完全仿真的程度。例如不能考虑肌肉的作用,生物力学分析不够全面;有些组织材料性质还不清楚,有些参数均参考国外文献,与实际的数值可能存在差别;实验结果只在模型的条件下有效,而人体本身是有组织活性的生物,有一个生长、成熟和衰老的过程,有限元模型只能反应机体某一点、某一刻的力学特性,不能反应其整个过程。这些不足之处可能会一定程度上影响本实验结果的准确性。

## 参 考 文 献

[1] Majd ME, Vadhma M, Holt RT. Anterior cervical reconstruction using titanium cages with anterior plating [J]. Spine ( Phila Pa

- 1976), 1999, 24(15):1604~1610.
- [2] Eck KR, Bridwell KH, Ungacta FF, et al. Analysis of titanium mesh cages in adults with minimum two year follow up [J]. Spine ( Phila Pa 1976), 2000, 25(18):2407~2415.
- [3] Riew KD, Rhee JM. The use of titanium mesh cages in the cervical spine [J]. Clin Orthop Relat Res, 2002, (394):47~54.
- [4] Chuang HC, Cho DY, Chang CS, et al. Efficacy and safety of the use of titanium mesh cages and anterior cervical plates for interbody fusion after anterior cervical corpectomy [J]. Surg Neurol, 2006, 65(5):464~471.
- [5] Hasegawa K, Abe M, Washio T, et al. An experimental study on the interface strength between titanium mesh cage and vertebra in reference to vertebral bone mineral density [J]. Spine ( Phila Pa 1976), 2001, 26(8):957~963.
- [6] Dorai Z, Morgan H, Coimbra C. Titanium cage reconstruction after cervical corpectomy [J]. J Neurosurg, 2003, 99(1 Suppl):3~7.
- [7] Narotam PK, Pauley SM, McGinn GJ. Titanium mesh cages for cervical spine stabilization after corpectomy: a clinical and radiological study [J]. J Neurosurg, 2003, 99(2 Suppl):172~180.
- [8] Hee HT, Majd ME, Holt RT, et al. Complications of multilevel cervical corpectomies and reconstruction with titanium cages and anterior plating [J]. J Spinal Disord Tech, 2003, 16(1):1~9.
- [9] 郭永飞,陈德玉,王良意,等.颈椎椎体终板倾斜角的影像学测量[J].中国临床康复,2003,7(14):2006~2007.
- [10] Akamaru T, Kawahara N, Sakamoto J, et al. The transmission of stress to grafted bone inside a titanium mesh cage used in anterior column reconstruction after total spondylectomy: a finite-element analysis [J]. Spine ( Phila Pa 1976), 2005, 30(24):2783~2787.
- [11] Ha SK. Finite element modeling of multi-level cervical spinal segments (C3-C6) and biomechanical analysis of an elastomer-type prosthetic disc [J]. Med Eng Phy, 2006, 28(6):534~541.
- [12] Ng HW, Teo EC, Lee KK, et al. Finite element analysis of cervical spinal instability under physiologic loading [J]. J Spinal Disord Tech, 2003, 16(1):55~65.
- [13] Wheeldon JA, Pintar FA, Knowles S, et al. Experimental flexion/extension data corridors for validation of finite element models of the young, normal cervical spine [J]. J Biomech, 2006, 39(2):375~380.
- [14] Kanayama M, Hashimoto T, Shigenobu K, et al. Pitfalls of anterior cervical fusion using titanium mesh and local autograft [J]. J Spinal Disord Tech, 2003, 16(6):513~518.
- [15] van Jonbergen HP, Spruit M, Anderson PG, et al. Anterior cervical interbody fusion with a titanium box cage: early radiological assessment of fusion and subsidence [J]. Spine J, 2005, 5(6):645~649.
- [16] Bartels RH, Donk RD, Feuth T. Subsidence of stand-alone cervical carbon fiber cages [J]. Neurosurgery, 2006, 58(3):502~508.
- [17] Daubs MD. Early failures following cervical corpectomy reconstruction with titanium mesh cages and anterior plating [J]. Spine ( Phila Pa 1976), 2005, 30(12):1402~1406.
- [18] Sasso RC, Ruggiero RA Jr, Reilly TM, et al. Early reconstruction failures after multilevel cervical corpectomy [J]. Spine ( Phila Pa 1976), 2003, 28(2):140~142.
- [19] Chen Y, Chen D, Guo Y, et al. Subsidence of titanium mesh cage: a study based on 300 cases [J]. J Spinal Disord Tech, 2008, 21(7):489~492.
- [20] 徐建伟,贾连顺,陈德玉,等.颈前路椎体次全切除钛网植骨早期塌陷的探讨[J].中国矫形外科杂志,2002,10(13):1267~1269.
- [21] 郭永飞,陈德玉,徐建伟,等.颈前路钛网植骨融合术后钛网沉陷的原因分析[J].中国脊柱脊髓杂志,2005,15(17):409~413.

(收稿日期:2010-03-17)

(本文编辑 于倩)