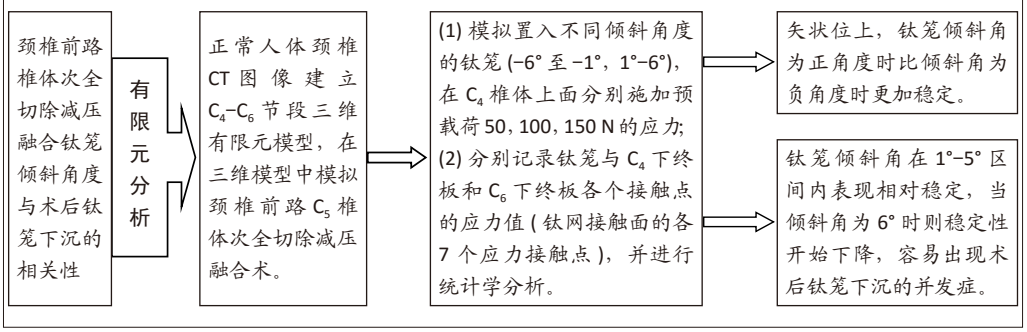
颈椎前路椎体次全切除减压融合钛笼倾斜角度与术后钛笼下沉的有限元分析

李智斐[1]，杨 尹[2]，陈华龙[3]，梁钦秋[2]，钟远鸣[1]，张翼升[1]

https://doi.org/10.12307/2023.919
投稿日期：2022-10-31
采用日期：2023-02-08
修回日期：2023-02-28
在线日期：2023-03-11
中图分类号：
R459.9；R318；R619
文章编号：
2095-4344(2024)09-01313-07
文献标识码：A

文章快速阅读：有限元法分析颈椎前路椎体次全切除减压融合钛笼倾斜角度与术后钛笼下沉的相关性



文题释义：

颈椎前路椎体次全切除减压：是指从颈椎前入路对椎体进行部分切除，从而达到脊髓减压的目的，在切除部位置入钛笼替代切除的椎体部位，并进行固定，称为颈椎前路椎体次全切除减压术。

有限元分析：利用数学近似的方法对真实物理系统(几何和载荷工况)进行模拟，并利用简单而又相互作用的元素，即单元，就可以用有限数量的未知量去逼近无限未知量的真实系统。

摘要

背景：颈椎前路椎体次全切除减压融合是治疗颈椎退行性疾病的常规手段，钛笼是椎体次全切后维持颈椎稳定的重要植入物，近几年临床发现，术后很多患者出现钛笼下沉等并发症，其原因存在很大争议。

目的：探讨颈椎前路椎体次全切除减压融合钛笼倾斜角度与术后钛笼下沉的内在生物力学关系。

方法：通过正常人体颈椎CT图像建立C_4–C_6节段三维有限元模型，在三维模型中模拟颈椎前路C_5椎体次全切除减压融合，并模拟置入不同倾斜角度的钛笼(−6°至−1°称之为负角度，即钛笼前缘短于钛笼后缘为负角度；1°−6°称之为正角度，即钛笼前缘长于钛笼后缘为正角度)。在C_4椎体上分别施加预载荷50，100和150 N的应力作用，记录钛笼与C_4下终板和C_6上终板各个接触点的应力值(钛网接触面的各7 个应力接触点)，并进行统计学分析。

结果与结论：①钛笼倾斜角正角度组和负角度组分别在C_4椎体施加50，100和150 N应力下产生的数据经Mann-Whitn检验发现，差异均有显著性意义($P < 0.05$)；钛笼倾斜角正角度组在50，100和150 N应力条件下，其离散系数均小于负角度组；②在C_4椎体施加50，100和150 N应力条件下，钛笼倾斜角正角度组内Wilcoxon符号秩检验发现当角度设为1°−5°时，差异无显著性意义($P > 0.05$)；但当钛笼倾斜角设为6°时，差异有显著性意义($P < 0.05$)；③在C_4椎体施加50，100和150 N应力条件下，钛笼倾斜角负角度组内Wilcoxon符号秩检验发现当倾斜角设为−1°至−6°时，差异无显著性意义($P > 0.05$)；④提示矢状位上，钛笼倾斜角为正角度时比倾斜角为负角度时更加稳定，更加适合临床使用；钛笼倾斜角在1°−5°区间内表现相对稳定，当倾斜角为6°时则稳定性开始下降，容易出现术后钛笼下沉的并发症，临床上根据术中情况更适合选用倾斜角度在1°−5°的钛笼，以提高疗效。

关键词：颈椎；颈椎前路椎体次全切除；钛笼倾斜角；有限元分析；生物力学

缩略语：颈椎前路椎体次全切除减压融合术：anterior cervical corpectomy and fusion，ACCF

Finite element analysis of the correlation between tilt angle of titanium cage and postoperative subsidence of titanium cage after anterior subtotal cervical corpectomy, decompression and fusion

Li Zhifei[1], Yang Yin[2], Chen Hualong[3], Liang Qinqiu[2], Zhong Yuanming[1], Zhang Yisheng[1]

[1]First Affiliated Hospital of Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China; [2]Graduate School of Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China; [3]Yulin Bone Trauma Hospital, Yulin 537000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China

Li Zhifei, Master, Chief physician, First Affiliated Hospital of Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China

[1]广西中医药大学第一附属医院，广西壮族自治区南宁市 530000；[2]广西中医药大学研究生学院，广西壮族自治区南宁市 530000；[3]玉林市中西医结合骨伤医院，广西壮族自治区玉林市 537000

第一作者：李智斐，男，1980年生，河南省郏县人，汉族，2007年广西中医药大学毕业，硕士，主任医师，主要从事脊柱脊髓退行性疾病的研究。

共同第一作者：张翼升，1991年生，在读博士，主治医师，主要从事脊柱脊髓退行性疾病的诊疗研究。

通讯作者：张翼升，在读博士，主治医师，广西中医药大学第一附属医院，广西壮族自治区南宁市 530000

https://orcid.org/0000-0003-1984-1179 (李智斐)

基金资助：国家自然科学基金(82260942)，项目负责人：钟远鸣；广西重点研发计划(桂科AB20159018)，项目负责人：钟远鸣；广西一流学科项目(桂教科研[2018]12号)，项目负责人：钟远鸣

引用本文：李智斐，杨尹，陈华龙，梁钦秋，钟远鸣，张翼升. 颈椎前路椎体次全切除减压融合钛笼倾斜角度与术后钛笼下沉的有限元分析[J]. 中国组织工程研究，2024，28(9):1313-1319

Zhang Yisheng, Doctoral candidate, Attending physician, First Affiliated Hospital of Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China
Li Zhifei and Zhang Yisheng contributed equally to this article.
Corresponding author: Zhang Yisheng, Doctoral candidate, Attending physician, First Affiliated Hospital of Guangxi University of Chinese Medicine, Nanning 530000, Guangxi Zhuang Autonomous Region, China

Abstract

BACKGROUND: Anterior subtotal corpectomy, decompression and fusion is a conventional method to treat cervical degenerative diseases. A titanium cage is an important implant to maintain the stability of the cervical spine after subtotal corpectomy. In recent years, many patients have complications such as titanium cage sinking, which are highly controversial.

OBJECTIVE: To investigate the internal biomechanical relationship between the tilt angle of the titanium cage and postoperative titanium cage subsidence after anterior subtotal cervical corpectomy, decompression and fusion.

METHODS: A three-dimensional finite element model of the C_4–C_6 segment was established by CT images of a normal human cervical spine, in which the anterior subtotal resection, decompression and fusion of the C_5 vertebral body were simulated, and titanium cages with different tilt angles (−6° to −1° negative angle, that is, the front edge of titanium cage is shorter than the rear edge of titanium cage; 1° to 6° positive angle, that is, the front edge of titanium cage is longer than the rear edge of titanium cage) were placed. After setting the boundary conditions, preloads of 50, 100 and 150 N were applied respectively on the C_4 vertebral body. The stress value of each contact point between the titanium cage and C_4 lower-end plate and C_6 lower-end plate (seven stress contact points on the contact surface of titanium mesh) was recorded and statistical analysis was conducted.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The tilt angles of the titanium cage of the positive angle group and negative angle group under 50, 100 and 150 N stress respectively were found by Mann Whitn test, with $P < 0.05$, which was statistically significant. The dispersion coefficients of the positive angle group were smaller than those of the negative angle group under 50, 100 and 150 N stress conditions. (2) Under 50, 100 and 150 N stress conditions, the Wilcoxon sign rank test in the positive angle group of titanium cage tilt angle found that when the angle was set to 1° to 5°, the difference was not statistically significant ($P > 0.05$). However, when the tilt angle of the titanium cage was set to 6°, the difference was statistically significant ($P < 0.05$). (3) Under 50, 100 and 150 N stress conditions, the Wilcoxon sign rank test in the negative angle group of titanium cage tilt angle found that when the tilt angle was set to −1° to−6°, the difference was not statistically significant ($P > 0.05$). (4) It is concluded that in the sagittal position, the titanium cage with a positive tilt angle is more stable than with a negative tilt angle, which is more suitable for clinical use. The tilt angle of the titanium cage is relatively stable in the range of 1° to 5°. When the tilt angle is 6°, the stability starts to decline, which is easy to cause complications of titanium cage sinking after surgery. It is more suitable to select the titanium cage with a tilt angle of 1° to 5° according to the clinical situation during surgery to improve the efficacy.

Key words: cervical vertebra; anterior subtotal cervical corpectomy; tilt angle of titanium cage; finite element analysis; biomechanics

Funding: *the National Natural Science Foundation of China, No. 82260942 (to ZYM); Guangxi Key Research & Development Plan, No. AB20159018 (to ZYM); Guangxi First-Class Discipline Project, No. [2018]12 (to ZYM)*

How to cite this article: *LI ZF, YANG Y, CHEN HL, LIANG QQ, ZHONG YM, ZHANG YS. Finite element analysis of the correlation between tilt angle of titanium cage and postoperative subsidence of titanium cage after anterior subtotal cervical corpectomy, decompression and fusion. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2024;28(9):1313-1319.*

0 引言 Introduction

颈椎前路椎体次全切除减压融合术 (anterior cervical corpectomy and fusion，ACCF) 是治疗多节段颈椎病变的常用手术方式，其适用于脊髓型颈椎病、颈椎损伤、颈椎管狭窄或颈椎肿瘤等颈椎疾病，具有手术时间短、出血少、减压效果好等优点 [1-2]，从而广受脊柱外科医生的青睐。一般在手术过程当中，都会安装椎体替代物，以恢复椎间隙高度、重建和维持颈椎的稳定性 [3-4]，传统的替代物主要有自体髂骨、腓骨和大块同种异体骨。近年来，随着医疗器械的发展，钛笼成为 ACCF 术中的主要椎体替代物，因其高度可调节、支撑力强、不用另外自体取骨等优势在临床上被广泛使用 [5-9]。但是，在临床中发现，采用钛笼置入的 ACCF 术后可出现钛笼下沉、椎体切割、钢板和螺钉松动、钛笼脱垂和假关节形成等手术并发症，其中钛笼下沉为最常见的并发症 [10]。同时，经随访发现，钛笼下沉与钛笼倾斜角具有明显的相关性，为进一步研究钛笼倾斜角度对 ACCF 术后钛笼下沉的影响及其相关性，此文建立 C_5 椎体次全切除后 C_4–C_6 节段置入钛笼的三维有限元模型，通过模型探讨钛笼不同倾斜角度对邻椎终板应力分布的影响，从而得出钛笼倾斜角度与钛笼下沉的关系，同时为临床提供理论依据。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 有限元基础力学实验，计量资料为非正态分布，故采用非参数检验，组间比较采用 Mann-Whitney *U* 检验，组内比较采用 Wilcoxon 符号秩检验两两比较的方法。

1.2 时间及地点 实验于 2021 年 7 月至 2022 年 7 月在广西中医药大学第一附属医院脊柱骨伤科完成。

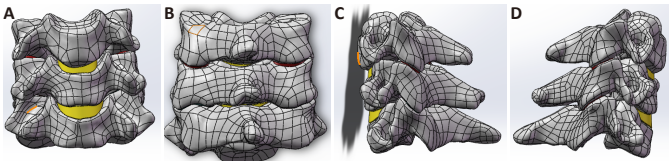
1.3 材料 选择 1 名 22 岁男性健康志愿者，均匀体型，签署知情同意书，行颈椎 C_3–C_7 节段的 CT 扫描。该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》和广西中医药大学第一附属医院对研究的相关伦理要求。

1.4 方法

1.4.1 建立 C_4–C_6 的三维有限元模型 选择 1 名正常成年人男子，并行颈椎 C_3–C_7 节段的 CT 扫描，以 Dicom 格式存贮图像数据。打开 Mimics Research 20.0 接口，选择导入 DCM 格式原始断层图像。Mimics 将提取的像素存储在遮罩中，使用 Mimics 提供的一系列工具编辑和修改遮罩，以提取所需的组织，然后从编辑的遮罩生成三维图像，生成 C_4–C_6 外形结构的初步三维图像。利用三维自由造型系统 Geomagic Wrap 2017 (64 bit) 对模型进行处理，逐步形成光顺的颈椎三维图形。正常颈椎模型的建立以 SLDPRT 格式导入 SOLIDWORKS 2017 软件中，完成颈椎模型的重建，建立纤维环、髓核以及关节软骨，并对模型部件进行配合，建立完整的下颈椎 C_4–C_6 节段无损有限元模型 (**图 1**)。

1.4.2 构建 ACCF 术式模型 模拟 ACCF 术式，切除 $C_{4/5}$ 椎间盘和 $C_{5/6}$ 椎间盘，然后从前至后切除 C_5 部分椎体、C_4 下软骨终板和 C_6 上软骨终板，减压槽宽度为 18.13 mm，并于减压区置入 Pyramesh 钛网 (长 26.5 mm、内径 8 mm、外径 10 mm，圆筒网状结构)，距离椎体前边缘 1 mm 左右，以钛笼上下接触点、椎体平面建立基准面互相配合，形成角度。

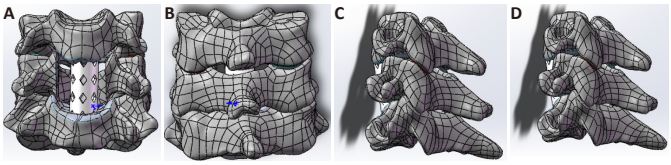
利用 C_4 椎体下椎体面和 C_6 椎体上椎体面作为切面，将钛网上下切割，并除去多余部分。利用三维软件 SOLIDWORKS 2017 建立钛笼几何模型，并与颈椎三维模型相配合，将模型导入 Abaqus CAE 2020 中划分网格，用于求解和后处理有限元运算，最终建立 ACCF 术式去钢板有限元模型 (图 2)。部位材料属性和相关参数见表 1。



图注：图 A–D 分别为模型正面、模型背面、模型左侧面及模型右侧面

图 1 ｜正常 C_4–C_6 三维有限元模型

Figure 1 ｜ Normal C_4–C_6 three-dimensional finite element model



图注：图 A–D 分别为模型正面、模型背面、模型左侧面及模型右侧面。椎体、钢板皆为刚性材料，会分摊载荷，为了减少其对实验结果的影响，故去钢板

图 2 ｜颈椎前路椎体次全切除减压融合去钢板的 C_4–C_6 三维有限元模型

Figure 2 ｜ C_4–C_6 three-dimensional finite element model of anterior subtotal cervical corpectomy, decompression and fusion stripped steel plate

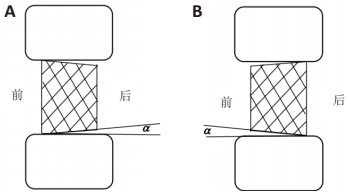
表 1 ｜各部位材料属性和相关参数

Table 1 ｜ Material properties and related parameters of each part

解剖结构	弹性模量 (MPa)	泊松比
皮质骨	10 000	0.30
松质骨	450	0.25
软骨终板	2 000	0.20
钛网	110 000	0.36

1.4.3　有限元模型的有效性验证　此次实验通过设定模型在工况下的边界条件，与以往的研究结果进行比较，来验证模型的有效性。模型的边界状态和载荷状况设定如下：①边界条件：约束最下位的 C_6 椎体下表面，使下表面各节点完全固定，最上位的 C_4 椎体不受任何约束，并接受载荷矢量；②载荷状况：对模型施加 150 N 的预载荷，对比其载荷－位移关系，并与相关文献记录对比 [11]，结论相符合，可用于实验。

1.4.4　设定边界条件和加载方式　将钛网与椎体进行绑定，无滑动及压缩变形。约束边界：C_6 椎体下缘所有节点各方向完全固定，C_4 不受任何约束，并接受载荷。假设条件：与此实验有关的生物材料的材料性质都假定为均匀的、连续的、各向同性的。在受力时，模型的各截面互不滑动，忽略各单元与材料的受力变形，具有足够的稳定性。在 C_4 上面分别施加 50，100，150 N 预载荷，在设定间接条件、加载方式后进行有限元模型计算，得出接触点在轴向压缩下的应力分布，最后进行数据整理对比，得出钛笼倾斜角度与钛笼下沉现象之间的关系，如图 3 所示。



图注：在矢状位上，C_6 椎体上终板平面和钛笼下缘所形成的平面夹角称之为钛笼倾斜角 α。钛笼前缘长于钛笼后缘为正角度，如图 A 所示；反之则为负角度，如图 B 所示

图 3 ｜钛笼倾斜角 α

Figure 3 ｜ Tilt angle α of titanium cage

1.4.5　有限元模型的计算　在 Abaqus CAE 2020 进行求解分析，模拟颈椎轴向压缩加载状态，求解上下椎体面－钛笼界面应力。根据钛笼形态构造，钛笼置入减压槽后，其两端分别与 C_4 椎体下终板、 C_6 椎体上终板面接触，各有 7 个应力点。将这 7 个应力点分别命名为左前点、右前点、左中点、右中点、左后点、右后点和后点，分别记录其应力值，用 von Mises stress 表示，如图 4 所示。

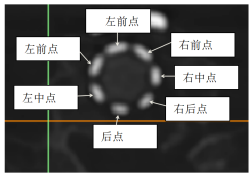


图 4 ｜钛笼应力点示意图

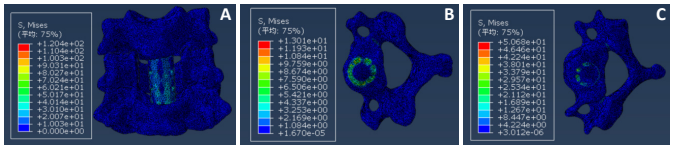
Figure 4 ｜ Stress points of a titanium cage

1.5　主要观察指标　在 C_4 椎体上面分别施加预载荷 50，100，150 N 的应力作用时，分别观察钛笼与 C_4 下终板和 C_6 上终板各个接触点的应力值 (钛网接触面的各 7 个应力接触点)。

1.6　统计学分析　数据采用 Minitab 18 统计学软件进行分析。计量资料为非正态分布，故采用非参数检验，组间比较采用 Mann-Whitney U 检验，组内比较采用 Wilcoxon 符号秩检验两两比较的方法。$P < 0.05$ 为差异有显著性意义。以变异系数衡量数据离散程度。文章统计学方法已经广西中医药大学第一附属医院生物统计学专家审核。

2　结果　Results

2.1　模型的应力分布云图　在 50，100，150 N 预载负荷下各角度钛笼的应力分布会在系统上生出应力分布云图，如钛笼倾斜角 −6° 时与 150 N 预载负荷产生的应力云图，见图 5。



图注：图 A 为钛笼正面应力分布；B 为 C_4 下终板应力分布；C 为 C_6 上终板应力分布

图 5 ｜在 −6°，150 N 预载负荷下模型的应力云图

Figure 5 ｜ Cloud chart of stress generated by −6° 150 N preload

2.2　在 50，100，150 N 预载负荷下各角度应力值及统计学数据

2.2.1　在 50 N 预载负荷下各角度应力值　在 50 N 载荷下，C_4 椎体下终板应力主要集中在左后点、右后点、右中点、左前点，C_6 椎体上终板应力主要集中在后点、右中点、右前点、左前点、左中点，见表 2。

表 2 | 在 50 N 预载负荷下各角度应力值 (MPa)
Table 2 | Stress values of various angles under 50 N preload

应力点	1°50 N	2°50 N	3°50 N	4°50 N	5°50 N	6°50 N
A 左后点	4.449	5.201	5.894	4.290	4.361	4.807
A 后点	3.220	3.473	2.866	3.345	3.285	9.882
A 右后点	4.549	4.415	5.611	4.769	8.986	10.310
A 右中点	4.371	5.062	4.240	5.098	4.181	4.195
A 右前点	3.590	4.907	3.441	3.837	3.716	3.114
A 左前点	4.899	7.997	4.758	11.400	4.947	4.342
A 左中点	7.489	4.572	3.801	4.979	5.122	3.774
B 左后点	4.809	4.908	6.401	4.938	7.929	10.300
B 后点	6.149	5.440	7.537	5.516	8.957	11.750
B 右后点	3.945	4.781	6.093	4.775	8.018	6.212
B 右中点	9.391	9.559	12.880	8.119	10.310	14.830
B 右前点	16.600	13.260	24.110	19.230	27.440	29.970
B 左前点	24.190	21.320	19.870	17.490	14.890	16.250
B 左中点	11.270	10.550	11.380	8.724	15.410	8.371
应力点	−1°50 N	−2°50 N	−3°50 N	−4°50 N	−5°50 N	−6°50 N
A 左后点	3.896	4.991	6.510	6.730	4.567	4.200
A 后点	8.024	3.773	10.850	6.383	3.011	2.976
A 右后点	4.773	4.186	5.054	4.439	3.613	4.012
A 右中点	4.435	4.446	4.393	4.075	4.547	4.337
A 右前点	4.263	4.421	4.217	3.345	3.674	3.599
A 左前点	7.444	4.795	4.728	3.805	3.770	4.286
A 左中点	4.287	4.669	5.200	4.041	7.694	4.139
B 左后点	3.162	3.388	4.523	2.650	3.219	2.648
B 后点	4.622	3.886	4.145	3.452	3.359	3.553
B 右后点	4.827	3.848	3.832	3.166	3.437	3.553
B 右中点	9.991	9.870	12.690	12.890	14.120	13.700
B 右前点	12.830	14.940	16.440	16.510	15.900	16.890
B 左前点	24.650	19.050	8.845	16.692	30.140	16.880
B 左中点	7.575	8.658	2.949	9.935	10.830	10.880

表注：A 代表 C_4 椎体下终板接触应力点，B 代表 C_6 椎体上终板接触应力点

表 3 | 在 100 N 预载负荷下各角度应力值 (MPa)
Table 3 | Stress values of various angles under 100 N preload

应力点	1°100 N	2°100 N	3°100 N	4°100 N	5°100 N	6°100 N
A 左后点	8.898	10.400	11.790	8.580	8.723	9.614
A 后点	6.440	6.946	5.732	6.690	6.571	19.760
A 右后点	9.099	8.291	11.220	9.537	17.970	20.630
A 右中点	8.743	10.120	8.480	10.200	8.362	8.390
A 右前点	7.180	9.813	6.883	7.674	7.432	6.228
A 左前点	9.799	15.990	9.516	22.800	9.893	8.683
A 左中点	14.980	9.144	7.602	9.959	10.240	7.549
B 左后点	9.619	9.816	12.800	9.876	15.860	20.610
B 后点	12.300	10.880	15.070	11.030	17.910	23.490
B 右后点	7.890	9.561	12.190	9.551	16.040	12.420
B 右中点	17.780	19.120	25.770	16.400	20.610	29.650
B 右前点	33.210	26.520	48.220	38.470	54.890	59.930
B 左前点	48.370	42.640	39.750	34.790	29.780	32.490
B 左中点	22.540	21.090	22.760	17.450	23.080	16.740
应力点	−1°100 N	−2°100 N	−3°100 N	−4°100 N	−5°100 N	−6°100 N
A 左后点	7.793	9.983	13.020	13.460	9.134	8.399
A 后点	16.050	7.545	21.700	12.770	6.023	5.952
A 右后点	9.546	8.372	10.110	8.879	7.227	8.024
A 右中点	8.869	8.892	8.787	8.149	9.095	8.674
A 右前点	8.526	8.842	8.434	6.690	7.347	7.197
A 左前点	14.890	9.589	9.457	7.690	7.540	8.571
A 左中点	8.575	9.339	10.400	8.082	15.390	8.278
B 左后点	6.324	6.777	5.897	9.241	6.437	5.296
B 后点	9.243	7.772	8.291	6.905	6.719	7.106
B 右后点	9.653	7.695	7.665	6.331	6.874	6.878
B 右中点	19.980	19.740	25.390	25.790	28.240	27.400
B 右前点	25.890	29.870	32.870	33.030	31.600	33.790
B 左前点	49.300	38.090	32.010	33.840	60.280	33.350
B 左中点	15.150	17.320	17.690	5.299	21.650	21.770

表注：A 代表 C_4 椎体下终板接触应力点，B 代表 C_6 椎体上终板接触应力点

2.2.2 在 100 N 预载负荷下各角度应力值 在 100 N 载荷下，C_4 椎体下终板应力主要集中在左后点、右后点、右中点、左前点，C_6 椎体上终板应力主要集中在后点、右中点、右前点、左前点、左中点，见**表 3**。

2.2.3 在 150 N 预载负荷下各角度应力值 在 150 N 载荷下，C_4 椎体下终板应力主要集中在左后点、右后点、右中点、左前点，C_6 椎体上终板面应力主要集中在后点、右中点、右前点、左前点、左中点，见**表 4**。

2.3 统计学结果

2.3.1 各种应力下不同角度间比较 见**表 5**。由于正负角度两组出现明显的差异，且基于临床使用钛笼的操作，正角度和负角度的倾斜角不会同时出现，因此以下分为正负角度两组进行比较。

2.3.2 在 50 N 应力下各角度统计学结果

(1) 正角度情况下 50 N 应力与负角度情况下 50 N 应力比较，差异有显著性意义 (P=0.010)。

(2) 正角度情况下，应力为 50 N 时，各角度比较显示：1°−5° 组内比较，差异无显著性意义 ($P > 0.05$)；6° 时，差异有显著性意义 ($P < 0.05$)，见**表 6**。

(3) 50 N 应力下负角度应力值比较显示：−1° 至 −6°50 N 组内比较，差异无显著性意义 ($P > 0.05$)，见表 6。

(4) 基于变异系数，负角 −50 N> 正角 −50 N，负角应力更加不均，因此正角 −50 N 在生物力学上表现更优，见**表 7**。

表 4 | 在 150 N 预载负荷下各角度应力值 (MPa)
Table 4 | Stress values of various angles under 150 N preload

应力点	1°150 N	2°150 N	3°150 N	4°150 N	5°150 N	6°150 N
A 左后点	13.350	15.600	17.680	12.870	13.080	14.420
A 后点	9.661	10.420	8.438	10.040	9.856	29.650
A 右后点	13.650	12.440	16.830	14.310	26.960	30.940
A 右中点	13.110	15.190	12.720	15.290	12.540	12.590
A 右前点	10.770	14.720	10.320	11.510	11.150	9.342
A 左前点	22.470	23.990	14.270	34.200	14.840	13.030
A 左中点	13.350	13.720	11.400	14.940	15.370	11.320
B 左后点	14.430	14.720	19.200	14.810	23.790	30.910
B 后点	18.450	16.320	22.610	16.550	26.870	35.240
B 右后点	11.830	14.340	18.280	14.330	24.050	18.640
B 右中点	28.170	28.680	38.650	24.600	30.920	44.480
B 右前点	49.810	39.780	72.330	57.700	82.330	89.900
B 左前点	72.560	63.970	59.620	52.460	44.670	48.740
B 左中点	33.800	31.640	34.130	26.170	34.620	25.110
应力点	−1°150 N	−2°150 N	−3°150 N	−4°150 N	−5°150 N	−6°150 N
A 左后点	11.690	14.970	19.530	20.190	13.700	12.600
A 后点	24.070	11.320	32.550	19.150	9.034	8.929
A 右后点	14.320	12.560	15.160	13.320	10.840	12.040
A 右中点	13.300	13.340	13.180	12.220	13.640	13.010
A 右前点	12.790	13.260	12.650	10.040	11.020	10.800
A 左前点	22.330	14.380	14.180	11.410	11.310	12.860
A 左中点	12.860	14.010	15.600	12.120	23.080	12.420
B 左后点	9.485	10.170	8.846	7.949	9.656	7.944
B 后点	13.860	11.660	12.440	10.360	10.080	10.660
B 右后点	14.480	11.540	11.500	9.497	10.310	10.320
B 右中点	29.970	29.610	38.080	38.680	42.370	41.100
B 右前点	38.840	44.810	49.310	49.540	47.390	50.680
B 左前点	73.950	57.140	48.020	50.760	90.430	50.030
B 左中点	22.730	25.970	26.530	29.810	32.480	32.650

表注：A 代表 C_4 椎体下终板接触应力点，B 代表 C_6 椎体上终板接触应力点

表 5 | 各种应力下正负角度组间比较
Table 5 | Comparison between positive and negative angles under various stresses

应力	n	统计量	P 值	应力	n	统计量	P 值
1°50 N	14	67.00	0.379	−1°50 N	14	69.00	0.315
2°50 N	14	76.00	0.149	−2°50 N	14	51.00	0.950
3°50 N	14	80.00	0.090	−3°50 N	14	63.00	0.530
4°50 N	14	74.00	0.187	−4°50 N	14	64.00	0.490
5°50 N	14	87.00	0.033	−5°50 N	14	60.00	0.660
6°50 N	14	89.00	0.024	−6°50 N	14	50.00	0.900
1°100 N	14	105.00	0.001	−1°100 N	14	105.00	0.001
2°100 N	14	105.00	0.001	−2°100 N	14	105.00	0.001
3°100 N	14	105.00	0.001	−3°100 N	14	105.00	0.001
4°100 N	14	105.00	0.001	−4°100 N	14	105.00	0.001
5°100 N	14	105.00	0.001	−5°100 N	14	105.00	0.001
6°100 N	14	105.00	0.001	−6°100 N	14	105.00	0.001
1°150 N	14	105.00	0.001	−1°150 N	14	105.00	0.001
2°150 N	14	105.00	0.001	−2°150 N	14	105.00	0.001
3°150 N	14	105.00	0.001	−3°150 N	14	105.00	0.001
4°150 N	14	105.00	0.001	−4°150 N	14	105.00	0.001
5°150 N	14	105.00	0.001	−5°150 N	14	105.00	0.001
6°150 N	14	105.00	0.001	−6°150 N	14	105.00	0.001

表 6 | 正、负角度情况下应力为 50 N 时各角度比较 (组内 Wilcoxon 符号秩检验)
Table 6 | Comparison of all angles when the stress is 50 N under positive and negative angles

样本	n	正角度		负角度	
		统计量	P 值	统计量	P 值
1°50 N	14	59.00	0.706	82.00	0.069
2°50 N	14	60.00	0.660	64.00	0.490
3°50 N	14	69.00	0.315	78.00	0.117
4°50 N	14	60.00	0.660	69.00	0.315
5°50 N	14	84.00	0.052	63.00	0.530
6°50 N	14	85.00	0.045	50.00	0.900

表 7 | 应力为 50 N 时正角度和负角度变异系数比较
Table 7 | Comparison of coefficient of variation between positive angle and negative angle when the stress is 50 N

变量	均值	标准差	变异系数
正角度 −50 N	8.398	5.937	70.70
负角度 −50 N	7.140	5.365	75.15

2.3.3 在 100 N 应力下各角度统计学结果

(1) 正角度情况下 100 N 应力与负角情况下 100 N 应力比较，组间差异有显著性意义 (P=0.013)。

(2) 正角度情况下，应力为 100 N 时各角度比较显示：1°−5°100 N 组内比较，差异无显著性意义 ($P > 0.05$)；6°100 N，差异有显著性意义 ($P < 0.05$)，见**表 8**。

表 8 | 正、负角度情况下应力为 100 N 时各角度比较 (组内 Wilcoxon 符号秩检验)
Table 8 | Comparison of all angles when the stress is 100 N under positive and negative angles

样本	n	正角度		负角度	
		统计量	P 值	统计量	P 值
1°100 N	14	59.00	0.706	82.00	0.069
2°100 N	14	60.00	0.660	63.00	0.530
3°100 N	14	69.00	0.315	83.00	0.060
4°100 N	14	60.00	0.660	62.00	0.572
5°100 N	14	84.00	0.052	63.00	0.530
6°100 N	14	85.00	0.045	50.00	0.900

(3) 100 N 应力下各负角度应力值比较显示：−1° 至 −6° 100 N 组内比较，差异无显著性意义 ($P > 0.05$)，见表 8。

(4) 基于变异系数，负角 100 N > 正角 100 N，负角应力更加不均，因此正角 100 N 在生物力学上表现更优，见**表 9**。

表 9 | 应力为 100 N 时正角度和负角度变异系数比较
Table 9 | Comparison of coefficient of variation between positive angle and negative angle when the stress is 100 N

变量	均值	标准差	变异系数
正角度 −100 N	16.70	11.80	70.64
负角度 −100 N	14.43	10.89	75.48

2.3.4 在 150 N 应力下各角度统计学结果

(1) 正角度情况下 150 N 应力与负角情况下 150 N 应力比较，组间差异有显著性意义 (P=0.019)。

(2) 正角度情况下，应力为 150 N 时，各角度比较显示：1°−5° 150 N 组内比较，差异无显著性意义 ($P > 0.05$)；6°150 N，差异有显著性意义 ($P < 0.05$)，见**表 10**。

表 10 | 正、负角度情况下应力为 150 N 时各角度比较 (组内 Wilcoxon 符号秩检验)
Table 10 | Comparison of all angles when the stress is 150 N under positive and negative angles

样本	n	正角度		负角度	
		统计量	P 值	统计量	P 值
1°150 N	14	59.00	0.706	82.00	0.069
2°150 N	14	60.00	0.660	63.00	0.530
3°150 N	14	69.00	0.315	83.00	0.060
4°150 N	14	60.00	0.660	69.00	0.315
5°150 N	14	84.00	0.052	63.00	0.530
6°150 N	14	85.00	0.045	50.00	0.900

(3)150 N 应力下各负角度应力值比较显示：−1° 至 −6° 150 N 组内比较，差异无显著性意义 ($P > 0.05$)，见表 10。

(4) 基于变异系数，负角 150 N > 正角 150 N，负角应力更加不均，因此正角 150 N 在生物力学上表现更优，见**表 11**。

表 11 | 应力为 150 N 时正角度和负角度变异系数比较
Table 11 | Comparison of coefficient of variation between positive angle and negative angle when the stress is 150 N

变量	均值	标准差	变异系数
正角度 −150 N	25.03	17.71	70.75
负角度 −150 N	21.83	16.33	74.84

2.4 统计学结果分析

2.4.1 正负角度组间比较分析 结合正负角度两组数据分别在 50，100 和 150 N 时 Mann-Whitn 检验结果发现，差异均有显著性意义 ($P < 0.05$)。综合其两组数据的离散系数，离散系数越小，其各点间的应力差别越小，就越有利于钛笼的稳定。正角度组在 3 种应力条件下，离散系数均小于负角度组，前者的各点间应力差别小，在生物力学上更趋于稳定。也就是表明正角度组形成的前长后短的钛笼形状比负角度组形成的前短后长的钛笼形状更加稳定。

2.4.2 在 3 种应力条件下正角度组组内比较分析 在 3 种应力条件下，正角度组内 Wilcoxon 符号秩检验发现 1°–5° 差异无显著性意义 ($P > 0.05$)；6° 时差异有显著性意义 ($P < 0.05$)。表明在 1°–5° 区间内各点应力差别不大，更趋于稳定。而 6° 时各点应力与前者度数相比有着明显差别，开始变得不稳定。因此，钛笼倾斜角在 1°–5° 区间内形成前长后短的钛笼形状更加稳定，不易下沉。

2.4.3 在 3 种应力条件下负角度组组内比较分析 在 3 种应力条件下，正角度组内 Wilcoxon 符号秩检验发现 −1° 至 −6°，差异无显著性意义 ($P > 0.05$)。结合其离散系数均大于正角度组的离散系数，表现各应力点之间应力值差别大。因此，负角度组钛笼倾斜角在 −1° 至 −6° 区间内形成的前长后短的钛笼形状不稳定，容易下沉。

3 讨论 Discussion

ACCF 是治疗颈部疾患的重要手术方式，如脊髓型颈椎病、颈椎间盘突出、后纵韧带骨化症、颈椎骨折或脱位等 [12]。传统植骨融合术有植骨块脱落并移位、假关节形成、植骨不融合等并发症，从而造成临床症状缓解不明显，并伴有术后长期疼痛 [13]。因此，随着医学水平的发展，众多的椎体替代物出现，其中钛质网笼在临床上广泛运用，并取得了良好的效果，但是该替代物也并非完美，也存在一些并发症，如钛笼下沉、椎体剪切等，这些并发症的发生可造成术后长期颈部疼痛、椎间高度丢失以及颈椎病症状复发等，对 ACCF 术预后产生严重影响。在众多研究中认为，钛笼直径、椎体撑开程度、钛笼倾斜角、钛笼前缘与邻近椎体前缘距离是颈椎 ACCF 术后出现钛笼下沉的独立危险因素，与患者年龄、性别以及术前颈椎功能无明显关系，提示手术因素是引起钛笼下沉的主要原因 [14-19]。

此次研究认为生物力学是影响该手术并发症的重要因素，而钛笼结构直接影响着术后的力学关系，以钛笼的倾斜角度关系最为密切。从钛笼形状上看出，钛笼上下端及与上下椎体间的接触处呈点状分布，容易形成应力分布不均现象，应力容易集中，进而成为钛笼下沉的因素之一 [20-21]。有学者通过设计新型颈椎前路可固定式钛笼，在静态载荷下记录钛笼上前后左右 4 个应力的受力情况，分析得到其新设计增加了钛笼与终板的接触面积，因而降低了其下沉概率 [22]。另外在 ACCF 术中，为了调整钛笼位置与长度常会对钛笼进行裁剪，而裁剪后的钛笼边缘锐利，更加容易造成钛笼下沉；且钛笼的上下端与椎体表面均无法实现充分贴合，则进一步加剧了应力的集中。钛笼对邻椎应力作用的局部集中或者不平衡是钛笼下沉的重要因素之一。

钛笼的倾斜角度的差异将造成不同钛笼对邻椎作用力不平衡的差异；钛笼的倾斜角度因其具有较高的可控性，也是术中需要着重注意的因素。陈勤等 [23] 通过上下平行端面 (垂直) 钛笼与下斜形端面 (根据节段角度调整) 钛笼进行临床对比试验，发现后者更有助于改善颈椎矢状面失衡，降低钛笼下沉风险。宋萌等 [24] 通过回顾性分析，发现钛笼倾斜角作为其下沉的独立危险因素，其 > 8.6° 将增加钛笼下沉的风险。有学者通过 Logistic 回归分析 , 得出了倾斜角每提高 1°，钛笼沉降的风险就将提高 1 倍多；当夹角约为 8.4° 时，约登指数为最高，而当夹角 > 8.4° 时，钛笼沉降的危险性明显增加 [18]。这或许与钛笼端的机械相接触面积大小有关，在理想中，当钛笼偏斜角约为 0° 时，钛笼端和颈椎的机械相接触覆盖面都是较大的，但是因为颈椎的生理弧度与受力方向影响，所以临床操作上并没有达到理想状况，因为偏斜角越大，机械结合面越小，受力也越集中，更易于向椎体之间的松质骨头嵌插，从而导致钛笼下沉 [25-26]。

钛笼倾斜角对钛笼下沉有重要的影响已取得众多学者的认可。然而目前尚未有研究深入探究钛笼倾斜角度变化所带来的生物力学影响，因而此文借助有限元分析探索其在 50，100 及 150 N 静态垂直载荷下的应力变化，认为：①在 −1° 至 −6° 的钛笼倾斜角下，其形成了在矢状位上前短后长的形状，在应力上过于集中在椎体前端。在生物力学研究中，众多学者认为颈椎的生物力学应力分布中，椎体以上的力量约 64% 通过椎体中后部传导。另外，由于椎体面不是绝对的平整，传导力在椎体面上的分布并不均匀，其应力大小为椎体后部 > 中部 > 前部。而此形状的钛笼改变了颈椎的曲度，容易破坏颈椎的传导力路线，造成应力更加集中于椎体前中部，因此也更容易出现钛笼的下沉现象。又因在钛笼 – 椎体接触点上随着应力呈倍数增加时，其应力值也随之增大。每个接触点应力之间的平衡是保持钛笼稳定的重要条件，当个别接触点应力较其他应力点所受到的应力具有明显差异时，则增加了钛笼下沉的风险。而在微观上，根据 Wolff 定律，骨组织的结构分布与其生物力学环境相适应，颈椎后部的松质骨较前部相对集中，颈椎前部承载能力较后部差。因此在此范围角度下，所形成的钛笼更易下沉。②在 1°–6° 的钛笼倾斜角下，在矢状位上形成前长后短的钛笼形状，在此形状下应力分布普遍较负角度更优。这与前人通过回顾性分析得出 1°–8° 内钛笼倾斜角较为安全的结论大体一致。而此次研究通过力学分析，更进一步分析得出 1°–5° 内的钛笼倾斜角应力分布更加均匀，具有更好的稳定性。这是因为在此条件下，遵循了颈椎力学传导规律，椎体以上的力量约 64% 通过椎体中后部传导；其后部较前部短，承载着更大的垂直分力，而颈椎结构上后部松质骨更多更致密，承载能力更强，所以其在稳定性上更优；而到达 6° 后其各点应力分布产生了明显差异，增加了下沉风险。此次研究结果显示，1°–5° 是一个比较好的度数，但是结合临床实际操作，医生在临床往往很难把控到每一度角度的变化，此次研究的目的也不需要把控每一度角度的变化，只要把控在 1°–5° 范围内即可，因而建议临床上安置钛笼时尽可能保证钛笼倾斜角在 1°–5° 内。

虽然有限元分析在骨科运用越来越广泛，但就此次研究运用有限元分析而言，仍具有以下不足：①因为在建立模型时并不能完全百分百还原现实情况，模型与模型之间也具有

一定可控的差异性。②拍颈椎 CT 时人是平躺的，可能会影响颈椎的曲度，因此基于此建立的模型外观曲度亦会受到影响。③此次研究只限于矢状位上的钛笼倾斜角，其他切面的角度亦是今后的研究方向。④未研究载荷所形成的切力对钛笼下沉的影响，也缺乏在前屈、后伸、左旋、右旋等运动条件下不同载荷力对ACCF模型邻椎上下椎体平面应力的影响，这也是未来的研究方向之一。⑤此次研究表明，正负角度上的力学趋势，缺乏椎体破坏性载荷值，研究结果只适于实验，运用于临床仍需考虑各种复杂情况。

结论：①矢状位上，正角度的钛笼倾斜角所形成的前长后短的钛笼形状比负角度的钛笼倾斜角所形成的前短后长的钛笼形状更加稳定；②钛笼倾斜角在 1°–5° 区间内表现稳定，6° 则稳定性开始下降，容易形成钛笼下沉现象。

作者贡献：李智斐负责实验设计、手术操作、论文撰写；杨尹、陈华龙、梁钦秋负责指标测定；钟远鸣负责实验监督；张翼升负责数据统计及实验监督。

利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名－非商业性使用－相同方式共享 4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让：文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范：该文章撰写遵守了国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》， 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次文字和图表查重，文章经小同行外审专家双盲审稿，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

[1] BAILEY RW, BADGLEY CE. Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. J Bone Joint Surg Am. 1960;42-A:565-594.
[2] 何达 , 赵经纬 , 田伟 . 下颈椎前路间盘切除融合术与椎体次全切除融合术 [J]. 骨科临床与研究杂志 ,2018,3(1):52-56.
[3] 钟远鸣 , 莫日养 , 梁梓扬 , 等 . 脊髓型颈椎病的手术治疗研究进展 [J]. 中国全科医学 ,2018,25(8):998-1002.
[4] HARTMANN S, TSCHUQQ A, OBERNAUER J, et al. Cervical corpectomies:results of a survey and review of the literature on diagnosis, indications, and surgical technique. Acta Neurochir (Wien). 2016;158(10):1859-1867.
[5] 马燕燕 , 桑裴铭 , 陈斌辉 , 等 . 脊髓型颈椎病颈前路椎体次全切钛网植骨融合内固定术后食管肿胀变化的影像学研究 [J]. 中国骨与关节损伤杂志 ,2021,36(5):479-481.
[6] MIAO DC, ZHANG BY, LEI T, et al. Clinical efficacy of anterior partial corpectomy and titanium mesh fusion and internal fixation for treatment of old fracture dislocation of the lower cervical spine. Med Sci Monit. 2017;23:5675-5682.
[7] DORIA C, MOSELE GR, BALSANO M, et al. Anterior decompression and plate fixation in treatment of cervical myelopathy:A multicentric retrospective review. Acta Orthop Traumatol Turc. 2018;52(3):185-190.
[8] YANG HS, KIM KW, OH YM, et al. Usefulness of titanium mesh cage for posterior C1-C2 fixation in patients with atlantoaxial instability. Medicine. 2017;96(36):e8022.
[9] ZHANG HQ, WANG YX, WU JH, et al. Debridement and interbody graft using titanium mesh cage, posterior monosegmental instrumentation,and fusion in the surgical treatment of monosegmental lumbar or lumbosacral pyogenic vertebral osteomyelitis via a posterior-only approach. World Neurosurg. 2020;135:e116-e125.
[10] CHEN Y, CHEN D, GUO Y, et al. Subsidence of titanium mesh cage: A study based on 300 cases. Spinal Disord Tech. 2008;21(7):489-492.
[11] 孙玛骥 , 王秋安 , 张星晨 , 等 . 新型颈椎前路经椎弓根固定钉板系统的研制及生物力学分析 [J]. 中国组织工程研究 ,2021,25(24):3821-3825.
[12] BAILEY RW, BADGLEY CE. Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. J Bone Joint Surg Am. 1960;42-A:565-594.
[13] SHRIVER MF, LEWIS DJ, KSHETTRY VR, et al. Pseudoarthrosis rates in anterior cervical discectomy and fusion: A meta-analysis. Spine J. 2015;15(9):2016-2027.
[14] PANJABI MM, CHEN NC, SHIN EK, et al. The cortical shell architecture of human cervical vertebral bodies.Spine. 2001;26(22):2478-2484.
[15] 李光灿 , 李靖年 , 郑连杰 , 等 . 颈椎终板抗压强度分布规律的生物力学研究 [J]. 中国矫形外科杂志 ,2011,19(15):1287-1290.
[16] KANI KK, CHEW FS. Anterior cervical discectomy and fusion:review and update for radiologists. Skeletal Radiol. 2018;47(1):7-17.
[17] YANG HS, KIM KW, OH YM, et al. Usefulness of titanium mesh cage for posterior C1-C2 fixation in patients with atlantoaxial instability. Medicine (Baltimore). 2017;96(36):e8022.
[18] 唐福波 , 周劲衍 , 张翼升 , 等 . 颈椎前路单椎体次全切钛笼植骨融合后钛笼下沉的相关危险因素 [J]. 中国组织工程研究 ,2019,23(12):1818-1823.
[19] 周波 , 贺西京 . Zero-P 治疗单节段脊髓型颈椎病的临床疗效分析 [J]. 实用骨科杂志 ,2016,22(9):769-773.
[20] PANJABI MM, CHEN NC, SHIN EK, et al. The cortical shell architecture of human cervical vertebral bodies. Spine. 2001;26(22):2478-2484.
[21] 李光灿 , 李靖年 , 郑连杰 , 等 . 颈椎终板抗压强度分布规律的生物力学研究 [J]. 中国矫形外科杂志 ,2011,19(15):1287-1290.
[22] 徐成 , 张超 , 巨圆圆 , 等 . 一种新型颈椎前路可固定式钛笼三维有限元模型的建立 [J]. 中国医学装备 ,2019,16(6):8-11.
[23] 陈勤 , 伍耀宏 , 刘宁 , 等 . 颈椎前路椎体次全切除术中钛笼形态对术后颈椎矢状面形态参数的影响 [J]. 中国医学创新 ,2021,18(15):37-42.
[24] 宋萌 , 朱灏宇 , 朱庆三 , 等 . 单节段颈椎椎体次全切除钛笼植骨融合术后钛笼下沉相关危险因素分析 [J]. 中国脊柱脊髓杂志 ,2017,27(8):681-685.
[25] KANI KK, CHEW FS. Anterior cervical discectomy and fusion:review and update for radiologists. Skeletal Radiol. 2018;47(1):7-17.
[26] YANG HS, KIM KW, OH YM, et al. Usefulness of titanium mesh cage for posterior C1-C2 fixation in patients with atlantoaxial instability. Medicine (Baltimore). 2017;96(36):e8022.

(责任编辑：GD，ZN，QY，LJY)