

文章编号:1004-7220(2009)03-0183-06

颈椎椎体次全切除与钛网植骨钢板固定 三维有限元模型的建立

苏再发¹, 贾连顺², 张美超³, 陈日齐⁴, 吴培增¹, 王芳泰¹, 孙永耀¹
(1. 福建省泉州市中医院 骨科, 泉州 362000; 2. 上海第二军医大学附属长征医院 骨科, 上海 200003;
3. 南方医科大学 解剖教研室, 广州 510515; 4. 福州大学光弹实验室, 福州 350003)

摘要: 目的 利用螺旋 CT 建立颈椎椎体次全切除减压植骨固定的三维有限元模型的高度数字化方法, 为研究颈椎减压手术的生物力学实验提供标准模型。方法 对健康成年男性志愿者进行 CT 扫描, 获得 C₄ ~ C₇ 节段的断层图片, 将数据保存为 Dicom 格式, 导入 Mimics 9.1 软件进行三维几何模型重建, 形成三维图像, 利用 Freeform 软件进行模型修改和表面划分, 以 IGES 格式转入有限元软件 Ansys 9.0 完成颈椎骨性模型的建立。利用有限元软件 Ansys 9.0, 在颈椎骨性模型的基础上, 补建终板、补充建立终板、椎间盘、髓核、前纵韧带、后纵韧带、黄韧带、棘间韧带、棘上韧带等结构。然后模拟颈椎椎体次全切除, 将 C5 椎体、前纵韧带、上下椎间盘切除, 将建立的钛网、钢板实体模型添加到减压区。采用合适的材料性质和实体单元类型对模型进行有限元网格划分。结果 颈椎脊柱三维模型有限元网格划分结果: 利用三维重建软件 Mimics 和有限元软件 Ansys 9.0, 成功进行椎体次全切除减压钛网植骨钢板固定三维模型有限元网格划分。整个模型共有 138 995 个节点和 94 039 个单元, 建成后的三维有限元模型与实体组织具有良好的几何相似性。结论 建立的椎体次全切除植骨固定手术三维有限元模型接近真实的生物力学标本, 可以进行临床和实验研究。

关键词: 颈椎; 椎体次全切除; 钛网; 生物力学; 有限元分析; 网格生成

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Development of the three-dimensional finite element model of the lower cervical spine (C₄-C₇) with titanium mesh cage and plate after anterior cervical osteotomy corpectomy

SU Zai-fa¹, JIA Lian-shun², ZHANG Mei-chao³, CHEN Ri-qi⁴, WU Pei-zeng¹, WANG Fang-tai¹, SUN Yong-yao¹. (1. Department of Orthopaedics, Quanzhou Hospital of TCM, Quanzhou 200003, China; 2. Department of orthopaedics, Changzheng Hospital Affiliated to Shanghai Second Military Medical University, Shanghai 200003, China; 3. Department of Anafong, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China; 4. Fuzhou university, Fuzhou 350003, China)

Abstract: Objective To investigate the high digital method of three-dimensional finite element model for the lower cervical spine with titanium mesh cage and plate after anterior cervical osteotomy corpectomy by spiral CT, so as to provide standard model for biomechanical experiment for anterior cervical osteotomy corpectomy.

Method The lower cervical spine (C₄-C₇) geometries were determined by CT images from a 23 year old healthy man. The finite element model was constructed by the combination of software Mimics 9.1 and Free-

收稿日期:2008-11-14; 修回日期:2009-03-10

基金项目:泉州市优秀人才专项经费资助项目(项目编号:07A20);泉州市科技局资助项目(项目编号:2006Z29)

作者简介:苏再发(1966-),医学博士,研究方向:脊柱外科

通讯作者:苏再发,副主任医师, Tel:(0595)22867891; E-mail:suzaiifa@163.com

form. The meshed model was acquired and finished with Ansys 9.0. With the pretreatment function of finite element software Ansys, the structure of lamina terminals, intervertebral discs, nucleus pulpous, anterior longitudinal ligaments, sup-raspinal ligament were established supplementarily based on the osseous structure of spinal model. Based on the intact finite element model(FE/Intact), the model were generated by simulating anterior cervical titanium mesh fusion cage and plate after C5 corpectomy. Proper material features and entity unit type were used for intellectual finite element mesh division. **Result** Finite element mesh division of three-dimensional model of the lower cervical spine with titanium mesh cage and plate after anterior cervical corpectomy: Three-dimensional reconstructed software Mimics and finite software Ansys were used successfully to perform finite element mesh division of three-dimensional model of the lower cervical spine with titanium mesh cage and plate after anterior cervical corpectomy. **Conclusions** The constructed three-dimensional finite element model of the lower cervical spine with titanium mesh cage and plate after anterior cervical corpectomy approaches to real biomechanical sample, which can simulate the natural condition and facilitate the further biomechanical research.

Key words: Cervical spine; Corpectomy; Titanium mesh cage; Biomechanics; Finite element analysis; Mesh generation

颈前路椎体次全切除减压是目前治疗颈椎损伤和疾病较为常用的方法,采用钛网植骨联合钢板固定能够提供颈椎足够的即刻稳定,已取得满意的疗效^[1]。但是,在临床上经常会出现钛网“沉陷”入相邻椎体的终板内,最后导致植入手术的失败。为了研究钛网下沉与钛网直径大小、有无垫片以及终板完整性的相关性,本文采用颈椎的生物力学来研究。颈椎的生物力学试验可以通过体内和体外两种方式进行,但是由于颈椎尸体标本的不一致性,所以用尸体标本不能得到理想的试验结果。颈椎的有限元模型可以弥补尸体标本试验的不足,为颈椎的生物力学研究提供良好的实验模型。通过建立颈椎椎体(C_5)次全切除减压钛网植骨、钢板内固定 $C_4 \sim C_7$ 节段三维有限元模型,用于探讨钛网下沉的生物力学试验。

1 材料和方法

1.1 材料

直径为12 mm的钛网和Slim-loc钢板各一块,配套螺丝钉4枚(DePuySpine™ Raynham, Massachusetts 02767, USA)。

1.2 方法

1.2.1 $C_4 \sim C_7$ 颈椎三维有限元模型的建立 健康男性志愿者(23岁,身高175 cm,体重60 kg),实验前进行X光检查,排除颈部畸形及病变。用螺旋CT(Toshiba Aquilion Japan)对 $C_4 \sim C_7$ 节段进行连续断层CT扫描(120 kV,125 mA;层厚0.625 mm,层间

距0 mm),获取连续体层扫描图片132张,以Dicom格式存储。将数据导入Mimics 9.1(Materialise公司,比利时)进行几何模型重建,形成三维图像,利用Freeform(Sensable Technologies Inc公司,美国)进行模型修改(包括打磨、填孔和去噪)和表面划分,生成三维图形,以IGES格式转入有限元软件Ansys 9.0(Ansys公司,美国),完成几何骨性模型的重建,然后在骨性模型上重建终板、髓核和纤维环,生成 $C_4 \sim C_7$ 实体模型。

1.2.2 C_5 椎体次全切除减压手术有限元模型的建立 在 $C_4 \sim C_7$ 实体模型上加加以改变,首先切除前纵韧带、 C_5 椎体上下方 $C_{4,5}$ 和 $C_{5,6}$ 椎间盘,然后由前后方向切去 C_5 部分椎体及后纵韧带,减压槽宽度为14 mm,保留 C_4 下终板和 C_6 上终板,模拟 C_5 椎体次全切除减压手术。

1.2.3 钢板螺钉、钛网实体模型的建立 利用有限元软件Ansys 9.0的建模功能,建立钛网、钢板螺钉的图形,在不影响下一步力学性能分析的条件下,除去小部分的曲面(如钢板的倒角面)及螺纹^[2,3],大致按照钢板螺钉、钛网实体来建模(见图1)。

1.2.4 C_5 椎体次全切除减压钛网植骨钢板固定手术有限元模型的建立 根据手术过程进行模拟,利用有限元软件Ansys 9.0建模功能,在减压区植入直径为12 mm、长度合适无垫片钛网,距离椎体前缘1 mm,左右居中。然后将长度合适的Slim-loc钢板实体模型(预弯符合颈椎的生理前凸)固定在 C_4 和 C_6 椎体上,上下各两枚螺钉(螺钉未穿透椎体后侧

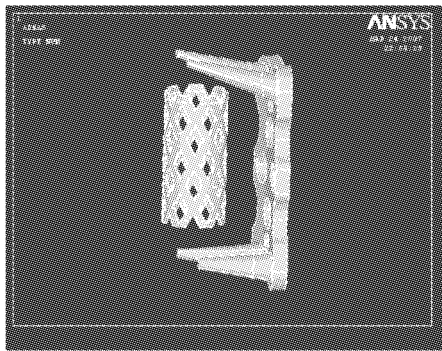


图1 钢板、钛网三维有限元模型

Fig.1 Geometric model of titanium cage mesh and plate

皮质骨),建立钛网植骨、钢板内固定三维有限元实体模型。钛网内的骨碎块采用松质骨模拟。在 Ansys 运行平台上,采用人工划分和自动划分相结合的方式对几何实体模型进行网格划分,根据韧带的起止点和横截面积进行力的加载。对实体结构尽量采用十节点的四面体单元模拟,对韧带结构采取两节点缆式单元模拟。将各个部位材料的弹性模量 E 、泊松比 ν ^[4-5]等材料系数输入模型(见表1)

表1 有限元模型的材料特性

Tab.1 Material and geometric properties used to represent various components in the model

解剖结构	E/MPa	ν
椎体皮质骨	10 000.0	0.3
椎体松质骨	450.0	0.25
后部结构	3 500.0	0.25
终板	2 000.0	0.2
纤维环基质	3.4	0.4
纤维环纤维	450.0	0.3
髓核	3.4	0.49
前纵韧带	15 (<12%) 30 (>12%)	0.3
后纵韧带	10 (<12%) 20 (>12%)	0.3
棘间韧带	4(20-40%) 8 (>40%)	0.3
棘上韧带	4(20-40%) 8 (>40%)	0.3
黄韧带	5 (<25%) 10 (>25%)	0.3
关节囊韧带	7 (<12%) 30 (>12%)	0.3
钛网	110 000	0.36
钢板	110 000	0.36

1.2.5 边界条件的设定和加载方式 忽略钛网、钢

板与骨质之间的微动,将钛网、钢板与椎体定义为紧密接触,无滑动及压缩变形。约束边界: C₇ 椎体下缘所有节点各方向的位移为零, C₄ 不受任何约束,并接受载荷。假设条件:本实验所涉及生物材料的材料特性均假定为匀质、连续和各向同性。受力时模型各截面不产生相互滑动,各单元有足够的稳定性,不计材料受力变形。

在 C₄ 上面施加 80 N 预载荷,模拟头部的平均重量 40 N^[6]和较紧植骨方式终板与植骨块之间的压力 40 N^[7],运动附加力为 1.8 N·m。

1.2.6 有限元模型的计算 定义好模型的约束和载荷条件后,进入 Ansys 9.0 求解器 Solution 模块进行求解分析,模拟颈椎轴向压缩、前屈和后伸 3 种加载状态,求解终板-钛网界面应力。钛网上下端各有 7 个齿,钛网植入减压槽后,上端与 C₄ 下终板接触,下端与 C₆ 上终板接触,因此,钛网与上下终板各有 7 个接触点。为了便于应力比较,将这 7 个接触点分别命名为:左前点、右前点、左中点、右中点、左后点、右后点和后点(见图 2)。选取终板-钛网接触面的这 7 个点,分别记录应力值,用 von Mises stress^[7]表示。

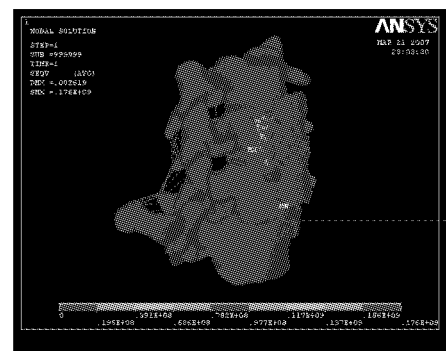


图2 直径 12 mm 钛网植骨模型后伸工况下应力云图(斜视图)

Fig.2 Stress nephogram of finite element model of the C₄ ~ C₇ with titanium cage mesh and plate after corpectomy

1.2.7 钛网植入、钢板内固定终板应力的计算 采用直径 12 mm、无垫片钛网植入、钢板内固定模拟颈椎轴向压缩、前屈和后伸 3 种加载状态,求解 C₆ 上终板-钛网界面应力(见图 3)。

2 结果

2.1 C₄ ~ C₇ 颈椎三维有限元模型的建立

利用三维重建有限元软件 Mimics 9.1、Freeform

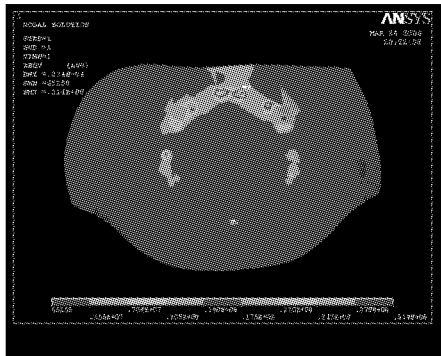


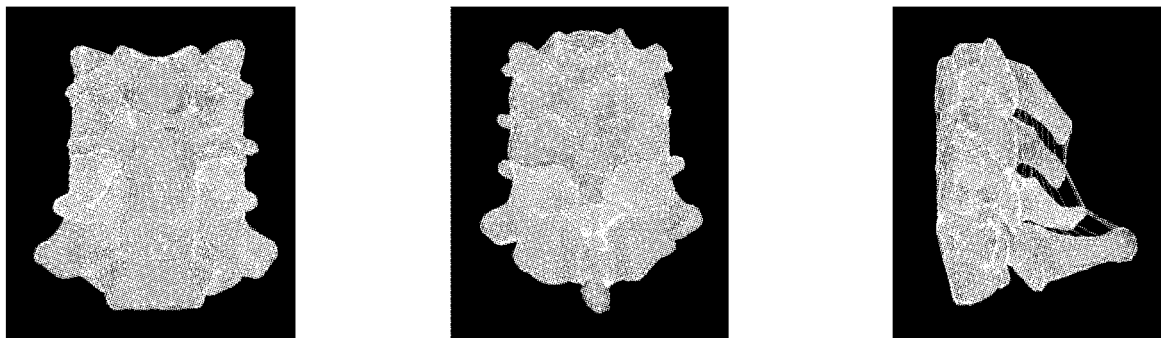
图3 直径12 mm 钛网植骨模型 C_6 终板在后伸工况下应力云图

Fig.3 Stress nephogram of inferior cage-endplate interface of $\Phi 12$ mm titanium mesh cage without internal end ring (S -) in posteroion

和三维有限元软件 Ansys 9.0 进行正常颈段脊柱三维模型有限元网格划分。整个模型采用 2 种单元类型,共有 145 570 个节点和 96 645 个单元,其中有十节点四面体单元 91 613 个,两节点缆索式单元 2 363 个,建成的三维有限元模型与实体组织具有良好的几何相似性[图 4(a)、(b)、(c)]。

2.2 C_5 椎体次全切除减压钛网植骨钢板固定手术有限元模型的建立

在正常人 $C_4 \sim C_7$ 颈椎三维有限元模型的基础上,利用三维有限元软件 Ansys 9.0 的前处理器功能,模拟 C_5 椎体次全切除减压[图 5(a)、(b)、(c)]、钛网植骨钢板固定手术。建立的模型共有 138 995 个节点和 94 039 个单元,成功建立了颈椎椎体次全切除、钢板固定手术三维有限元模型[图 6(a)、(b)、(c)],与实体组织具有良好的几何相似性。

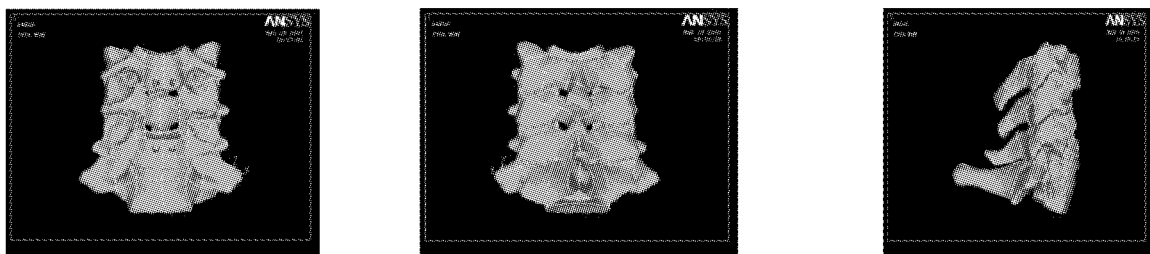


(a) 前面观 (b) 后面观 (c) 侧面观

图4 $C_4 \sim C_7$ 节段有限元有限元模型

Fig.4 Finite element model of the $C_4 \sim C_7$ cervical spine (anterior view)

(a) anterior view, (b) lateral view, (c) posterior view

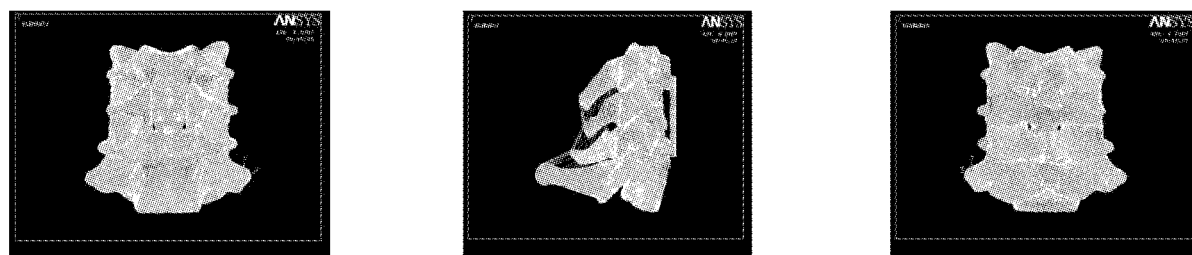


(a) 前面观 (b) 后面观 (c) 侧面观

图5 减压后 $C_4 \sim C_7$ 节段实体模型

Fig.5 Geometric model of the $C_4 \sim C_7$ with titanium cage mesh and plate after corpectomy

(a) anterior view, (b) lateral view, (c) posterior view



(a) 正面观 (b) 侧面观 (c) 后面观

图6 减压固定后 C₄ ~ C₇ 节段有限元网格图

Fig.6 Finite element model of the C₄ ~ C₇ with titanium cage mesh and plate after corpectomy

(a) anterior view, (b) lateral view, (c) posterior view

2.3 钛网植入、钢板内固定终板应力的计算结果

采用直径 12 mm、无垫片钛网植入、钢板内固定模拟颈椎轴向压缩、前屈和后伸 3 种加载状态,求解 C₆ 上终板-钛网界面应力(见表 2)。

表 2 钛网植入钢板固定 C₆ 上终板-钛网界面在各种状态下应力分布

Tab.2 Stress values of on the inferior cage-endplate interface in the model

C ₆ 上终板-钛网界面	MPa		
	压缩	前屈	后伸
左前点	7.75	15.90	3.23
右前点	7.95	17.08	3.83
左中点	6.24	10.95	8.94
右中点	6.56	13.17	10.71
左后点	11.01	3.88	15.63
右后点	11.50	5.18	16.93
后点	12.35	2.55	25.18

3 讨论

3.1 C₅ 椎体次全切除减压钛网植骨钢板固定手术有限元模型的建立

本实验利用三维重建有限元软件 Mimics 9.1、Freeform 和三维有限元软件 Ansys 9.0 建立的椎体次全切除钛网植骨钢板固定的三维有限元模型有以下特点:

(1)根据正常人体颈椎 CT 扫描资料进行建模,模型包含成分复杂,包括 C₄ ~ C₇ 皮质骨、松质骨、纤维环、髓核、终板、小关节、椎弓根、椎板、横突、棘突、前后纵韧带、棘上韧带、棘间韧带和关节囊韧带等三维结构,模拟手术后还包括钛网和钢板螺钉,模型的

各部分可用层、组和颜色等加以区分,图像逼真,更加接近实际临床手术情况。

(2)有限元方法作为一种计算方法,结果准确性依赖于单元类型和数目,以及分析中所做的假设。本模型采用两种单元类型:对实体结构尽量采用十节点的四面体单元模拟,对韧带结构采取两节点缆式单元模拟。单元和节点数目多,共有 138 995 个节点和 94 039 个单元。同时韧带结构采用非线性结构计算,更加接近解剖特点和临床要求,从而使计算结果更加精确。

(3)模型可以任意旋转观察和切割,可通过调整模型的几何材料参数以模拟不同的临床与实验状态;同时任意单元的计算结果均可用颜色应力图显示,在一定程度上实现科学计算的可视化。

(4)小关节的功能模拟为接触单元,从而使关节受力更加接近人体的真实情况。

3.2 C₅ 椎体次全切除减压钛网植骨钢板固定手术有限元模型建立的临床意义

颈椎行椎体或椎间盘切除后通常需要在减压区植入移植物(如钛网、人工椎间盘等),以维持颈椎结构的稳定性。但是,在临床上经常会发现移植物下沉,轻微的下沉常常不会影响临床疗效,如果出现比较严重的植入物下沉,可导致植骨不融合、颈椎生理曲度异常,从而造成手术失败。研究认为界面的生物力学强度是由骨密度及界面的面积决定的。为了研究界面生物力学强度的相关因素,必须采用颈椎的生物力学来研究。本实验建立的有限元模型可以在计算机上模拟椎体终板的完整性、钛网大小以及有无垫片等情况、不同手术融合方式、分析手术后

钢板、钛网和邻近节段解剖结构的生物力学变化,探讨钛网下沉的发生机制。通过对轴向压缩、前屈和后伸3种状态下 C_6 上终板-钛网界面的应力分布进行比较发现:在轴向压缩、前屈和后伸3种载荷下,对于前屈工况,虽然终板前部也出现应力集中,但不如在后伸工况下终板后部明显,可能与前路钢板的支撑作用有关。这与有些学者的研究结果相一致。Pitzen^[8]在颈椎椎间融合手术的有限元研究中发现:在无前路钢板固定时,在前屈状态下,椎间融合器承受的载荷增加,在后伸状态下椎间融合器承受的载荷减少;而在附加前路钢板固定后,结果正好相反。因此,在前路钢板固定的颈椎手术患者康复过程中,尤其对于那些有下沉危险因素的患者,应穿戴支具,避免颈椎后伸等过度活动。另外还可以用来改进或研发新型椎间融合器、帮助选择准确的植入物和手术方法,指导患者进行术后正确的康复和锻炼。

参考文献:

[1] Rieger A, Holz C, Mark T, *et al.* Vertebral autograft used as

(上接第177页)

总的来说,本文的研究结果表明,在俯卧撑运动骨肌生物力学和运动机能学的研究中,前臂的内外旋是一个不可忽视的因素,所使用的分析方法同样适合其它运动的肌电信号分析。

参考文献:

- [1] Lou SZ, Lin CJ, Chou PH *et al.* Elbow load during pushup at various forearm rotations [J]. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16(5): 408-414.
- [2] Gouvali MK, Boudolos K. Dynamic and electromyographical analysis in variants of push-up exercise [J]. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2005, 19(1): 146-151.
- [3] Ives JC, Wigglesworth JK. Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures [J]. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18(6): 543-552.
- [4] Hermens HJ, Freriks B. SENIAM 9 (CD-ROM) [M/CD]: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development, 1999: 40-45.

bone transplant for anterior cervical corpectomy: Technical note [J]. *Neurosurgery*, 2003, 52: 449-453.

- [2] 张美超,黄文华,王柏川,等.应用有限方法评价颈前路蝶型钢板的力学性能[J].*第一军医大学学报*, 2001, 21(10): 740-742.
- [3] 韦兴,侯树勋,张美超,等.腰椎滑脱短节段固定器的初步有限元分析[J].*中国脊柱脊髓杂志*, 2002, 12(5): 363-365.
- [4] Voo LM, Kumaresan S, Yoganandan N, *et al.* Finite element analysis of cervical facetectomy [J]. *Spine*, 1997, 22(9): 964-969.
- [5] Clausen JD, Goel VK, Traynelis VC, *et al.* Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: Quantification using a finite element model of the C5-C6 segment [J]. *J Orthop Res*, 1997, 15: 342-7.
- [6] Whitecloud TS. Modern alternatives and techniques for one-level discectomy and fusion [J]. *J Clin Orthop*, 1999, 359: 67-76.
- [7] Natarajan RN, Chen BH, An HS, *et al.* Anterior cervical fusion: a finite element model study on motion segment stability including the effect of osteoporosis [J]. *Spine*, 2000, 25(8): 955-61.
- [8] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion [J]. *Bio-Med Material Eng*, 1997, 7(4): 221-230.
- [5] Cutter NC, Kevorkian CG. Handbook of Manual Muscle Testing [M]. USA: McGraw-Hill/Appleton & Lange, 1999: 33-59.
- [6] Conforto S, D'Alessio T, Pignatelli S. Optimal rejection of movement artefacts from myoelectric signals by means of a wavelet filtering procedure [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1999, 9(1): 47-57.
- [7] Chang WN, Lipton JS, Tsirikos AI *et al.* Kinesiological surface electromyography in normal children: Range of normal activity and pattern analysis [J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2007, 17(4): 437-445.
- [8] 白雪岭,王洪生,张希安,等.男子下蹲式抓举技术动作的生物力学特征分析[J].*医用生物力学*, 2008, 23(2): 116-120.
- [9] Tortora GJ, Derrickson BH. Principles of anatomy and physiology [M]. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc, 2005. 345-347.
- [10] Manal K, Rose W. A general solution for the time delay introduced by a low-pass Butterworth digital filter: An application to musculoskeletal modeling [J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(3): 678-681.
- [11] Kimura K, Murakami H, Yamamoto M *et al.* Velocity-dependent EMG activity of masseter and sternocleidomastoid muscles during a ballistic arm thrusting movement [J]. *Human Movement Science*, 2007, 26(1): 48-67.