

文章编号:1004-7220(2015)02-0111-07

Hybrid 手术对颈椎力传导方式的影响

莫中军¹, 都承斐¹, 樊瑜波^{1,2}

(1. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 科技部“空天生物技术与医学工程”国际联合研究中心, 国际植介入医疗器械转化研究中心, 北京 100191; 2. 国家康复辅具研究中心, 北京 100176)

摘要: **目的** 研究人工椎间盘置换 (total disc replacement, TDR) 合并融合的 Hybrid 手术后颈椎的力传导模式, 从生物力学角度加深对 Hybrid 手术的认识。 **方法** 建立正常颈椎有限元模型 (INTACT 模型), 模拟 C4~6 节段退变的 3 种手术方案: 上置换 + 下融合 (TDR45 模型)、上融合 + 下置换 (TDR56 模型)、双节段融合 (Fusion456 模型)。 **结果** 所有手术模型中, 融合节段的活动能力完全丧失, 置换节段的活动能力有所增加。在 160 N 轴向力作用下, INTACT 模型整个节段后伸 4°, 而 TDR45 与 TDR56 模型的颈椎节段分别后伸 8.2° 与 8.9°。在 TDR56 模型中, 经过 C5 椎体的力减少 20%, 经过置换节段小关节的力增加 3.8 倍。在 TDR45 模型中, 经过置换节段小关节的力增加 50%。INTACT 模型的最大关节应力为 0.8 MPa, 而 TDR45 与 TDR56 模型置换节段的小关节应力均高达正常颈椎的 2 倍。 **结论** 由于置换节段活动范围的增加, Hybrid 术后颈椎曲度在轴向力作用下发生较大改变 (后伸)。这种改变将导致经过置换节段椎体的力有所减少, 而经过小关节的力有所增加, 从而增加置换节段小关节的应力。

关键词: Hybrid 手术; 人工椎间盘置换; 融合; 力传导

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.02.111

Effects of Hybrid surgery on load transfer pattern of cervical spine

MO Zhong-jun¹, DU Cheng-fei¹, FAN Yu-bo^{1,2} (1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, International Joint Research Center of Aerospace Biotechnology and Medical Engineering of Ministry of Science and Technology, International Research Center for Implantable and Interventional Medical Devices, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China; 2. National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China)

Abstract: Objective To investigate the pattern of load transfer in cervical spine treated with Hybrid surgery using total disc replacement (TDR) and spinal fusion, so as to deepen the understanding of Hybrid surgery from the biomechanical view. **Methods** A finite element model of cervical spine C3-7 (INTACT model) was built to simulate three types of fusion surgeries at C4-6 degenerative segments: upper TDR combined with lower bone graft fusion (TDR45 model), upper fusion combined with lower TDR (TDR56 model), two-level fusion (Fusion456 model). **Results** In all surgical models, mobility of the fused levels was almost lost, while mobility of the TDR levels increased. Under the axial load of 160 N, the entire cervical motion was less than 4° in the INTACT model, while the motion in the TDR45 model and TDR56 model increased to 8.2° and 8.9°, respectively. In the TDR56 model, the force transferred through the C5 vertebra decreased by 20%, while the force transferred through the facet joint force was 3.8 times larger than that of the INTACT model. The facet contact force in the TDR45 model increased by 50%. The maximal stress in the INTACT model was 0.8 MPa, while the facet contact force in the TDR45 model and TDR56 model were almost 2 times as that in the INTACT model. **Conclusions** Due to the increased mobili-

收稿日期:2014-08-25; 修回日期:2014-09-30

基金项目:国家自然科学基金项目(1120101001, 11202017, 11421202), 科技部支撑计划(2012BAI18B05, 2012BAI18B07, 2012BAI22B02), 高等学校学科创新引智计划(B13003)。

通信作者:樊瑜波, 教授, 博士研究生导师, Tel: (010)82339428; E-mail: yubofan@buaa.edu.cn。

ty at the TDR levels, the cervical curvature after Hybrid surgery changes greatly under the axial load. The alteration of spinal alignment will result in a decrease in anterior vertebral section force at the operative level, as well as an increase in facet joint force and facet cartilage stress.

Key words: Hybrid surgery; Total disc replacement (TDR); Spinal fusion; Load transfer

椎间盘退变导致脊髓或者神经根压迫是颈椎疾病的主要病因。对于保守治疗不能缓解的病人,需要进行手术减压治疗。融合减压术经过多年的发展,被公认为是手术治疗颈椎疾病的金标准。然而,临床研究发现相邻节段退变(adjacent segment degeneration, ASD)的年发生率高达3%^[1]。生物力学研究表明,融合术后手术节段的活动能力几近丧失,而相邻节段的活动范围将代偿性地增加,进而引起椎间压强的增加^[2-4]。这种过载的状况被认为与ASD有直接的关系^[5]。非融合手术能够保持手术节段的活动能力,避免相邻节段活动范围的代偿性增加,逐渐在临床上得到广泛的应用。人工椎间盘置换(total disc replacement, TDR)是一种相对成熟的治疗颈椎疾病的非融合手段,在缓解病征方面的临床效果与融合术相当^[6-7]。然而,生物力学研究却发现TDR术后置换节段的活动范围有所增加^[8]。

临床上存在一类病人,在首次诊断时就发现相邻两个甚至多个节段同时发生间盘退变并且需要进行手术减压^[9]。对于这种情况,多节段融合术会引起相邻节段过载更为严重,而多节段TDR对颈椎的稳定性与刚度会产生较大影响。Hybrid手术(对同一个病人采用部分节段融合、部分节段间盘置换)结合了融合与置换的优势,被认为是一种较优的手术方案。对于已经进行过融合手术而相邻节段发生退行性病人变的病人,Hybrid手术也不失为一种较优的备选方案。由于对Hybrid手术的长期临床观察还比较有限,进行相关的生物力学研究能够增加对Hybrid手术认识,有助于提高手术成功率与术后长期疗效。目前,对Hybrid手术的生物力学研究主要是颈椎的运动、刚度及对相邻节段的影响^[10-15]。采用Hybrid手术的颈椎,融合节段的活动度大幅减少,置换节段的运动范围大幅增加,手术节段(融合+置换)的整体活动度与正常颈椎没有显著差异。手术相邻节段和整个颈段的活动范围均与正常颈椎相似。采用Hybrid手术的颈椎前屈刚度与正常颈椎相近,但后伸所需力矩远远低于正常颈椎。

颈椎是一个复杂的结构,起着支撑头颈重量的作用,并具有活动的功能,受力复杂多样。轴向力是颈椎的主要受力形式之一。TDR后颈椎的生理曲度会发生改变,可能与轴向力作用有关。生理曲度的改变,将引起颈椎前、后部结构的受力的变化。后部小关节的受力提高,可能增加小关节退变的风险。研究Hybrid手术后椎体受力传导分布,有利于从生物力学角度加深对手术风险的认识。

有限元方法是一种求解工程中边值问题近似解的计算方法。早在1973年,有限元方法就被应用于研究脊柱的生物力学问题;经过40多年的发展,它在预测脊柱的运动范围、运动角度等方面与尸体标本实验结果呈现出较好的一致性^[16],并且比体外实验在某些方面更具有优势,如能获取骨骼结构内部的应力应变、内部力传导模式等。因此,本课题组通过建立颈椎的有限元模型模拟Hybrid手术,探讨轴向载荷作用对颈椎曲度与力传导模式的影响。

1 材料与方法

应用志愿者的CT图像,建立正常颈椎(C3~7)的三维有限元模型。在C4/5和C5/6两个节段分别模拟一种Hybrid手术方案,并与双节段融合手术进行比较分析。

1.1 建立正常的术前颈椎模型

首先,利用Brilliance iCT(Philips公司,荷兰)获取1名28岁男性志愿者(体重60 kg,身高173 cm)的CT图像,设置间距与像素尺寸分别为0.5和0.6 mm。将图像导入医学图像处理软件Mimics 10.1,综合运用图像分割、填充、区域生长等功能,提取各椎体的几何轮廓并导入逆向工程软件Rapidform XOR3进行曲面造形处理。填充椎间隙生成间盘并分割成髓核和纤维环基质(4:6)^[17]。采用表面平移技术,在关节突之间保留1 mm的间隙,并由两块0.5 mm的软骨层填充^[18]。参数化椎体和间盘,导入有限元软件ABAQUS 6.11进行网格划分与材料赋值。连

接骨性结构上的起始点,构建椎间韧带:前纵韧带(ALL)、后纵韧带(PLL)、黄韧带韧带(LF)、关节囊韧带(CL)、棘上棘间韧带(ISL)。在纤维环基质表面使用节点连接方式生成交错的纤维,体积约占间盘的19%^[18]。椎体由实体的松质骨与其表面生成的厚度为0.4 mm的壳体皮质骨与终板构成^[19]。最终建立的正常颈椎有限元模型(INTACT)如图1所示。

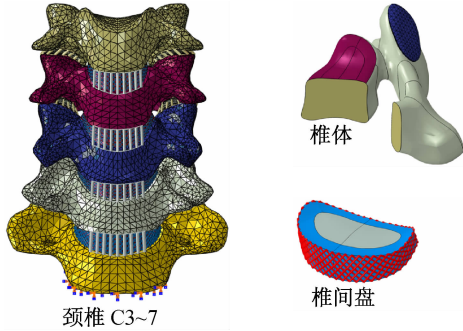


图1 正常颈椎的有限元模型
Fig.1 Finite element model of the intact cervical spine

1.2 建立3种手术模型

将手术节段选择在C4~6,模拟两种Hybrid手术:上置换+下融合(TDR45)、上融合+下置换(TDR56),以及一种双节段植骨融合手术(Fusion456)。置换节段的椎间盘和前纵韧带被完全切除,并且部分切除相邻椎体,生成间距6 mm的间隙以便于安装人工椎间盘。人工椎间盘采用球窝结构(原型:Prodisc-C, Synthes公司,美国),宽度(左右)和厚度(前后)分别设置为15和14 mm。为简化设计,直接将融合节段的间盘材料替换为松质骨以模拟植骨融合(见图2)。

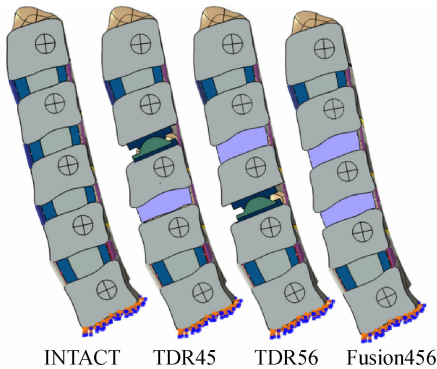


图2 手术模型
Fig.2 Surgical models

1.3 材料属性及网格划分

颈椎和假体材料属性见表1。人工椎间盘由两块钛合金板(Ti6Al4V)以及一块超高分子聚乙烯(UHMWPE)构成。韧带和纤维环纤维采用无抗压能力的单向拉伸杆单元。网格划分后,INTACT模型节点和单元总数分别为49 916和127 148。在当前的网格密度下,模型具有较好的收敛性(误差<1%)^[2]。

表1 颈椎和假体材料属性^[20-22]

Tab.1 Material properties and element types of cervical components and implants

材料	弹性模量/MPa	泊松比	网格类型
松质骨	100.0	0.29	四面体(C3D4)
皮质骨	12 000.0	0.29	壳单元(S3)
终板	1 200.0	0.29	壳单元(S3)
纤维环基质	3.4	0.40	六面体(C3D8R)
髓核	1.0	0.49	六面体(C3D8R)
纤维环纤维	450.0	0.45	杆单元(T3D2)
前纵韧带	30.0	0.40	杆单元(T3D2)
后纵韧带	20.0	0.40	杆单元(T3D2)
关节囊韧带	20.0	0.40	杆单元(T3D2)
黄韧带	10.0	0.40	杆单元(T3D2)
棘上棘间韧带	10.0	0.40	杆单元(T3D2)
UHMWPE	1 000.0	0.49	六面体(C3D8R)
Ti6Al4V	114 000.0	0.35	六面体(C3D8R)

1.4 边界条件与载荷

所有模型中,韧带的起始点、间盘的上下表面、以及骨-假体的交界面均采用无滑动的绑定约束(Tie),固定到相邻的椎体上。小关节面之间和假体的关节面之间定义成无摩擦滑动接触关系。

所有模型的最下端椎体终板完全固定。首先,对INTACT模型施加74 N的轴向载荷,并加载1.0和1.8 N·m的力矩使颈椎产生前屈、后伸、轴向旋转和侧弯的运动^[23-24]。计算各节段的活动范围(range of motion, ROM),并与文献中尸体标本实验结果作对比,以验证本模型的有效性。然后再对所有模型施加逐渐增加到160 N的轴向载荷(见图3)。计算在轴向载荷作用下各节段ROM、分别经过椎体与小关节的力、以及小关节的应力分布。在计算经过椎体传递的作用力的时候,需要在每个椎体的下端定义一个高于间盘、低于椎弓根横截面。本文数值结果亦参考图3所示的坐标系来定义。

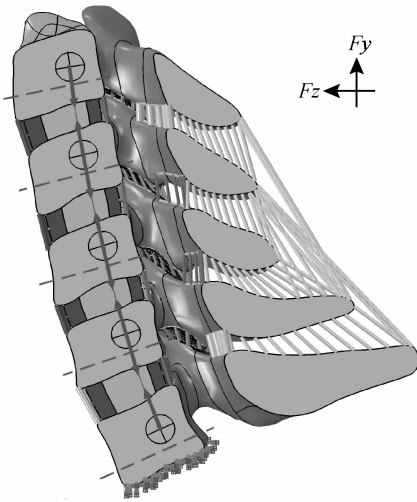


图3 轴向载荷加载示意图^[9]

Fig. 3 Schematic of the axial loading

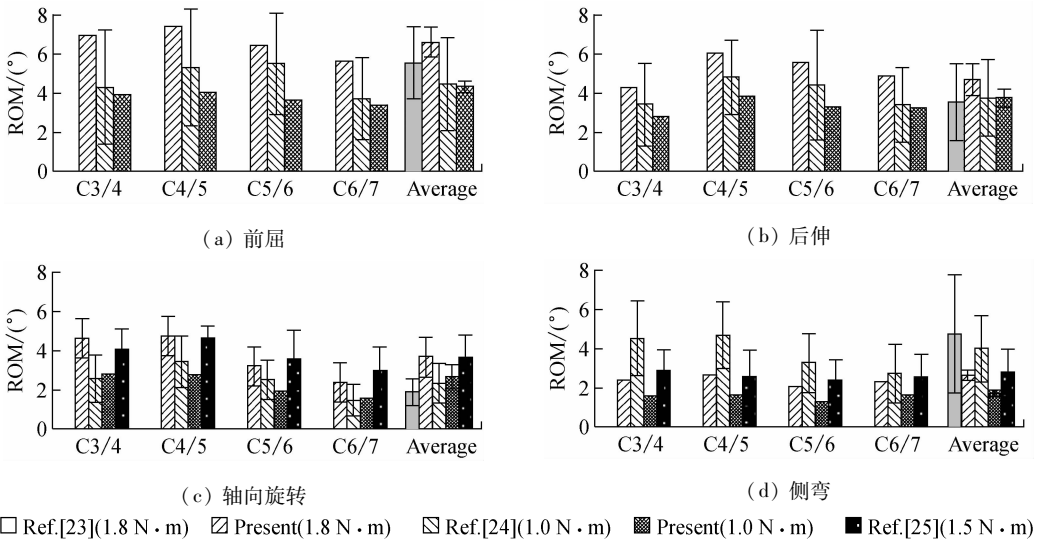


图4 本文正常颈椎各节段 ROM 与文献实验数据对比结果

Fig. 4 ROM comparison of the intact cervical spine in present study and the literature (a) Flexion, (b) Extension, (c) Axial rotation, (d) Lateral bending

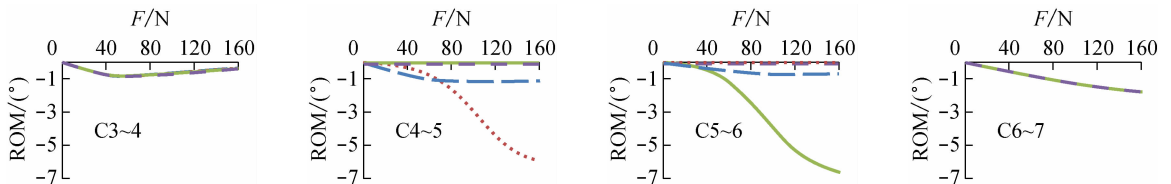


图5 各节段 ROM 与轴向力的关系

Fig. 5 Relationship between ROM and axial load of the cervical spine

2 结果

INTACT 模型在 1.0 和 1.8 N·m 的力矩作用下,各节段 ROM 与 Moroney 等^[23]、Panjabi 等^[24]、Finn 等^[25] 的尸体标本实验结果一致(见图 4)。

各节段 ROM 与轴向力 F 的关系如图 5 所示。对于 INTACT 模型,在轴向力作用下,各节段 ROM 均小于 1°。在 Hybrid 与双节段融合模型中,融合节段的运动能力几近消失,而置换节段的运动随轴向力的增加而急剧增加。当 $F = 160$ N 时,TDR45 模型 C4~5 节段与 TDR56 模型 C5~6 节段的运动分别达到 6°与 7°;INTACT 模型整个节段后伸 4°,而 TDR45 模型与 TDR56 模型的颈椎节段分别后伸 8.2°与 8.9°。对相邻节段的影响,各模型之间几乎没有差异。

通过颈椎后部结构(小关节)的力与轴向力 F 的关系如图 6 所示。同样,对相邻节段的影响,各模

型之间没有差异,而且融合的节段小关节不受力的作用。在 TDR45 模型的置换节段(C4~5),当 $F <$

100 N时,小关节处于非受力状态;随着轴向力的增加,小关节受力出现急剧增加,当 $F = 160$ N时,该节段小关节受力比 INTACT 模型增加 48%。在正常模型中,当 $F = 30$ N时,C4 ~ 5 已经开始承受力的作用;当 $F > 80$ N时,C5 ~ 6 才开始承受力的作用。在

TDR56 模型中的置换节段(C5 ~ 6)受力的起始点与 INTACT 模型相近,但受力远大于正常模型。当 $F = 160$ N时,该节段的小关节受力是 INTACT 模型的 4.8 倍。

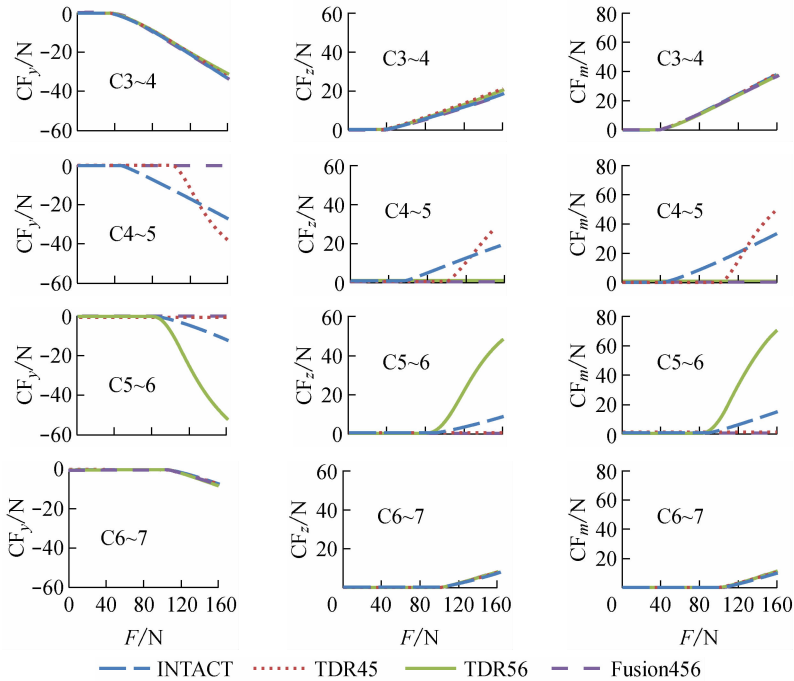


图 6 小关节接触力与轴向力的关系

Fig. 6 Relationship between facet joint contact force (CF) and axial load

通过颈椎前部结构(椎体)的力与轴向力 F 的关系如图 7 所示。所有模型中,通过 C6 的力没有区别。在 TDR56 模型中,当 $F > 80$ N时,C5 在前后方向的剪切力有所增加,而在垂直方向的受力增幅有所减弱;当 $F = 160$ N时,通过 C5 的受力是 INTACT 模型的 80%。在 TDR45 模型中,通过 C4 椎体的力在 $F > 100$ N时,逐渐小于 INTACT 模型;当 $F = 160$ N时,通过 C4 的力与 INTACT 模型相近。

INTACT 模型小关节最大应力为 0.8 MPa,位于 C4 ~ 5。所有手术模型中融合节段的小关节应力几乎为零。在 TDR45 模型的置换节段(C4 ~ 5)与 TDR56 的置换节段(C5 ~ 6),小关节的最大应力分别为 1.6 和 1.7 MPa,是正常颈椎的 2 倍。

3 讨论

有效性验证是有限元分析过程中比较重要的步

骤^[26-27]。通常将模型中的部分参数与实验或者同类研究作对照,以说明模型所得结果的合理性。从图 4 可以看出,本研究中非手术模型的 ROM 与文献[23-25]中通过新鲜尸体标本所获得的数据具有较好的一致性,说明建立的有限元模型能较好反映颈椎的运动特点。

在过去相当长的时间里,融合手术是治疗椎间盘疾病的标准方案。融合术后相邻节段退变的发生让临床医生开始考虑采用 TDR 来治疗椎间盘疾病;主要原因是与融合相邻的节段存在过载(椎间盘压强增加)现象,而与 TDR 相邻的节段并不存在过载状况。生物力学研究认为,过载会加速椎间盘退变^[28]。虽然临床上 TDR 手术与前路融合手术的相邻节段退变发生率并没有显著性差异,但希望这种新技术能提高病患的生活质量。因此,对 TDR 术进行深入的生物力学研究,能为临床提供一定的参考意见。

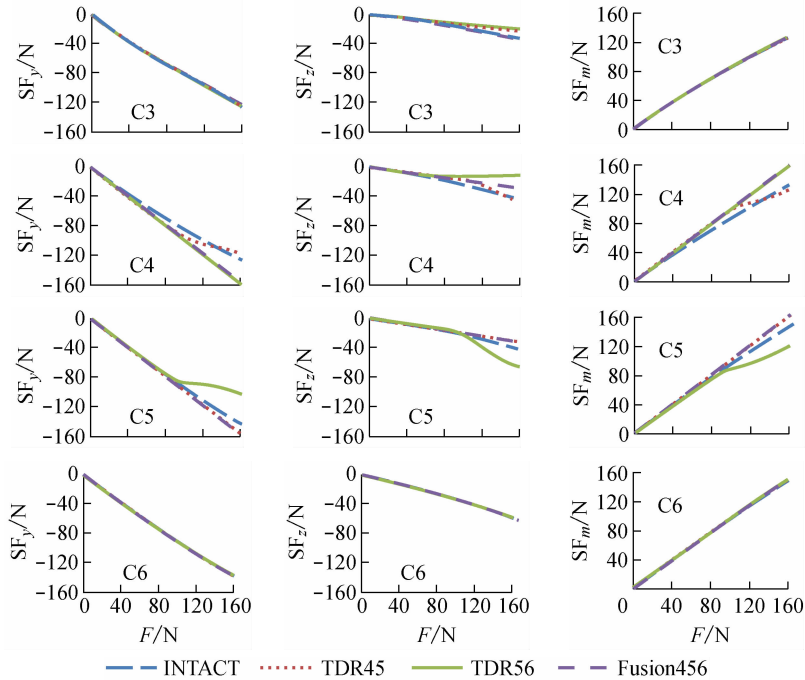


图7 椎体横截面受力与轴向力的关系

Fig. 7 Relationship between vertebral section force (SF) and axial load

融合手术会降低固定节段的活动能力,而 TDR 会增加置换节段 ROM,故对于多节段退变的病人,采用融合加置换的 Hybrid 手术能有效保持整个颈椎 ROM。生物力学研究与临床研究均表明,TDR 手术后颈椎的生理曲度会发生改变。本研究中,正常颈椎在轴向力作用下整个颈椎的后伸小于 4° ,各节段贡献约 1° 。在 Hybrid 模型中,整个节段的后伸接近 9° ,主要原因是置换节段 ROM 大幅增加。在前纵韧带与间盘完全切除后,脊柱的稳定性减弱。本研究中滑动关节构型的人工间盘不足以提供正常的椎间刚度,导致置换节段在轴向力作用下 ROM 有所增加。

当颈椎曲度发生改变后,颈椎的力传导路径也相应发生改变。在 TDR56 模型中,通过椎体传递的力减少 20%,而通过小关节传递的力是正常颈椎的 4.8 倍。在 TDR45 模型中,虽然通过椎体的力与 INTACT 模型差异较小,但通过小关节传递的力约增加 50%。通过小关节的力在置换节段均有所增加,其相应的最大应力值也有所增加,以至于 Hybrid 术后小关节应力高达正常颈椎的 2 倍。同时,TDR45 和 TDR56 模型的最大小关节力均发生在置

换节段,分别为 50 和 70 N。综上所述,在尾端置换所受的影响比头端置换大。

轴向力的作用点和人工椎间盘旋转中心对颈椎的受力分布具有较大的影响。本研究选择的轴向力作用点比较靠后,通过各椎体的旋转中心,因而对正常颈椎的影响较小。置换节段的旋转中心与人工间盘的固有旋转中心重合,位置相对轴向力的作用点靠前,故轴向力作用对 TDR 节段的影响较大。临床 TDR 时对于是否保留部分纤维环、后纵韧带等结构仍然存在争议。本研究中将整个间盘及前纵韧带切除,模拟 TDR 手术的情况,与真实临床情况存在一定的差异。忽略两侧纤维环的作用,进行合理的简化,有助于分析 TDR 对椎体受力传导分布的影响。

4 结语

本文探讨了 Hybrid 术后的力传导方式,有助于临床上从生物力学角度加深对手术的认识。所有模型中,融合节段的活动能力完全丧失,置换节段的活动性大幅增加。由于置换节段的活动范围的增加,Hybrid 模型中颈椎曲度在轴向力作用下将发生较大改变(后伸)。这种改变将导致 Hybrid 模型中通过

置换节段椎体传递的力有所减少,而通过小关节传递的力有所增加,进而增加小关节的应力。

参考文献:

- [1] Anderson PA, Rouleau JP. Intervertebral disc arthroplasty [J]. Spine (Phila Pa 1976), 2004, 29(23): 2779-2786.
- [2] Mo ZJ, Zhao YB, Wang LZ, et al. Biomechanical effects of cervical arthroplasty with U-shaped disc implant on segmental range of motion and loading of surrounding soft tissue [J]. Euro Spine J, 2014, 23(3): 613-621.
- [3] 蒲婷, 吕聪伟, 颜滨, 等. 人工颈椎间盘置换术与融合术的生物力学比较[J]. 医用生物力学, 2014, 29(2): 105-112. Pu T, Lv CW, Yan B, et al. In vitro study on biomechanical comparison between cervical arthroplasty and fusion [J]. J Med Biomech, 2014, 29(2): 105-112.
- [4] Chang UK, Kim DH, Lee MC, et al. Changes in adjacent-level disc pressure and facet joint force after cervical arthroplasty compared with cervical discectomy and fusion [J]. J Neurosurg, 2007, 7(1): 33-39.
- [5] Matsumoto M, Okada E, Ichihara D, et al. Adjacent segment disease and degeneration after anterior cervical decompression and fusion [J]. Neurosurg Quarter, 2010, 20(1): 15-22.
- [6] Chang U, Kim DH, Lee MC, et al. Range of motion change after cervical arthroplasty with ProDisc-C and Prestige artificial discs compared with anterior cervical discectomy and fusion [J]. J Neurosurg, 2007, 7(1): 40-46.
- [7] Yang B, Li H, Zhang T, et al. The incidence of adjacent segment degeneration after cervical disc arthroplasty (CDA): A meta analysis of randomized controlled trials [J]. PloS One, 2012, 7(4): e35032.
- [8] Lee S, Im Y, Kim K, et al. Comparison of cervical spine biomechanics following fixed- and mobile-core artificial disc replacement: A finite element analysis [J]. Spine, 2011, 36(9): 700-708.
- [9] Safavi-Abbas S, Reyes PM, Abjornson C, et al. Feasibility and biomechanics of multilevel arthroplasty and combined cervical arthrodesis and arthroplasty [J]. J Spinal Disord Tech, 2013, doi:10.1097/BSD.0b013e31829920f0.
- [10] Barrey C, Campana S, Persohn S, et al. Cervical disc prosthesis versus arthrodesis using one-level, hybrid and two-level constructs: An in vitro investigation [J]. Eur Spine J, 2012, 21(3): 432-442.
- [11] Faizan A, Goel VK, Biyani A, et al. Adjacent level effects of bi-level disc replacement, bi-level fusion and disc replacement plus fusion in cervical spine: A finite element based study [J]. Clin Biomech, 2012, 27(3): 226-233.
- [12] Lee MJ, Dumonski M, Phillips FM, et al. Disc replacement adjacent to cervical fusion: A biomechanical comparison of hybrid construct versus two-level fusion [J]. Spine, 2011, 36(23): 1932-1939.
- [13] Zhao YB, Li Q, Mo ZJ, et al. Finite element analysis of cervical arthroplasty combined with fusion against 2-level fusion [J]. J Spinal Disord Tech, 2013, 26(6): 347-350.
- [14] Cho BY, Lim J, Sim HB, et al. Biomechanical analysis of the range of motion after placement of a two-level cervical prodisc-c versus hybrid construct [J]. Spine, 2010, 35(19): 1769-1776.
- [15] Cunningham BW, Hu N, Zorn CM, et al. Biomechanical comparison of single- and two-level cervical arthroplasty versus arthrodesis: Effect on adjacent-level spinal kinematics [J]. Spine J, 2010, 10(4): 341-349.
- [16] 原芳, 薛清华, 刘伟强. 有限元法在脊柱生物力学应用中的新进展[J]. 医用生物力学, 2013, 28(5): 584-590. Yuan F, Xue QH, Liu WQ. Recent advances about finite element applications in spine biomechanics [J]. J Med Biomech, 2013, 28(5): 584-590.
- [17] Denozière G, Ku DN. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc [J]. J Biomech, 2006, 39(4): 766-775.
- [18] Guerin HAL, Elliott DM. Structure and properties of soft tissues in the spine// Kurtz SM, Edidin AA ed. Spine technology handbook. USA: Elsevier Inc., 2006: 35-62.
- [19] Keaveny TM, Buckley JM. Biomechanics of vertebral bone [M]// Kurtz SM, Edidin AA ed. Spine technology handbook. USA: Elsevier Inc., 2006: 63-98.
- [20] Ng HW, Teo EC, Zhang QH. Biomechanical effects of C2-C7 intersegmental stability due to laminectomy with unilateral and bilateral facetectomy [J]. Spine, 2004, 29(16): 1737-1745.
- [21] Narayan Y, Srirangam K, Frank AP. Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling [J]. Clin Biomech, 2001, 16(1): 1-27.
- [22] Brown SA. Synthetic biomaterials for spinal applications [M]// Kurtz SM, Edidin AA ed. Spine technology handbook. USA: Elsevier Inc., 2006: 11-33.
- [23] Moroney SP, Schultz AB, Miller JA, et al. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments [J]. J Biomech, 1988, 21(9): 769-779.
- [24] Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, et al. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves [J]. Spine, 2001, 26(24): 2692-2700.

通事故中最常受伤的部位,通过假人、动物、人体尸体等相关试验获取行人下肢及其他部位冲击损伤的力学判据,对提高事故重构准确度十分必要。此外,考虑行人姿态和行走速度等其他相关因素进行碰撞实验设计,将会进一步丰富和完善轿车-行人事故重构的理论和实验研究。

通过有限元仿真研究行人头部及胸部损伤与碰撞参数之间的关系发现,轿车碰撞行人速度越高,行人头部及胸部损伤越严重;相同碰撞速度下,行人背面受到撞击时头部和胸部损伤均较受到侧面和正面撞击时严重。该分析结果提示,临床在轿车-行人碰撞致行人头部及胸部损伤的救治时需要考虑碰撞参数的影响与作用,为指导和规范行人头部及胸部损伤防护和诊治、提高行人头部及胸部损伤治疗和预防效果提供了理论依据。

4 结论

本文提出将有限元仿真和遗传神经网络相结合进行轿车-行人碰撞过程重构的新方法。依据碰撞冲击损伤的力学判据,对有限元仿真中行人头部及胸部所受伤害进行量化评价,做到“以人中心”开展轿车-行人碰撞过程重构研究。将遗传算法和神经网络相结合,所建立的预测系统对事故案例的碰撞参数预测结果较好,能对轿车-行人碰撞事故做出正确分析,可为轿车-行人交通事故成因分析及责任认定提供新的方法。通过有限元技术研究轿车-行人碰撞中行人头部及胸部损伤与碰撞参数之间的关系,为进一步提高行人头部及胸部损伤的防治效果提供了理论依据。

参考文献:

- [1] 冯成建,王富平,徐臣,等. 基于车人碰撞事故重建的行人头部动力学响应研究[J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 164-170.
Feng CJ, Wang FP, Xu C, *et al.* Head dynamic response based on reconstruction of vehicle-pedestrian accidents with the video [J]. J Med Biomech, 2013, 28(2): 164-170.
- [2] 李海岩,赵伟,阮世捷,等. 第95百分位中国人头部颅脑相对位移的有限元评估[J]. 医用生物力学, 2012, 27(2): 198-206.
Li HY, Zhao W, Ruan SJ, *et al.* Finite element evaluation on skull-brain relative displacement of the 95th percentile Chinese human head [J]. J Med Biomech, 2012, 27(2): 198-206.
- [3] TOYOTA Motor Corporation. The documentation of total human model for safety [R]. Japan: 2011-26-29.
- [4] National Crash Analysis Center. 2012 Toyota Camry finite element model Version 1 [R]. Japan: 2014 -2-7.
- [5] Mertz JH, Prasad P, Irwin AL. Injury risk curves for children and adults in frontal and rear collisions [C]//Proceedings of 41st Stapp Car Crash Conference. Warrendale: SAE, 1997.
- [6] Axelsson H, Yelverton JT. Chest wall velocity as a predictor of nonauditory blast injury in complex wave environment [J]. J Trauma, 1996, 40(3): 31-40.
- [7] 杨济匡. 汽车与行人碰撞中的损伤生物力学研究概览[J]. 汽车工程学报, 2011, 1(2): 81-93.
- [8] 刘纪涛. 汽车-行人撞击中的人体动力学仿真[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学硕士学位论文, 2006.
- [9] Internal TNO. Methods for human body response after being exposed to a threat. Phase 1: Inventory and future approach [R]. The Netherlands: 2005.
- [25] Finn MA, Brodke DS, Daubs M, *et al.* Local and global subaxial cervical spine biomechanics after single-level fusion or cervical arthroplasty [J]. Eur Spine J, 2009, 18(10): 1520-1527.
- [26] Bowden A. Finite element modeling of the spine [M]//Kurtz SM, Edidin AA ed. Spine technology handbook. USA: Elsevier Inc., 2006: 443-471.
- [27] Griffin MJ. The validation of biodynamic models [J]. Clin Biomech, 2001, 16(S1): S81-S92.
- [28] Dmitriev AE, Cunningham BW, Hu N, *et al.* Adjacent level intradiscal pressure and segmental kinematics following a cervical total disc arthroplasty: An in vitro human cadaveric model [J]. Spine, 2005, 30(10): 1165-1172.

(上接第 117 页)