

文章编号:1004-7220(2016)03-0247-07

半限制型人工颈椎间盘置换与植骨融合术后 下颈椎生物力学特性的有限元分析

柏磊磊^{1a}, 赵改平^{1a}, 王晨曦^{1a}, 陈楠心^{1a}, 宋艳美^{1a}, 陈二云^{1b}, 赵庆华²

(1. 上海理工大学 a. 医疗器械与食品学院, b. 能源与动力学院,

上海市动力工程多相流动与传热重点实验室, 上海 200093; 2. 上海市第一人民医院 骨科, 上海 200080)

摘要: **目的** 研究 Discover、Prodisc-C 人工椎间盘置换术与植骨融合术后下颈椎活动度(range of motion, ROM)、椎间盘应力、韧带张力的生物力学特性以及植入假体力学性能的改变。**方法** 建立 C5~6 椎间盘退变 3 种手术方案; Discover、Prodisc-C 人工椎间盘置换和自体髂骨植骨融合有限元模型, 同时建立 C4~7 节段下颈椎原始模型。分析术后下颈椎 C4~7 节段在矢状面、冠状面及横断面上椎体的生物力学特性变化。**结果** 术后手术节段关节 ROM 变化; Discover 模型增加 12.7%~73.1%, Prodisc-C 模型增加 74%~98%, 植骨融合模型下降 55.8%~71.8%。Discover 置换后上邻近椎间盘应力无明显增加, 下邻近椎间盘应力在前屈、后伸、轴向旋转工况下减少 33.2%~54.2%, 囊韧带张力增幅比 Prodisc-C 置换后减少 30%~40%。Discover 假体最大应力(36.72 MPa)出现在前屈工况下, 小于 Prodisc-C 假体的最大应力(42.66 MPa)。**结论** 人工椎间盘置换术可以保留手术节段的运动性能, Discover 作为新一代人工椎间盘假体, 在减少韧带负担和维持脊柱稳定性方面有所进步。研究结果可为颈椎前路融合手术和人工颈椎间盘置换术的临床研究提供理论依据。

关键词: 人工椎间盘置换; 颈椎; 活动度; 生物力学特性; 有限元分析

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.03.247

Finite element analysis on biomechanical properties of inferior cervical spine after semi-constrained cervical intervertebral disc arthroplasty and anterior cervical discectomy and fusion

BAI Lei-lei^{1a}, ZHAO Gai-ping^{1a}, WANG Cheng-xi^{1a}, CHEN Nan-xin^{1a}, SONG Yan-mei^{1a}, CHEN Er-yun^{1b}, ZHAO Qing-hua² (1. a. School of Medical Instrument and Food Engineering, b. Shanghai Key Laboratory of Multiphase Flow And Heat Transfer of Power Engineering, School of Energy and Power, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Orthopedics, Shanghai First People's Hospital, Shanghai 200080, China)

Abstract: Objective To study biomechanical properties such as range of motion (ROM), intervertebral disc stress, ligament tension of inferior cervical spinal segment after the treatment of Discover, Prodisc-C artificial intervertebral disc replacement, and anterior cervical discectomy and fusion (ACDF), as well as mechanical property changes of the prosthesis after implantation. **Methods** Three kinds of operation plan on C5-6 cervical disc degeneration were established: Discover model, Prodisc-C model and ACDF model, as well as C4-7 segment original model of cervical vertebra. Biomechanical property changes after operation in cervical spine C4-7 segment

收稿日期:2015-10-14; 修回日期:2015-12-07

基金项目:国家自然科学基金项目(11502146), 上海市自然科学基金项目(15ZR1429600), 上海市科委科研项目(13DZ2260900)。

通信作者:赵改平, 副教授, Tel: (021)55271115; E-mail: zgp_06@126.com。

in sagittal, coronal and transverse section were analyzed. **Results** ROM changes of cervical segment C5-C6 were as following: in Discover model it increased by 12.7%-73.1%, Prodisc-C model increased by 74%-98%, ACDF decreased by 55.8%-71.8%. The stress of C4-5 intervertebral disc after Discover artificial disc replacement showed no obvious increase, while the stress of C6-7 intervertebral disc decreased by 33.2%-54.2% under flexion, extension and axial rotation conditions. The amplification of ligament tension in Discover model decreased by 30%-40% as compared to that in Prodisc-C model. The maximum stress of Discover model (36.72 MPa) appeared under flexion condition, which was smaller than that in Prodisc-C model. **Conclusions** Artificial disc replacement can help to keep movement performance for segment after surgery. As a newly developed artificial intervertebral disc prosthesis, Discover makes some progress in the aspect of decreasing ligament stress and maintaining spinal stability. The research findings will provide theoretical basis for the clinical study on ACDF and artificial cervical intervertebral disc replacement surgeries.

Key words: Artificial disc replacement; Cervical spine; Range of motion (ROM); Biomechanical properties; Finite element analysis

椎间盘退行性病变被认为是导致脊髓型和神经根型颈椎病的主要病因。颈椎前路减压椎体间植骨融合手术 (anterior cervical discectomy and fusion, ACDF) 经过多年的发展,被公认为是治疗颈椎疾病的金标准。然而鉴于手术的局限性,ACDF 术后易引起邻近节段代偿活动度增加,进而导致椎间盘压强增加^[1]。为了解决这种与椎间盘退化有直接关系^[2]的过载现象,20 世纪后期人工椎间盘置换术应运而生。

人工椎间盘置换术最早始于 1950 年代末,作为一种脊柱运动保留技术,其治疗目标为恢复椎体的关节活动度 (range of motion, ROM),降低邻近节段退变 (adjacent segment degeneration, ASD) 等并发症。当时该项技术主要应用于腰椎,随着结构设计和材料研究的不断发展,越来越多的人工椎间盘假体应用到颈椎疾病的治疗中。2007 年,Medtronic 公司 Prestige ST 假体成为美国食品药品监督管理局 (food and drug administration, FDA) 批准临床应用的第 1 种颈椎人工椎间盘假体,目前已有 Prestige LP (2007 年)、Prodisc-C (2007 年)、Bryan (2009 年) 3 种假体通过 FDA 认证。新一代人工颈椎间盘假体 Discover (DePuy Spine 公司,美国) 采用典型的球-窝结构,目前在国内外临床应用时间较短,故有关该假体置换后颈椎生物力学特性的研究较少,其长期临床治疗效果还有待验证。

颈椎生物力学的研究方法大致可分为动物实验、体外实验和有限元模型 3 种。有限元模型能够同时反映外部运动行为和内部力学响应,获得与体外实验数据呈现较好一致性的测量结果,已成为人

体生物力学分析的常用手段。Galbusera 等^[3] 采用 Bryan 人工椎间盘置换 C5 ~ 6 颈椎后建立其有限元模型,研究置换后椎体旋转瞬时中心的位置,结果表明,旋转瞬时中心稳定地集中在较小的区域。Chang 等^[4] 对比 Prestige 和 Prodisc-C 人工椎间盘颈椎融合与椎间盘置换的效果,结果发现,融合后上一相邻节段在前屈时颈椎纤维环前方压力增大明显。Discover 人工椎间盘作为新一代全金属半限制型假体,目前研究主要针对其手术节段,对于邻近节段关节 ROM、邻近椎间盘应力以及韧带的研究相对较少^[5-7]。

本文选用 Discover 人工椎间盘和已认证的 Prodisc-C 假体,基于 CT 断层扫描建立下颈椎 C4 ~ 7 三维有限元模型,模拟人工椎间盘置换术和前路植骨融合术两种方式,建立 Discover、Prodisc-C、自体髂骨融合置换 C5 ~ 6 椎间盘的 3 种三维有限元模型,探讨 Discover 人工颈椎间盘置换后对下颈椎模型生物力学特性的影响以及不同人工椎间盘假体力学特性的区别。

1 材料和方法

1.1 原始模型的建立

利用 1 名健康男性志愿者的 CT 断层扫描图像,通过 Mimics 10.01 进行三维重建,提取下颈椎的几何轮廓并导入到 Geomagic 12.0 中进行光洁修复处理,利用搭桥填充生成椎间盘,将曲面模型导入 HyperMesh 10.0 进行操作,将每个椎体切割分成前部椎体和后方骨性单元^[8]。对颈椎 C4 ~ 7 进行网格划分,形成皮质骨、松质骨。椎间盘由中央的髓核和外围的纤维环组成,椎间盘上的终板可通过椎间

盘上下表面的面网格各自向外法线方向偏置形成,而椎间盘与椎体则通过公用终板面网格而实行共节点。给模型添加前纵韧带 (anterior longitudinal ligament, ALL)、后纵韧带 (posterior longitudinal ligament, PLL)、囊韧带 (capsular ligament, CL)、黄韧带 (ligamentum flavum, LF)、棘间韧带 (interspinous ligaments, ISL) 5 种韧带。最后经 ABAQUS 6.10 进行赋值属性、添加边界和载荷,得到完整的颈椎三维有限元模型。韧带及胶原纤维以一种只能承受拉伸载荷而受压时相应载荷为零的材料模拟。关节软骨由小关节突接触关系所定义的面-面接触表示,滑动摩擦因数设为 0.01。

1.2 人工椎间盘置换术模型的建立

Discover 人工椎间盘是美国 Depuy 公司生产的典型的球窝状关节,由两块终板组成,其终板面呈轻凸型,更贴合终板的生理曲面。上、下终板均用钛合金制造的两件式结构,一个超高分子量聚乙烯插入内芯与下终板横向机械连接。每个终板都有用于和颈椎椎体终板短期固定的双排齿突,并喷涂有羟基磷灰石涂层以利于骨细胞长入。Discover 人工椎间盘具有 small (S)、small extra-wide (SEW)、medium (M)、medium extra-wide (MEW)、large (L) 5 种不同型号,根据患者椎体的椎间高度(5、6、7、8、9 mm)可以选择 5 种不同的假体。本文选用 M 型(宽 15.2 mm、深 15.7 mm)、高度 6 mm 的假体作为研究对象,而 Prodisc-C 则采用高度 5 mm、宽度 15 mm、深度 14 mm、球窝曲率半径 4 mm 的标准 MD 型号。

依据假体尺寸,利用三维软件 UG 8.0 建立几何模型,导入 HyperMesh 10.0 中进行网格划分,网格划分采用四面体单元。模拟前路人工椎间盘置换标准操作,去除 C5~6 椎间盘、前纵韧带,后纵韧带予以保留,将 C5 下终板和 C6 上终板部分去除,打磨平滑后开槽,分别将两种假体模型的双排齿突和突起龙骨沿骨槽植入椎间,椎间盘的放置必须靠近椎体的瞬时旋转中心^[9]。为使手术前后的下颈椎前凸角一致,整个人工椎间盘调整到一个最合适的角度,最后设定为与水平面成 12° 夹角^[10]。椎间盘上表面与 C5 椎体下表面、椎间盘下表面与 C6 椎体上表面均设置为绑定接触。人工椎间盘的多聚核与上终板之间定义为三维非线性的接触条件,摩擦因数为 0.07。Prodisc-C 多聚核绑定于下终板。不同假体置换后的下颈椎有限元模型如图 1 所示。

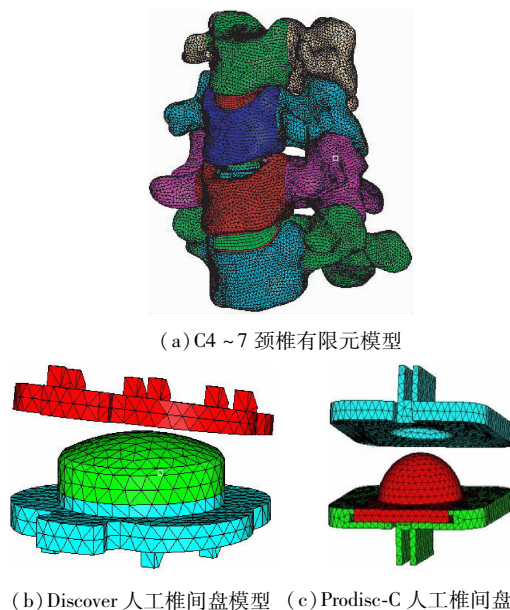


图 1 人工椎间盘置换后 C4~7 下颈椎有限元模型

Fig. 1 Finite element model of cervical segment C4-7 after artificial disc replacement (a) Finite element model of cervical segment C4-7, (b) Discover model, (c) Prodisc-C model

1.3 前路植骨融合术模型的建立

模拟前路植骨融合术,切除 C5~6 椎间盘、C5 下终板和 C6 上终板,选用自体髂骨植入,植入骨与终板的接触面积等于终板面积。为简化设计,直接将融合节段的椎间盘材料替换为松质骨以模拟植骨融合。

1.4 材料属性

所建模型中除了胶原纤维和韧带采用只有张力的杆单元模拟以外,其余结构均采用四面体单元模拟,椎骨和椎间盘的材料属性由弹性模量和泊松比两个参数描述。所有韧带的起止点、横截面积均参考文献[11]中的数据,Discover 和 Prodisc-C 人工椎间盘中间聚合物核都由聚乙烯构成,不同的是 Discover 上、下终板是钛合金板,而构成 Prodisc-C 上、下终板的是钴铬钼合金。具体模型单元类型及材料属性如表 1 所示。原始模型共计 327 540 个单元,73 685 个节点。

1.5 模型边界条件设定与加载

术后模型边界条件的设定与加载,固定 C7 下表面所有节点,限制其 6 个自由度。根据右手定则,在 C4 的特征点上施加 1 N·m 扭矩与 73.6 N 预载荷,计算手术节段及邻近节段 ROM、临近节段椎间盘内应力、囊韧带张力以及植入假体的应力分布。

表1 有限元模型单元类型及材料属性^[11-19]Tab.1 Unit type and material properties of the finite element model^[11-19]

结构名称	单元数	弹性模量/MPa	泊松比	截面积/mm ²
皮质骨	65 424	9 600	0.300	—
松质骨	78 293	144	0.290	—
后方骨性单元	158 248	3 500	0.290	—
软骨终板	4 306	500	0.400	—
纤维环基质	4 950	4.2	0.450	—
髓核	5 815	1	0.499	—
胶原纤维	6 221	450	0.300	—
前纵韧带	10	30	0.390	11.10
后纵韧带	9	20	0.390	11.30
关节囊韧带	12	20	0.390	11.65
黄韧带	9	1.5	0.390	46.00
棘间韧带	12	1.5	0.390	13.00
钴铬钼合金	—	210 000	0.300	—
钛合金	—	114 000	0.300	—
聚乙烯	—	3 000	0.300	—

2 结果与分析

2.1 原始模型验证

计算原始模型在前屈、后伸、左侧弯、右侧弯、左轴向旋转、右轴向旋转6种工况下关节ROM。对其分别施加-2、-1、-0.5、-0.33、0、0.33、0.5、1、2 N·m扭矩,将屈伸、侧弯和轴向旋转时ROM与文献[20,21]中的研究数据进行对比分析(见图2)。结果表明,模型与体外实验结果吻合较好,关节ROM在合理范围之内。

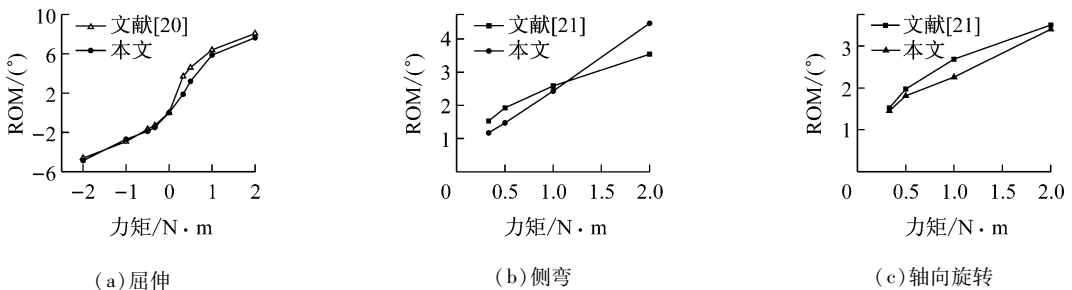


图2 C4~5节段在不同工况下关节ROM与文献结果对比

Fig.2 C4-5 ROM comparison between present study and the literature under different working conditions

(a) Flexion/extension, (b) Lateral bending, (c) Axial rotation

2.2 关节ROM

置换前后下颈椎模型关节ROM的对比如图3所示。人工椎间盘置换后,手术节段ROM较正常模型有所增加;Prodisc-C置换后,手术节段ROM分别在屈伸、侧弯、轴向旋转工况下增加98%、75%、74%;Discover置换后,手术节段ROM在屈伸、侧弯工况下分别增加14.1%、12.7%,增加不明显。在轴向旋转工况下,Discover置换后,C5~6关节ROM增加73.1%。在屈伸和侧弯工况下,Prodisc-C比Discover置换后的关节ROM变化大。融合手术后,手术节段ROM在屈伸、侧弯、轴向旋转工况下较正常模型分别减少59.5%、71.8%、55.8%。Prodisc-C置换后,C6~7关节ROM在各工况下降低19%~28%;Discover置换后,C6~7关节ROM减少18.1%~24.8%。融合手术后,下邻近C6~7节段在屈伸、侧弯、轴向旋转工况下较正常节段ROM分别增加9.3%、6.6%、11.8%;C4~5节段ROM较C6~7节段增加明显,各种工况下分别增加26.7%、40.2%、12.2%。

Discover人工椎间盘置换后总的ROM有所保留,关节ROM与正常生理状况相似,该结果与文献[15]中的研究结果相似。相对于融合手术会增加邻近节段ROM,Discover人工椎间盘置换术在解除神经或脊髓压迫的同时,尽可能保留了下颈椎的自由运动节段及关节ROM。相对于Prodisc-C假体,在屈伸、侧弯工况下Discover椎间盘置换后手术节段ROM增加较小,推测与Discover、Prodisc-C不同的终板结构有关,Discover终板更贴合椎体的生理曲面。而轴向旋转工况下,两种假体置换后ROM增幅相近,推测主要原因是Discover、Prodisc-C两者

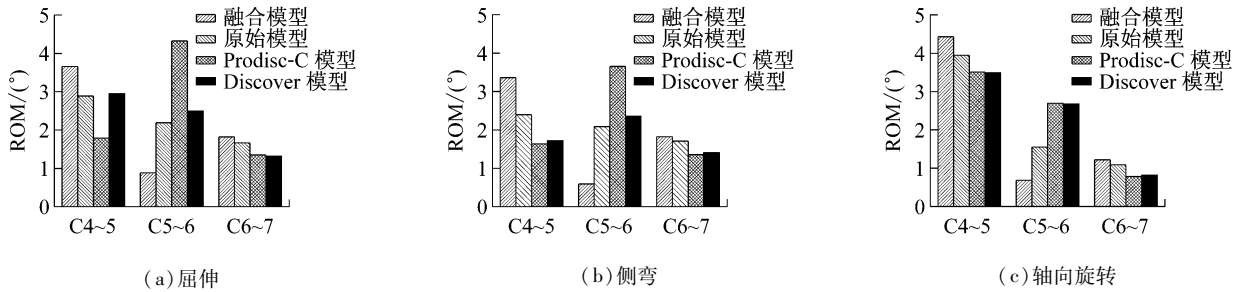


图3 4种颈椎模型在不同工况下关节 ROM 对比

Fig.3 ROM comparison for 4 cervical spine models under different working conditions (a) Flexion/extension, (b) Lateral bending,

(c) Axial rotation

都属于半限制型假体,旋转中心是固定的。本研究同时发现,融合手术后上邻近节段较下邻近节段 ROM 增加明显,与文献[22]中的研究结果相似。

2.3 邻近椎间盘应力

术后邻近椎间盘应力结果如图4所示。融合节段的邻近节段椎间盘应力普遍增加,尤其是下邻近节段椎间盘应力增加明显,C6~7节段融合手术后在前屈、后伸、侧弯和轴向旋转工况下增加了42.3%、15.1%、29.6%、2.2%,推测该节段处于边

界条件设定的邻近部位,可能影响模型结果。Dmitriev等^[23]研究发现,C5~6节段融合后,远端椎间盘应力的增加要更为明显,远端椎间盘应力在各种运动中均增加。相对于融合手术,Discover置换后上邻近椎间盘应力无明显增加,下邻近椎间盘应力在前屈、后伸、轴向旋转工况下减少33.2%~54.2%。靠近尾侧椎间盘应力反而有所减小,主要是由于临近节段 ROM 降低引起。体外实验研究发现,ROM 变化常伴有椎间盘内应力的改变^[24]。

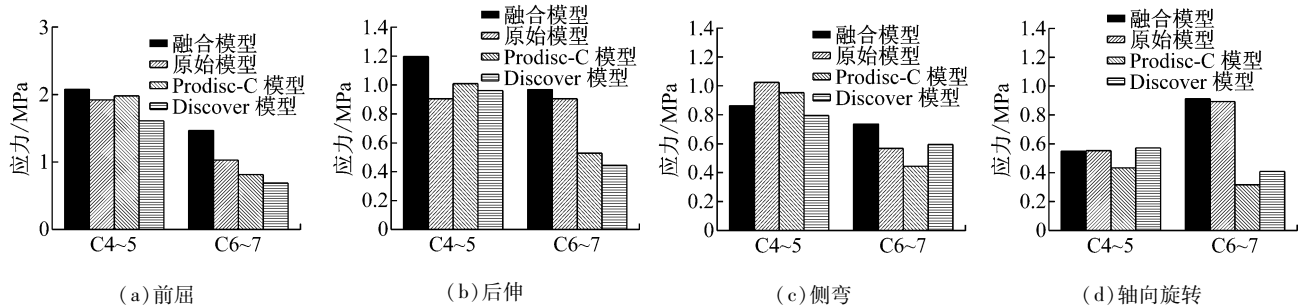


图4 4种颈椎模型在不同工况下邻近椎间盘应力对比

Fig.4 Comparison of adjacent intradiscal pressure for 4 cervical spine models under different working conditions

(a) Flexion, (b) Extension, (c) Lateral bending, (d) Axial rotation

2.4 韧带张力

置换后关节囊韧带张力结果如图5所示。Prodisc-C 置换后,模型在前屈、后伸、侧弯、轴向旋转工况下关节囊韧带所受张力分别增加59.9%、36.4%、60.9%、159.9%; Discover 置换后,上述各种工况下关节囊韧带所受张力分别增加16.9%、2.3%、14.8%、128%。融合后,囊韧带在前屈、后伸工况下分别下降37%、6.2%。人工椎间盘置换后,关节囊韧带的最大张力较原始模型都有明显增加。

通过实验结果可知,Prodisc-C 置换后关节囊韧带增幅普遍比 Discover 置换后要大,特别是在前屈、后伸、侧弯工况下增大30%~40%,推测与植入假体的结构设计有关。作为新型人工椎间盘假体,Discover在结构上有所优化,相对于前几代人工椎间盘,尽量避免破坏颈椎原来的平衡,减少对韧带负担。融合手术后由于整个下颈椎 ROM 有所减少,特别是在前屈、后伸工况下减少比较明显,从而导致囊韧带的最大张力也随之减小。韧带张力的增加有

可能引起慢性劳损,导致颈痛等症状,影响术后临床效果。因此,人工椎间盘的结构设计要注意给予ROM限制,减少对韧带的负担。

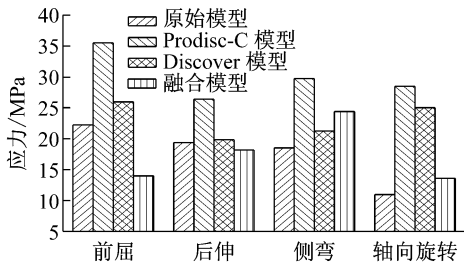
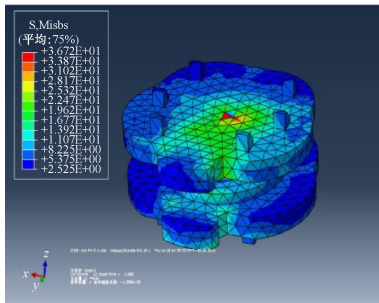


图5 4种颈椎模型在不同工况下关节囊韧带张力比较

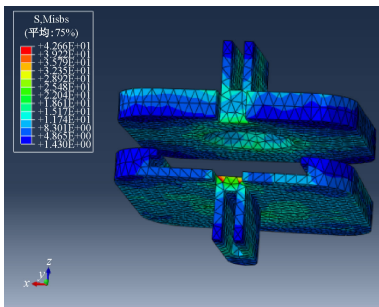
Fig. 5 Comparison of tension force of capsular ligaments for 4 cervical spine models under different working conditions

2.5 人工椎间盘应力分布

Discover 和 Prodisc-C 人工椎间盘上、下终板在前屈工况下的应力分布如图6所示。终板最大应力均出现在前屈载荷条件下, Discover 最大应力(36.72 MPa)小于 Prodisc-C(42.66 MPa),且位于上终板中部区域。Discover 终板最大应力在后伸、左右侧弯、左右轴向旋转工况下均小于 Prodisc-C,



(a) Discover 模型



(b) Prodisc-C 模型

图6 不同人工椎间盘上、下终板在前屈工况下应力云图

Fig. 6 Stress distributions on upper and lower end plates within different artificial intervertebral discs under flexion

(a) Discover model, (b) Prodisc-C model

推测 Prodisc-C 终板由单一龙骨构成,而每个 Discover 终板都有6个齿骨嵌入椎体,增加了接触面积,减少了对椎体的负荷。Prodisc-C 上、下终板应力集中现象比较普遍,主要集中在上下突起龙骨附近。本研究认为,人工椎间盘终板面应力升高可能与其强直性的设计有关。终板突起部分附近出现有过度应力集中现象,这有可能发生潜在的骨吸收并由此导致沉降。Pauwels 等^[25]研究发现,较高的应力可引起骨组织降解的现象。

3 结论

对于退行性颈椎疾病,长期以来融合手术代表着治疗的标准,但是融合手术后相邻节段退化的发生使临床医生开始考虑采用人工椎间盘置换术来治疗颈椎疾病。本文探讨 Discover 人工椎间盘置换后下颈椎的生物力学特性,将有限元模型应用于颈椎前路减压手术的研究,模拟临床颈椎前路人工椎间盘置换术和植骨融合术,建立3种术后模型;同时,将实验数据进行对比分析,为设计出更符合人体生理的人工椎间盘提供参考,提高临床效果,也为进一步比较人工椎间盘置换术与颈椎前路减压固定融合术研究提供理论依据。

人工椎间盘置换后模型在手术节段关节 ROM 要比正常模型有所增加,在屈伸和侧弯工况下 Discover 比 Prodisc-C 置换后的关节 ROM 变化小,可能是由于不同的终板结构导致。邻近节段的 ROM 基本保留,置换后颈椎整个 ROM 相对于原始模型无明显变化。融合后模型在各个工况下颈椎 ROM 均降低。研究发现,融合节段的邻近节段椎间盘应力普遍增加,尤其是下邻近节段椎间盘应力增加明显,推测该节段处于边界条件设定的邻近部位,可能影响模型结果。而人工椎间盘置换后,邻近椎间盘应力维持在正常范围内,在尾侧节段减少较明显,C6~7 节段椎间盘应力在前屈、后伸、侧弯和轴向旋转条件下均有所减少,可能与其球槽对称设计有关。椎间盘置换手术后囊韧带张力普遍增加,故术后可能引起慢性劳损并导致脊柱结构失稳。相对于 Prodisc-C 假体,新型 Discover 人工椎间盘优化了结构,减少了对韧带的负担。计算结果显示,在前屈工况下,人工椎间盘终板应力出现最大值。上、下终板与椎体接触边缘以及突起附近有过高的应力集中现象,这有可能发生潜在的骨吸收并由此导致沉降。

因此,在进行人工椎间盘设计时,应减少终板的强直性设计,适当限制其 ROM,保持椎体的稳定。

综上所述,融合后模型在各个工况下颈椎 ROM 均有所降低,人工椎间盘置换术总体可以保留手术节段的运动性能。Discover 作为新一代人工椎间盘假体,在减少韧带负担和维持脊柱稳定性方面有所进步,但是对于其长期临床效果还需进一步观察。

参考文献:

[1] 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.

[2] Matsumoto M, Okada E, Ichihara D, et al. Adjacent segment disease and degeneration after anterior cervical decompression and fusion [J]. Neurosurgery, 2010, 20(1): 15-22.

[3] Galbusera F, Fantigrossi A, Raimondi M, et al. Biomechanics of the C5-C6 spinal unit before and after placement of a disc prosthesis [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2006, 5(4): 253-261.

[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 Spine, 2007, 7(1): 33-39

[5] Rousseau MA, Bonnet X, Skalli W. Influence of the geometry of a ball-and-socket intervertebral prosthesis at the cervical spine: A finite element study [J]. Spine, 2008, 33(1): E10-E4.

[6] 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 Phys, 2006, 28(6): 534-541.

[7] Galbusera F, Bellini CM, Raimondi MT, et al. Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis [J]. Med Eng Phys, 2008, 30(9): 1127-1133.

[8] 苏晋,赵文志,陈秉智,等. 建立全腰椎有限元接触模型[J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 200-205.
Su J, Zhao WZ, Chen BZ, et al. Establishing finite element contact model of human L1-L5 lumbar segments [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 200-205.

[9] Galbusera F, Bellini CM, Brayda-Bruno M, et al. Biomechanical studies on cervical total disc arthroplasty: A literature review [J]. Clin Biomech, 2008, 23(9): 1095-104.

[10] 唐桥虹,莫中军,姚杰,等. 基于有限元方法的不同球-窝设计参数的人工颈椎间盘生物力学分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2014, 31(6): 1265-1271

[11] Brodin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics [J]. Spine, 2004, 29(4): 376-385.

[12] Cowin SC. Bone mechanics handbook [M]. USA: CRC press, 2001.

[13] Ulrich D, Van Rietbergen B, Laib A, et al. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone [J]. Bone, 1999, 25(1): 55-60.

[14] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion [J]. Biomed Mater Eng, 1997, 7(4): 221-230.

[15] 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 Phys, 2006, 28(6): 534-541.

[16] An YH, Draughn RA. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface [M]. USA: CRC Press, 1999.

[17] 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): 955-961.

[18] Laville A, Laporte S, Skalli W. Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns [J]. J Biomech, 2009, 42(10): 1409-1415.

[19] Zhang QH, Teo EC, Ng HW, et al. Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine [J]. J Biomech, 2006, 39(1): 189-193.

[20] 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.

[21] Yoganandan N, Kumaresan S, Pintar FA. Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(6): 623-629.

[22] 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]. Eur Spine J, 2014, 23(3): 613-621.

[23] 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.

[24] Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, et al. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion [J]. Spine, 2002, 27(22): 2431-2434.

[25] Pauwels F. Biomechanics of the locomotor apparatus: Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus [M]. USA: Springer Science & Business Media, 2012.