

脊柱非融合技术生物力学机制

刘洋, 袁文

【关键词】 脊柱疾病; 假体和植入物; 生物力学; 综述文献

【中图分类号】 R 318.17 【文献标识码】 A 【文章编号】 1672-2957(2007)04-0248-04

脊柱融合术自1911年Hibbs与Albee首次报道后, 早已成为脊柱外科广泛应用的技术, 在脊柱退变性疾病、不稳以及脊柱畸形等手术中, 脊柱融合均是毫无争议的“金标准”。然而, 没有一种外科技术是完美的, 患者在接受脊柱融合的同时, 也付出了一定的代价。其中最主要的问题就是邻近节段的退变(adjacent degeneration)。脊柱融合后对应节段相对的固定使得应力向邻近椎体集中, 加速了邻近节段的退变。而且, 脊柱的固定使其在矢状面上无法代偿姿势的改变。在脊柱融合的缺陷被充分认识后, 非融合技术应运而生, 已成为近年来脊柱外科领域备受关注的话题。本文将对脊柱功能单位(FSU)在正常及病理状态下的生物力学机制以及非融合植入物设计的生物力学理念进行综述。

1 正常脊柱生物力学

1.1 正常脊柱解剖与应力符合

脊柱运动节段是具有稳定、运动及传导功能的精确复合体, FSU的基本负重结构是椎间盘。外部纤维环由同心排列的纤维韧带薄层与纤维连接组织构成, 形状类似轮胎中的放射状结构。这样的结构使纤维环能较好地负荷由完整髓核所传递的牵张应力。髓核位于椎间盘中后方, 主要由疏松联结的胶原与附着其上的蛋白多糖组成。蛋白多糖的亲水特性维持着椎间盘的膨胀且使髓核能较好地承载及分散压应力。膨胀的髓核能将压应力呈放射状重新分布, 使压应力均匀传导至外围的纤维环, 而纤维环的胶原纤维较好地承载了牵张应力。生物力学上, 健康的髓核具有各向同性的性质, 以致应力最终均匀分散传导至椎体上下终板^[1]。

关节突关节在FSU中所起的承载应力及稳定的作用次于椎间关节, 关节突关节变异较大, 决定了其特殊的生物力学功能。在颈椎, 关节突关节在冠

状面及轴状面上均呈中立位。由于其方向, 颈椎关节突关节在椎体承受前方剪切力时限制了上位椎体向前滑移并主要限制后伸运动^[2]。因而, 关节突韧带在过伸时承受前方剪切力。

在腰椎, 关节突方向在矢状面与冠状面上接近中立位, 略向前方倾斜。腰椎关节突限制腰椎过度后伸但在后伸时承载较高压应力。相反, 在腰椎过屈或压缩时承受较小的压应力, 前方剪切力亦增加关节突受力^[3], 后方剪切力时关节突不受力, 后方韧带软组织(棘上韧带、棘间韧带、关节突关节囊)限制椎体后移并承受牵张应力^[3,4]。

脊柱具有强大的抵抗压应力、剪切力及扭转力的能力, 并在脊柱运动时维持自身稳定。在腰椎, 生理负荷是巨大且重复的, 这要求非融合植入物必须在多年的反复周期性运动中承载应力。人正常行走时腰椎间盘所负荷的压应力为体重的1~2.5倍。在举起14~27 kg重物时, 腰椎的轴向压缩力大约为5 300~6 900 N(是70 kg体重人自身重力的7.6~9.9倍), 前后剪切力大约为1 100~1 500 N(体重的1.6~2.1倍)。前后剪切力在过伸到最大扭距70%时为700 N。接近80%的压应力通过腰椎的前柱, 其余的传导至关节突^[5,6]。椎间盘变性、椎间高度的丢失或矢状面排列的紊乱, 将使得过多的应力转移至后方的关节突关节。

1.2 运动学特征

FSU的运动学反映了脊柱在活动时两个相邻椎体的运动轨迹。尽管脊柱运动是多平面的联合运动, 但运动学可以将其简单描述为屈伸、侧屈与轴向旋转的联合。颈椎或腰椎运动节段屈伸的瞬间旋转轴(IAR)位于椎体下终板后方中点的稍远处。IAR精确的定位由脊柱不同节段及椎间活动时的移位决定^[7,8]。在腰椎, L₅/S₁是一个例外, 因为该节段的IAR在椎间盘而不是下终板。C₂₋₇活动时, IAR可能向近端移动, 节段越靠下, IAR越靠近椎间盘。椎体间的活动是前后方结构的联合运动, 且后部结构

作者简介: 刘洋(1977-), 博士在读, 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

具有复杂的解剖特点,因而 IAR 严重紊乱所造成的运动学变化会导致关节突关节与后部韧带的过度负荷。这在设计脊柱非融合植入物时是一个需要考虑的重要因素。

FSU 的活动程度在脊柱的不同节段以及不同个体之间差异很大^[9]。一般而言,颈椎每一节段的平均屈伸范围为 $10^{\circ} \sim 20^{\circ}$, 腰椎为 $9^{\circ} \sim 14^{\circ}$ 。椎间非生理性活动会因为关节突病变或关节突肥大、黄韧带肥厚或椎间盘变性导致该节段退变。另一方面,植入物若不能充分恢复椎间的活动,将不能有效降低邻近节段退变的发生率,而这正是非融合技术的基本目标之一。

2 脊柱退行性变与融合后的生物力学改变

椎间盘抗压应力的均匀分布以及纤维环抗张应力的维持是保证髓核膨胀完好的主要因素。

在退变的运动节段,变性脱水的髓核失去了抗压应力的特性且无法将负载正常传导至纤维环。另外,不能充分膨胀的椎间盘在负载时会导致髓核与纤维环之间过渡区异常的剪切力,最终造成疲劳失败、裂缝及进一步的退变。当髓核生物力学完整性进一步破坏后,便失去了其各向同性传导负载的特性,取而代之的是负载将集中于椎体终板的外周。椎间盘亲水性及膨胀特性的丧失将是整个退变过程的第一步,继续发展将弥散至整个椎间盘并造成关节突关节的退变。

椎间盘的退行性改变将进一步引起关节突的强硬。椎间盘退变的早期及间隙期其相对松弛,随着椎间盘退变程度的加重,其抵御旋转及剪切力的能力减弱,更多的应力转移至后方结构。椎间盘源性疼痛可能来自神经组织的机械或化学刺激,退变的关节突以及椎间盘本身,或是离心性负载的椎体终板^[10,11]。尽管对于脊柱退变的治疗,在非融合技术出现以后学者们的观点有所变化,但大多数人仍认为对于有症状的退变节段合并有前方及后方结构病变,脊柱融合仍是最理想的治疗方法^[12,13]。

尸体的有限元分析及动物实验研究表明融合会增加椎间盘内压、终板应力以及邻近节段椎间盘纤维环的应力。临床上,融合后邻近节段退变时有发生^[14,15],其被认为是由于融合节段活动受限而使得邻近节段应力与活动过度增加所致。另外,矢状面上融合区的固定使局部不能随躯体坐、卧、站立时姿势的改变而变化。另外,若融合不能很好地恢复矢状面曲度,则更易出现邻近节段退变^[16,17]。邻近节段退变的准确发生率目前尚无文献报道,但对于脊柱融合术后远期通常都会出现邻近节段退变已基本

形成共识,那么促进非融合技术发展最大的动力即在于避免术后邻近节段退变的发生。

3 非融合技术的生物力学机制

3.1 全椎间盘置换

全椎间盘置换 (total disc replacement, TDR) 的基本理念与全膝或全髋关节置换相同。去除引起疼痛的退变椎间盘,就像髋膝关节置换术中去除退变的关节韧带组织一样。另外,运动节段的保留可以减少邻近节段退变的发生并允许矢状面代偿与姿势的调整。因为 TDR 术仅处理脊柱前柱结构的病变,因而术前存在后结构关节突病变的患者即为 TDR 手术的禁忌症。TDR 植入物去除了作为疼痛来源的椎间盘,替代椎间盘负载应力,其设计需满足四个条件:第一,植入物需在生理载荷下维持 50 年而不发生植入物失败。第二,植入物的运动学特性需保证不发生后方关节突关节僵硬。第三,植入物需保留足够的活动以减少邻近节段退变的发生。最后,植入物界面与切迹的设计需减少下沉与松动的可能。若 TDR 植入物不能满足以上四个条件,那么其远期疗效将无法与融合相比。

人工髋关节假体 1 年平均需经历 200 万运动周期^[18]。考虑到人每年由于呼吸所引起颈椎微小运动约为 600 万周期,一个典型的 FSU 每年需经历 800 万运动周期。从过去 30 年骨科植入物中得到的经验,TDR 植入物的设计应具有较低的生物力学损坏率。比如,早期的 SB Charite 金属终板损坏率较高,但其后设计的改进与金属工艺的改良消除了此并发症。与髋膝关节置换不同的是,聚乙烯磨损在腰椎 TDR 中并不是一个显著的问题。第 1 代 Charite 始于 20 世纪 80 年代,组织学上骨质融解并未见文献报道。Cmotti 等与 Tropicano 等在术后 2 年及 9 年的随访中观察平片并未见聚乙烯厚度的丢失^[19,20]。在全髋假体中常见的金属-金属、陶瓷-聚乙烯与陶瓷-陶瓷,在脊柱假体中同样能提供较长的寿命。

弹性材料应用于承载应力的部位,尤其在剪切力施加的区域,并不像坚固材料那样应用广泛。硅植入物在手、足、腕、肘关节置换术中的应用由于其破裂失败的发生率较高而遭到遗弃^[21-24]。Acroflex 的腰椎人工椎间盘其核心是硬化橡胶,其力学损坏率非常高^[25]。植入物设计者应用粘弹性材料时需考虑到其能较好的重复负载压缩、扭转及剪切应力。

前路椎间盘置换术能解决前方疼痛来源的结构,但远期效果依赖后方关节突关节功能的保留。Huang 等回顾了腰椎间盘置换后出现的保留关节突

功能的限制型内固定装置的设计特点与生物力学之间的关系^[13]。椎间盘置换的目的、限制固定的定义为限制椎体间前后或侧方的滑移。典型的限制性椎间盘装置为球-槽连接,像 ProDisc 或 Prestige 人工椎间盘。SB Charite 允许较小的剪切平移,是限制较少的装置。

在颈椎及腰椎,关节突韧带倾向于负载前方的剪切应力。限制性植入物能抵抗前方剪切力并减少关节突负载,但植入物及植入物-骨界面则需承受极大的应力。相反,限制前后剪切力较少的装置则增加了关节突的负荷。由于限制性 TDR 在 FSU 旋转时遵循运动轨迹而在过伸运动时后方结构无法重复三维运动轨迹,那么最终限制性植入物会导致脊柱在一些极度运动时后方关节突关节承载较高的应力。

全球体负载表面的植入物(例如球-槽设计的 TDR)运动特性很大程度由 IAR 位置与连接处曲面半径决定。IAR 是头端装置部分及其连接的椎体在旋转时的空间位点。曲面半径是 IAR 到植入物负载表面的距离,曲面半径大的植入物外观较平,半径小的外观较圆。虽然椎体明显的平移发生于限制性球-槽植入物的运动,事实上该运动是椎体围绕植入物的 IAR 旋转。球-槽 TDR 中观察到的旋转与明显平移的相关比例是由植入物的曲面半径决定的。较小的曲面半径,旋转运动占主导,较大的曲面半径,平移运动为主导。

不同类型的关节突负载运动效应可以通过关节突关节解剖结构来预测。通常,过伸时倾向关节突负载,过屈时关节突去负载。尽管保留屈伸运动对于减少邻近节段应力十分重要,但屈伸、旋转及平移的相互作用影响着关节突的负载。植入物设计者在确定植入物限制程度、IAR 的位置以及 TDR 的曲面半径时应考虑这些因素。

3.2 髓核置换的生物力学

髓核假体的设计是为了通过恢复椎间盘膨胀、纤维环的张力以及椎间盘传递应力的正常机制来重建椎间盘的正常功能。大多数设计应用粘弹性聚合物,将其以单体形式放置或注射进入椎间,在原位聚合。人工髓核假体(prosthetic disc nucleus, PDN)是其中唯一一个在临床上广泛应用的产品。PDN 由编织的聚乙烯外壳及所包绕的水凝胶片状内核组成。PDN 在脱水状态下从后外侧或侧方切开的纤维环置入椎间。接着水凝胶吸水,膨胀,从理论上重建了髓核功能。

因为人工髓核植入物从设计上是重建纤维环的张力,因而在选择病例上应要求纤维环相对完整。

纤维环较大缺失及椎间高度较明显的塌陷均是髓核置换的禁忌症。临床应用回顾研究显示 PDN 在术后 2~4 年随访中能较好地维持椎间高度^[26,27]。而由于腰椎在日常生活中要负载的压应力非常大,因此一些植入物脱出常能见诸报道。

PDN 置入后有学者观察到终板的重塑现象。终板硬化可能由植入物传递负载的反应导致,而这种反应并不波及整个终板,因而并不能完全恢复正常椎间盘所具有的均一传递负载的特性。如果没有疼痛且椎间高度保留,那么终板重塑并不会引起临床症状。然而,终板重塑明显且椎间高度丢失严重的患者亦见报道^[27]。针对这种现象,PDN 装置进行了改良以增加其水容量从而加强其顺应性。最大限度的加大与终板的接触面积并减小植入物硬度有助于减少终板重塑的发生。

髓核置换的远期效果需要通过随机试验来检验,另外,亦需要较长的随访时间来验证腰椎在日常生活中所承受的大量应力条件下髓核假体不发生疲劳损坏。

3.3 后路非融合固定的生物力学

TDR 原则是切除疼痛来源的椎间盘,通过植入物直接去负载,与之相对的是,后路非融合固定装置将保留疼痛来源的椎间盘组织,但限制一定形式的活动并改变 FSU 的负荷传递方式。另外,学者们设计出一些植入物,通过应力分散将椎间盘与关节突去负载。Mulholland 等综述了目前应用的一些弹性固定装置^[28]。Graf 韧带成形装置是报道较多的弹性固定装置。该装置包括钛制椎弓根螺钉与人造韧带连接,通过韧带的张力来维持 FSU 的前凸。发明者认为腰椎不稳造成的疼痛是由病变的关节突牵拉与轴向旋转时的半脱位所致^[29],植入物是为了维持关节突关节的前凸并消除椎间病理性的活动。虽然这是第一个治疗由于椎间盘退变导致腰痛的保留后方结构的装置,其亦可用于治疗腰椎滑脱节段减压后的非融合固定。

因为 FSU 呈前凸固定,前方椎间盘的去负载发生于应力向后方纤维环及关节突传递时,实质上,后方纤维环起到了 Graf 装置作用于后方的张力以及作用于椎间的压缩力之间的支点作用。理论上后方纤维环的过度负载应受到重视,但令人鼓舞的是,在平均随访 3.4 年的调查研究中,并未观察到后方椎间高度的丢失^[30]。该装置另一个潜在的问题是医源性侧隐窝狭窄。

DYNESYS 系统亦是见诸报道的后路非融合固定系统,但生物力学测试表明与坚强内固定相比,以 DYNESYS 固定的脊柱节段其活动度并无显著统计

学差异^[31]。这样的结构是否能减少邻近节段退变的发生令人怀疑。

后路固定装置在周期负载中易于发生疲劳损坏。许多骨科内植物包括全髌、全膝关节假体,作用于植入物上的周期负载小于金属的耐受极限,因此很少有关于这些植入物失败的报道,这与脊柱融合失败导致的椎弓根螺钉过度承载负荷而发生断裂不同。传统理念告诉我们若后路内固定植入物置入同时未行融合术,那么随时间推移植入物迟早发生疲劳断裂。另外,由于疲劳或磨损,用于制造韧带假体的聚合物及抗压缩外套将同样损坏。因此后路非融合固定技术的发展及应用还需要更进一步的研究。

人体正常脊柱功能单位在漫长时间里所负载的重复应力作用下能达到活动度与稳定性惊人的平衡。然而许多病人,由于脊柱退行性疾病最终将导致严重的疼痛及功能障碍。融合对于脊柱外科医师仍是十分有效的一项技术,但其明显的局限性使得学者们进行了新的探索,非融合技术对脊柱疾病的治疗提出了新的理念,其在缓解疼痛、改善临床症状的同时保留椎间活动,并耐受重复负荷,最终避免邻近节段退变的发生,具有令人兴奋的前景。非融合技术的进展及内植物的设计有赖于对脊柱疾病病理生理与生物力学的了解,对脊柱整体与局部椎体间运动学以及脊柱负载的认识。同时,力学工程及材料科学知识的进展亦是不可或缺的要素。

参考文献

[1] Hukins DW. A simple model for the function of proteoglycans and collagen in the response to compression of the intervertebral disc. *Proc Biol Sci*, 1992, 249:281 - 285

[2] Ng HW, Teo EC, Lee KK, et al. Finite element analysis of cervical spinal instability under physiologic loading. *J Spinal Disord Tech*. 2003, 16: 55 - 65

[3] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine*, 1995, 20:887 - 900

[4] Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Modeling of facet articulation as a nonlinear moving contact problem; sensitivity study on lumbar facet response. *J Biomech Eng*, 1998, 120:118 - 125

[5] Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, et al. The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure; an in vitro biomechanical analysis. *Spine*, 1997, 22: 2655 - 2663

[6] Bergmark A. Stability on the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1989, 230:1 - 54

[7] Gertzbein SD, Holtby R, Tile M, et al. Determination of a locus of instantaneous centers of rotation of the lumbar disc by moiré fringes. A new technique. *Spine*, 1984, 9:409 - 413

[8] Yoshioka T, Tsuji H, Hirano N, et al. Motion characteristic of the normal lumbar spine in young adults; instantaneous axis of rotation and vertebral center motion analyses. *J Spinal Disord*. 1990, 3:103 - 113

[9] Hayes MA, Howard TC, Gruel CR, et al. Roentgenographic evaluation of lumbar spine flexion - extension in asymptomatic individuals. *Spine*, 1989, 14:327 - 331

[10] Antonacci MD, Mody DR, Heggeness MH. Innervation of the

human vertebral body: a histologic study. *J Spinal Disord*, 1998, 11:526 - 531

[11] Brown MF, Hukkanen MV, McCarthy ID, et al. Sensory and sympathetic innervation of the vertebral endplate in patients with degenerative disc disease. *J Bone Joint Surg Br*, 1997, 79:147 - 153

[12] Bertagnoli R, Kumar S. Indications for full prosthetic disc arthroplasty a correlation of clinical outcome against a variety of indications. *Eur Spine J*, 2002, 11: S131 - 136

[13] Huang RC, Lim MR, Girardi FP, et al. The prevalence of contraindications to total disc replacement in a cohort of lumbar surgical patients. *Spine*, 2004, 29:2538 - 41

[14] Whitecloud TS 3rd, Davis JM, Olive PM. Operative treatment of the degenerated segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine*, 1994, 19:531 - 536

[15] Lee CK. Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. *Spine*, 1988, 13:375 - 377

[16] Kumar MN, Baklanov A, Chopin D. Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. *Eur spine J*, 2001, 10:314 - 9

[17] Katsuura A, Hukuda S, Saruhashi Y, et al. Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. *Eur Spine J*, 2001, 10:320 - 324

[18] Silva M, Shepherd EF, Jackson WO, et al. Average patient walking activity approaches 2 million cycles per year pedometers under - record walking activity. *J Arthroplasty*, 2002, 17:693 - 697

[19] Cinotti G, David T, Postacchini F. Results of disc prosthesis after a minimum follow - up period of 2 years. *Spine*, 1996, 21: 995 - 1000

[20] Tropiano P, Huang RC, Girarda FP, et al. Clinical results of lumbar total disc replacement at 9-year follow-up. Hospital for special surgery 85th Alumin Association Meeting New York, 2003

[21] Granberry WM, Noble PC, Bishop JO, et al. Use of a hinged silicone prosthesis for replacement arthroplasty of the first metatarsophalangeal joint. *J Bone Joint Surg Am*, 1991, 73:1453 - 1459

[22] Lundkvist L, Barfred T. Total wrist arthroplasty experience with Swanson flexible silicone implants, 1982 - 1988. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*, 1992, 26:97 - 100

[23] Freed JB. The increasing recognition of medullary lysis, cortical osteolytic proliferation, and fragmentation of implanted silicone polymer implants. *J Foot Ankle Surg*, 1993, 32:171 - 179

[24] Trepman E, Ewald FC. Early failure of silicone radial head implants in the rheumatoid elbow. A complication of silicone radial head implant arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1991, 6:59 - 65

[25] Enker P, Steffee A, Mcmillin C, et al. Artificial disc replacement. Preliminary report with a 3 - year minimum follow-up. *Spine*, 1993, 18:1061 - 1070

[26] Klara PM, Ray CD. Artificial nucleus replacement; clinical experience. *Spine*, 2002, 27:1374 - 1377

[27] Bertagnoli R, Schonmayr R. Surgical and clinical results with the PDN prosthetic disc-nucleus device. *Eur Spine J*, 2002, 11: 143 - 148

[28] Mulholland RC, Sengupta DK. Rationale, principles and experimental evaluation of the concept of soft stabilization. *Eur spine J*, 2002, 11:198 - 205

[29] Graf H. Lumbar instability: surgical treatment without fusion. *Rachis*, 1992, 412:123 - 137

[30] Hashimoto T, Oha F, Shigenobu K, et al. Mid-term clinical results of Graf stabilization for lumbar degenerative pathologies. a minimum 2-year follow-up. *Spine J*, 2001, 1:283 - 289

[31] Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, et al. Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments; an in vitro experiment. *J spinal Disord Tech*, 2003, 16:418 - 423

(收稿日期:2006 - 12 - 19)

(本文编辑 于 倩)