

文章编号:1004-7220(2013)06-0684-06

# 脊柱后路经椎弓根螺钉动态固定系统的 临床应用及生物力学研究进展

林周胜, 陈建庭, 朱青安

(南方医科大学南方医院 脊柱骨科, 广州 510515)

**摘要:** 采用后路刚性椎弓根螺钉固定将使脊柱载荷更多地传递到后柱, 导致固定器械的应力集中; 同时由于固定节段的活动限制, 造成邻近节段过多活动, 增加了邻近节段的退变。临床上采用动态内固定来减少这些问题, 很多的研究从临床和生物力学角度阐述各种动态固定的应用效果和作用机制。理想的动态内固定应该能够提供固定节段足够的稳定性; 通过增加前柱椎体的应力, 从而减少固定器械的应力承载; 减少邻近节段的退变; 控制固定节段的水平剪切应力。本文回顾了后路动态内固定的生物力学特点及临床应用情况, 并比较不同动态内固定的生物力学作用机制。

**关键词:** 动态固定; 稳定性; 应力; 载荷分布; 生物力学特性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Advances in clinical application and biomechanical studies of the posterior dynamic transpedicular screw fixation system

LIN Zhou-sheng, CHEN Jian-ting, ZHU Qing-an (*Department of Spine Surgery, Nanfang Hospital, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China*)

**Abstract:** It is known that rigid pedicle screw fixation may cause abnormal stress concentration on the posterior part of the spine, which may lead to stress concentration on the fixation device; meanwhile, due to the motion limitation to the fixed segment, the excessive motion at the adjacent segment may further fortify the disc degeneration. To solve these issues, the dynamic fixation is used in clinic, and many studies have investigated the biomechanical mechanism and clinical outcome of the dynamic fixation. The ideal dynamic fixation should meet the following conditions: offering enough stabilization for the fixed segment; reducing the load on the fixation device through enhancing the strain on the anterior vertebral bodies; preventing the degeneration at the adjacent segment; controlling the horizontal shear force at the fixed segment. In this article, the biomechanical properties and clinical application of the posterior dynamic fixation were reviewed and the biomechanical mechanisms of different dynamic fixations were compared.

**Key words:** Dynamic fixation; Stabilization; Stress; Load distribution; Biomechanical properties

后路经椎弓根螺钉固定治疗脊柱疾病在临床上应用广泛。坚强固定加融合被视为脊柱手术的金标准, 虽然内固定的应用使融合率增加, 临床效果改善, 但临床满意率低于融合率, 还存在融合邻近节段

退变加速、内固定失败等并发症<sup>[1-2]</sup>。

经椎弓根动态固定符合脊柱生理特点, 限制脊柱过度活动的同时保留固定节段部分活动, 并可较好地实现脊柱三柱载荷共享, 有助于减轻邻近节段

收稿日期: 2012-10-05; 修回日期: 2012-11-09

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(81171765), 广东省高校人才引进项目(C1030391)。

通信作者: 朱青安, 教授, E-mail: qinganzhu@gmail.com。

退变及内植物断裂的发生。现选择部分具有代表性的动态固定系统,并将其研究进展综述如下:

## 1 椎弓根螺钉-韧带系统

### 1.1 Graf 韧带系统

Graf 韧带系统 (graf ligament system) 是最早使用的非融合动态固定, Graf 韧带由直径为 5 ~ 7 mm 的钛质椎弓根钉和直径为 8 mm 的环形聚酯带构成, 聚酯带加压连接在椎弓根钉钉尾之间, 使关节突关节在完全伸直位上被锁定而消除固定节段的异常活动。

Wild 等<sup>[3]</sup>在尸体标本上研究 Graf 韧带的生物力学作用, 结果显示 Graf 韧带对脊柱前屈活动限制明显, 对后伸、旋转活动的限制作用较弱。Knayama 等<sup>[4]</sup>分别对 43 例下腰痛患者行 Graf 韧带固定、椎弓根钉固定、侧后方融合手术, 并进行为期 10 年的随访观察, 结果发现患者的腰痛症状和日本骨科协会 (JOA) 评分都有显著改善, 并可以有效降低相邻节段退变的风险。

但是 Graf 韧带固定主要限制脊柱屈曲, 不能限制后伸, 加重了后方结构负荷, 故存在以下问题: ①对于已有小关节退变或黄韧带增生者, 手术可加剧后方结构的退变, 导致术后早期效果不佳; ②从生物力学角度来看, Graf 韧带将负荷从椎间盘前部转移到后部, 导致椎间盘后部压力增加、退变加速, 可导致椎间盘源性疼痛, 远期临床效果不确定。

### 1.2 FASS 系统

FASS 系统 (fulcrum assisted soft stabilization system) 用于解决在 Graf 系统中遇到的问题。FASS 系统通过杠杆连接在相邻椎弓根螺钉上撑开后纤维环, 由此杠杆可将后方的压应力转换为前方的牵张力, 以此撑开前方纤维环, 增加杠杆后可有效防止 Graf 韧带所引起的侧隐窝狭窄和后纤维环应力增加。

Sengupta 等<sup>[5]</sup>研究 FASS 系统的生物力学性能发现, 通过增加中杠杆和韧带长度而不增加它们的张力可以达到卸载椎间盘负荷目的。Sengupta 等<sup>[6]</sup>还发现, FASS 系统后伸比前屈更为受限, 支架在轴向上不能压缩, 侧屈活动受限。弹性支架强度越高, 韧带张力越大, 节段椎体活动也就越多, 系统承担的应力增加, 远期螺钉松动和系统失败的可能性也就更大。

### 1.3 Dynesys 动态稳定系统

Dynesys 动态稳定系统 (dynamic neutralization system) 由 Graf 韧带系统改进而成, 螺钉间由对苯二甲酸聚酯乙烯非弹性张力带相连, 并在张力带间增加了 1 个较硬的聚碳酸酯型聚氨酯的管状袖套。通过椎弓根钉连接产生的动态推拉关系, 提供固定节段的稳定性。

Putzier 等<sup>[7]</sup>报道 35 例椎间盘突出症病例, 与单纯椎间盘切除术相比, 加用动态稳定系统的患者在 34 个月后临床症状显著好转。Schmoelz 等<sup>[8]</sup>采用椎间盘内压 (intervertebral disc pressure, IDP) 来评价腰椎节段运动时的受力情况, 其生物力学研究显示 Dynesys 固定的 IDP 在腰椎后伸和侧弯时明显减少, 在中立位、轴向旋转时 IDP 下降不显著, 屈曲时 IDP 下降反而小于正常参照, 但对相邻椎间盘的 IDP 影响甚小。Niosi 等<sup>[9]</sup>认为圆柱形弹性套管的长度与置入节段的运动有关, 较长的套管会促使固定节段运动范围和三维运动螺旋轴接近正常标本水平, 但套管长度存在最大允许值, 一旦超过将导致脊柱后凸。

Dynesys 系统存在的问题主要有<sup>[10]</sup>: ①圆柱形弹性管使装置的刚性增加, 防止邻近节段退行性变的作用疗效不确定; ②圆柱形弹性管限制了可以达到的前屈运动, 并且如果置入后使棘突过度牵开, 置入物会引起脊柱后凸; ③施加在圆柱形弹性管上的压缩负荷会对椎弓根螺钉产生弯曲力矩, 从而引起螺钉断裂或松动。

## 2 半刚性椎弓根螺钉固定系统

### 2.1 Isobar 系统

Isobar TTL 半坚强动态内固定系统 (IsobarTM semi-rigid rod system) 于 1997 年由美国 Scient' X 公司研发, 其关键部件为一独特的减震关节, 内部由叠加的钛环构成, 具有  $\pm 0.2$  mm 的纵向位移和  $\pm 2^\circ$  的三维活动度, 在融合邻近部位起到“震荡吸收器”作用, 并且其动态棒的活动较接近运动节段的瞬时旋转轴。

2005 年 Awasthi<sup>[11]</sup>于世界脊柱年会上报道使用 Isobar 系统治疗 13 例腰椎退行性疾病患者的临床疗效, 10 例患者行双节段“融合固定 + 相邻节段动态固定”手术, 3 例患者行 3 节段固定; 患者功能障

碍指数从术前 51% 改善至术后 18 个月的 22%, 故认为 Iso-bar 可以提供固定节段一定的稳定性, 并减少邻近节段的退行性病变。2008 年张忠民等<sup>[12]</sup>对 Iso-bar TTL 半坚强动态内固定与坚强内固定治疗腰椎退行性疾病进行对比研究, 结果发现两种内固定方式在术后前 2 年均可使患者疼痛症状改善至无痛或轻度疼痛; 随着固定时间延长, 坚强固定组下腰痛程度逐渐加重, 在术后第 3 年开始显著重于动态固定组。

Iso-bar TTL 系统在保证纵向微运动同时, 可以促进植骨良好愈合, 达到动态融合的目的。其不足之处在于限制了大部分腰椎运动节段活动度, 一定程度上仍显刚性有余, 柔韧不足。

## 2.2 Twinflex 系统

Twinflex 动态固定系统由两对可弯曲的 2.5 mm 不锈钢棒和其间的平头连接器组成, 椎弓根螺钉通过连接器固定, 由其上的拧紧螺钉锁住。

Yasumasa 等<sup>[13]</sup>采用 Twinflex 系统治疗 70 岁以上腰椎滑脱及退变性腰椎侧弯病例 25 例, 结果显示退变性腰椎侧弯患者融合时间更长, 在术后 19.6 个月的随访中, 25 例患者的 JOA 评分从术前的 12.8 分改善到 24.7 分, 但是腰椎退变性侧弯的患者 JOA 评分改善更低; 虽然并未在术中刻意进行复位, 在术后 1 周, 滑移及侧弯角度仍有明显改善。Korovessis 等<sup>[14]</sup>比较包括 Twinflex 系统、硬性和半硬性固定在内的 3 种不同内固定器械治疗退变性腰椎管狭窄的临床结果, 经过平均 (47 ± 14) 月随访, 3 种固定方式的影像学 and 临床结果并无明显不同, 对邻近节段椎间盘退变的影响也无显著性差异, 半硬性及动态固定器械能达到与传统融合固定相同的临床效果。

## 2.3 Bio-Flex 系统

镍钛记忆合金弹簧棒椎弓根动力稳定系统 (Bio-flex Dynamic Stabilization System) 为韩国广惠医院于 2004 年设计发明, 系统由 1 对镍钛合金弹簧棒和椎弓根螺钉组成, 其连杆设计成螺旋状。Kim 等<sup>[15]</sup>对 103 例 Bio-Flex 系统固定术后患者进行 2 年的随访显示, Bio-Flex 具有可屈曲性和足够的后路支撑, 可以起到后方韧带结构的功能, 并能够减轻术后邻近节段的退变。

Bio-Flex 系统的另一优点是无论患者术前的腰骶角呈前凸或后凸, 它都能够重新恢复脊柱正常的

矢状面的平衡; 其弹性连接保持和恢复运动节段三维平衡, 连接杆的弹性可避免内固定器疲劳折断。该系统在非融合固定时能够显著降低椎间盘应力和退变, 融合固定时能够提供动态稳定并促进融合。

## 2.4 DSS 系统

DSS 系统 (dynamic stabilization system) 包括 2 代系统, DSS-I 由椎弓根钉及其后方的 3 mm 直径“C”形钛质弹簧构成; DSS-II 由椎弓根钉及后方 4 mm 直径的弹性椭圆环构成, 并于中部弯成套圈。

该装置的弹性钛环结构限制了屈曲, 使运动节段保持合适的前凸并分散应力, 缓解了椎间盘负荷。弹簧预先存在的张力可转换成椎体间的牵张力从而使椎间盘减压, 其弹性还允许固定节段间有一定程度的活动。同时, DSS-II 的瞬时旋转轴接近正常节段, 从而在腰椎屈伸运动中能够更加均匀地减轻椎间盘的负荷<sup>[16]</sup>。

## 2.5 腰椎后路滑动式动态内固定器

何其臻等<sup>[17]</sup>研究设计腰椎后路滑动式动态内固定器, 特点为在设计上针对脊柱活动旋转中心进行充分考虑, 使其更为接近脊柱的生理活动模式, 但尚未进一步验证其临床应用可行性。

## 3 动态椎弓根螺钉

### 3.1 DPSFD 固定系统

Xu 等<sup>[18]</sup>研究设计动态椎弓根螺钉固定装置 (dynamic pedicle screw fixation device, DPSFD), 椎弓根螺钉和套筒之间可通过螺栓来锁定; 当该螺栓不锁定的时候, 椎弓根螺钉可在一定角度范围内活动, 达到动态固定的效果。体外实验表明, 采用 DPSFD 固定可达到近似刚性固定的效果, 在屈伸及侧弯方向上, 刚性固定明显较动态固定更为坚强, 动态固定能使轴向旋转运动恢复至正常运动范围。研究认为, DPSFD 固定能在不牺牲固定节段稳定性的情况下, 减少器械的应力集中, 增加固定节段三柱载荷的共享。

### 3.2 Cosmic 系统

Cosmic 系统是一种绞链式椎弓根螺钉, 该螺钉在维持一定椎间隙高度的同时, 允许该节段腰椎在矢状面上有 2° ~ 4° 的屈伸活动度。其最大优点是在旋转力的作用下能保持高度稳定性, 同时其特有的 Bonit 涂层可以增强螺钉的骨长入, 适用于骨质

疏的患者。Cosmic 系统载荷分担和允许轴向位移的功能可保留了椎间盘的减震器作用,减少病变节段椎间盘的压力负荷,预防邻近节段椎间盘的退变。

该系统设计的最初目的是允许适当的矢状位屈伸运动,同时对旋转运动有较好的限制作用,但是 Schmoelz 等<sup>[19]</sup>针对绞链式椎弓根螺钉系统的离体实验结果却未显示其固定后所期望的旋转稳定性。其临床应用的生物力学效果仍有待进一步研究。

### 3.3 万向椎弓根螺钉

CDHorizon 万向螺钉系统包括椎弓根螺钉、短棒、自断螺塞及横向连接板。钉-棒间的固定为钉尾 U 型槽及可旋入槽间并紧固的自断螺塞,其切迹低。椎弓根螺钉与钉尾 U 形槽间可作任何方向 25° 旋转,达到动态固定的效果。

此类万向椎弓根螺钉的设计,一方面须限制其关节活动在一合理的运动范围内,另一方面考虑到在体的疲劳应力,关节部位的设计须充分考虑磨损问题,融合人工关节耐磨损的部分理念,对实际产品的研发要求较高。

## 4 材料学改进

### 4.1 PEEK 棒

聚醚醚酮树脂 (polyetheretherketone, PEEK) 是一种新型特种热塑性工程塑料,具有机械强度高、弹性模量与皮质骨相近、可透 X 线、生物相容性出色、耐化学腐蚀和辐射等特性。PEEK 于 20 世纪 80 年代末首先应用于骨科创伤内固定器械及股骨柄假体的研究。

2005 年美国食品和药品管理局 (FDA) 已批准 PEEK 腰椎经椎弓根螺钉动态固定系统应用于单节段腰椎椎间融合。该系统包括钛合金椎弓根螺钉和 PEEK 弹性棒 (直径 6.35 mm)。置入椎弓根螺钉后,在保持一定张力的情况下,将 PEEK 弹性棒固定于椎弓根钉,张力和压力的大小通常决定于 PEEK 棒的长度。

Ponnappan 等<sup>[20]</sup>的生物力学测试表明,5.5 mm PEEK 弹性棒与同直径钛合金棒在后外侧融合和后路椎体间融合术中提供的稳定性相似;弯曲测试 67°PEEK 棒无折断,扭转测试 30°PEEK 棒无明显变形。Burner 等<sup>[21]</sup>对比研究单纯的 PEEK 棒、碳纤维强化的 PEEK 棒及钛棒间的生物力学差异,研究结

果显示和完整状态相比,除旋转方向外,3 种棒对节段运动范围的限制作用近似;在后方小关节切除的损伤状态下,3 种棒在弯曲状态对运动的限制作用相当;在进行应力加载后,钛棒产生微应变最小,碳纤维强化 PEEK 棒其次,单纯 PEEK 棒最大。

### 4.2 钛合金超低弹性模量材料

吴亚俊等<sup>[22]</sup>采用中国科学院金属研究所发明的新型钛合金 (Ti-24Nb-4Zr-8Sn) 制备动态内固定系统,并通过有限元分析中发现该新型动态内固定系统可以较理想地在前屈、侧弯和旋转方向上承载 30% ~ 45% 的间盘载荷,而在后伸方向承载全部的间盘载荷。在固定节段运动范围上,动态固定系统在屈、伸、侧弯、旋转方向上分别恢复活动范围 (range of motion, ROM) 至完整状态的 35%、28%、46% 和 37%;刚性固定系统在屈伸、侧弯和旋转方向上恢复 ROM 至 10%、25% 和 33%。

## 5 较细直径固定棒

采用相同材质的固定棒,但将其直径减小,同样可以达到减弱固定器械结构刚度的效果。Justin 等<sup>[23]</sup>对不同截骨类型及棒的直径在颈胸部脊柱畸形治疗中的生物力学特性进行研究,钛棒分别选择 3.5 及 4.5 mm 两种不同直径,结果发现不考虑截骨类型,在结构刚度上,4.5 mm 棒较 3.5 mm 棒在所有弯曲状态均有显著增加 ( $P < 0.01$ )。相比 3.5 mm 棒,4.5 mm 棒在屈伸、侧屈、旋转方向上分别显示了 (31 ± 12)%、(37 ± 39)%、(31 ± 11)% 的刚度。其研究结果还表明,棒直径改变对结构刚度的影响并不遵从简单支架理论,内固定系统的其他组件,例如钉棒的连接组合方式等都对内固定系统的整体结构产生重要影响。Kim 等<sup>[24]</sup>比较 6、4.5、3 mm 3 种不同直径棒固定腰椎的生物力学差异,结果表明减少棒的直径,后路器械所承受的载荷均有明显减少 (34% ~ 25%);而在置入椎间融合器的损伤状态下,相对单纯的钉棒系统固定状态,各种直径棒固定组均明显减少了后路器械的应力承载 (50%);采用不同直径棒固定后,固定节段的运动范围变化在 40% 以内,故不同直径棒的固定并未对固定节段的运动范围产生显著影响。

采用单一更细直径固定棒与 Twinflex 动态固定系统采用两对可弯曲 2.5 mm 不锈钢棒的方式具有

相似生物力学特点。采用更细直径固定棒及采用高分子材料韧带、工程塑料、记忆合金材料等动态固定一定程度上称之为柔性固定更为贴切。较之柔性固定, Bioflex、DSS、Isobal TTL 等固定的刚性程度有所增加, 可将其划分为半刚性固定, 分类比较参见表 1。

表 1 不同动态固定特点比较

Tab. 1 Comparison of different dynamic fixation characteristics

名称	归类		稳定性				载荷共享(屈曲)		抗剪切力
	刚度	组成特点	前屈	后伸	侧弯	旋转	器械承载	前柱承载	
Graf			++	+	+	+	+	+++	+
FASS		韧带系统	++	++	++	++	++	++	++
Dynesys	柔性		++	++	++	++	++	++	++
PEEK 细棒	固定	工程塑料	++	++	++	++	++	++	+++
Twinflex		更细直径固定棒	++	++	++	++	++	++	+++
Bioflex	半刚	合金弹簧	+++	+++	+++	+++	+++	+	+++
DSS	性固	弹性钛环	+++	+++	+++	+++	+++	+	+++
Isobal TTL	定	叠加钛环	+++	+++	+++	+++	+++	+	+++
Cosmic	动态椎	绞链式螺钉	++	++	+++	+++	+	+++	++
CD Horizon	弓根钉	万向螺钉	++	++	++	+	+	+++	++
刚性固定	刚性棒	锁定连接	++++	++++	++++	++++	++++	0	++++

注:“+”的数量增加表示程度增加,0 不代表绝对值,仅作参考比较用

动态固定的目的是在保留节段活动的同时,控制异常活动,分担脊柱载荷,需要解决的关键问题在于:①应该将脊柱的活动控制在多大范围;②应该分担多少椎间盘的载荷。长远来看,这两个问题即是在保持脊柱稳定性和活动度的情况下如何防止内固定的失败。

传统观点认为,节段融合需要坚强固定与之适应,动态固定则意味着非融合。本文认为,动态固定同样可以实现节段融合,甚至是更高质量的融合。关键是适度的固定节段活动范围,固定仍需提供足够的稳定性;同时,动态不是任由其自由活动,而是选择性动态活动;可实现轴向加压,限制水平线性位移的动态方式有利于实现脊柱融合。但是,用于融合的动态固定装置缺乏临床或者前期临床研究结果,其应用仍然存在争议。

另外,从动态实现部位的不同进行划分,也可以将表 1 中柔性及半刚性固定部分归属为固定棒的动态化,而将 Cosmic 及 CD Horizon 归属为钉的动态化;以 PEEK 棒为代表的动态固定则作为材料学改进的典型代表。

## 参考文献:

- [1] Ghiselli G, Wang JC, Bhatia NN, *et al.* Adjacent segment degeneration in the lumbar spine [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2004, 86-A(7): 1497-1503.
- [2] Park P, Garton HJ, Gala V, *et al.* Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: Review of the literature [J]. *Spine*, 2004, 29(17): 1938-1944.
- [3] Wild A, Jaeger M, Bushe C, *et al.* Biomechanical analysis of Graf's dynamic spine stabilization system *ex vivo* [J]. *Biomed Tech (Berl)*, 2001, 46(10): 290-294.
- [4] Kanayama M, Hashimoto T, Shigenobu K, *et al.* A minimum 10-year follow-up of posterior dynamic stabilization using Graf artificial ligament [J]. *Spine*, 2007, 32(18): 1992-1997.
- [5] Sengupta DK, Mulholland RC. Fulcrum assisted soft stabilization system: A new concept in the surgical treatment of degenerative low back pain [J]. *Spine*, 2005, 30(9): 1019-1029.

- [6] Sengupta DK. Dynamic stabilization devices in the treatment of low back pain [J]. *Neurol India*, 2005, 53(4): 466-474.
- [7] Putzier M, Schneider SV, Funk JF, et al. The surgical treatment of the lumbar disc prolapse: Nucleotomy with additional transpedicular dynamic stabilization versus nucleotomy alone [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2005, 30(5): E109-114.
- [8] Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, et al. Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: An in vitro study of intradiscal pressure [J]. *Eur Spine*, 2006, 15(8): 1276-1285.
- [9] Niosi CA, Zhu QA, Wilson DC, et al. Biomechanical characterization of the three-dimensional kinematic behaviour of the Dynesys dynamic stabilization system: An in vitro study [J]. *Eur Spine*, 2006, 15(6): 913-922.
- [10] 章筛林, 石志才. 腰椎非融合置入物及其置入技术[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, 12(17): 3333-3336.
- [11] Awasthi D. Juxtafusional outcomes with the dynamic posterior lumbar instrumentation [C]//World Spine III Congress. Rio de Janeiro, Brazil: North American Spine Society, 2005.
- [12] 张忠民, 金大地, 陈建庭. 动态内固定与坚强内固定治疗退变性腰椎疾患的对比研究[J]. *中华外科杂志*, 2008, 46(5): 346-349.
- [13] Yasumasa Y, Toshiya T, Takamitsu T, et al. Treatment of patients more than 70 years old with spondylolisthesis or degenerative lumbar scoliosis with the twinflex flexible spinal instrumentation for lumbar fusion [J]. *J Chugoku-Shikoku Orthop Association*, 2005, 17(2): 185-190.
- [14] Korovessis P, Papazisis Z, Koureas G, et al. Rigid, semi-rigid versus dynamic instrumentation for degenerative lumbar spinal stenosis: A correlative radiological and clinical analysis of short-term results [J]. *Spine*, 2004, 29(7): 735-742.
- [15] Kim YS, Zhang HY, Moon BJ, et al. Nitinol spring rod dynamic stabilization system and Nitinol memory loops in surgical treatment for lumbar disc disorders; Short-term follow up [J]. *Neurosurg Focus*, 2007, 22(1): E10-E11.
- [16] Sengupta DK, Herkowitz HN, Hochschuler S, et al. Loads sharing characteristics of two novel soft stabilization devices in the lumbar motion segments: A biomechanical study in cadaver spine [C]// Proceedings of Spine Arthroplasty Society Annual Conference. Scottsdale, USA; [s. n.], 2003.
- [17] 何其臻. 腰椎后路动态内固定器的研发与应用[D]. 西安: 第四军医大学硕士学位论文, 2010.
- [18] Xu HZ, Wang XY, Chi YL, et al. Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006, 21(4): 330-336.
- [19] Schmoelz W, Onder U, Martin A, et al. Non-fusion instrumentation of the lumbar spine with a hinged pedicle screw rod system: An in vitro experiment [J]. *Eur Spine J*, 2009, 18(10): 1478-1485.
- [20] Ponnappan RK, Serhan H, Zarda B, et al. Biomechanical evaluation and comparison of polyetheretherketone rod system to traditional titanium rod fixation [J]. *Spine*, 2009, 9(3): 263-267.
- [21] Bruner HJ, Guan Y, Yoganandan N, et al. Biomechanics of polyaryletherketone rod composites and titanium rods for posterior lumbosacral instrumentation [J]. *J Neurosurg Spine*, 2010, 13(6): 766-772.
- [22] 吴亚俊. 新型腰椎动态内固定系统的生物力学研究[D]. 沈阳: 中国医科大学博士学位论文, 2010.
- [23] Justin K. Scheer, BS, Jessica A. et al. Biomechanical analysis of osteotomy type and rod diameter for treatment of cervicothoracic kyphosis [J]. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2011, 36(8): E519-523.
- [24] Kim HJ, Kim YH, Park KW, et al. Biomechanical efficacies of pedicle screw fixation with various rod diameters combined with posterior interbody fusion [C]//Proceedings of ORS 2011 Annual Meeting. Long Beach, USA; [s. n.], 2011.

(上接第 670 页)

- [5] 郝卫亚. 人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(2): 97-103.
- Hao WY. Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(2): 97-103.
- [6] 苏杨, 钱竞光, 宋雅伟. LIFEMOD 在运动生物力学中的应用[J]. *南京体育学院学报*, 2007, 6(4): 1-3.
- [7] 谈诚, 张春林, 郑亮. 冲击力作用下人体动态响应变化[J]. *机械工程学报*, 2006, 42(增): 161-163.
- [8] 王畅, 牛文鑫, 何艳, 等. 面向逆向动力学仿真驱动和验证的半蹲式跳伞着陆实验研究[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(4): 257-261.
- Wang Y, Niu WX, He Y, et al. Experimental study on the half-squat parachute landing for driving and validating the inverse dynamic simulation [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(4): 257-261.
- [9] 吴成亮, 郝卫亚. 跳马过程中人一器械动力学关系的研究[J]. *中国体育科技*, 2011, 47(6): 25-29.
- [10] 成大先. 弹簧设计手册(第五版)[M]. 北京: 化学工业出版社, 2010: 20-28.
- [11] 李世民. 人体环节惯性参数研究[J]. *中国运动医学杂志*, 2004, 23(4): 413-416.
- [12] 李翰君, 童丽平, 周兴龙, 等. 下肢运动影像解析与高速红外运动捕捉系统实验数据的比较[J]. *北京体育大学学报*, 2011, 34(1): 126-128.
- [13] Yu B. Effect of external marker sets on between-day repeatability of knee kinematics and kinetics in stair climbing and level walking [J]. *Res Sports Med*, 2003, 11(4): 209-218.