

颈椎间盘突出症的前路手术及其进展

罗家明, 吴小涛

(东南大学附属中大医院骨科 210009 南京市)

中图分类号: R681.5 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2005)-03-0183-04

退变及外伤致颈椎间盘突出可压迫颈脊髓及神经根产生相应的临床症状,严重影响患者的身心健康和日常工作。20 世纪 50 年代末 Smith 和 Robinson 提出颈前路减压融合手术,直接去除脊髓前方的致压物,使脊髓和神经根得以减压。颈前路减压融合手术已成为治疗颈椎间盘突出症的标准手术,虽获得了好的疗效,但同时也存在不足。近年来,颈前路钢板内固定融合术逐渐普及,但并不完全符合颈椎的生物力学要求。目前,人工椎间盘置换已在临床成功应用,以期在缓解症状的同时,恢复退变椎间盘的运动和负载能力。笔者对颈椎间盘突出症的前路手术及其进展做一综述。

1 颈前路单纯椎间盘切除术

1960 年 Hirsch 首次报道不行融合的前入路颈椎间盘切除术。该术式对于软性颈椎间盘突出患者效果良好,而对硬性颈椎间盘突出患者效果相对较差^[1,2]。非融合性前路单纯椎间盘切除的缺点和并发症包括:颈部疼痛和臂丛神经疼痛,这些并发症通常在 1 周内消失;由于残留椎间盘或者骨刺的原因,继续存在或加重神经性病变;术后颈椎不稳;多间隙椎间盘切除后,椎体前部塌陷致颈椎后凸畸形。为了避免椎间塌陷,预防诱发疼痛的异常颈椎活动和加速椎间融合,在行前路颈椎间盘切除时,用自体髂骨或腓骨置于椎体间进行融合,但部分患者可出现移植物移位、下沉、塌陷、吸收、假关节形成等一系列移植物相关并发症,这些都影响融合的成功率及临床效果,有些还需要再次手术。供骨区亦有血肿形成、感染、股外侧皮神经损伤、肌疝、髂嵴处持续性疼痛等并发症。Heidecke 等^[3]报道多间隙植骨融合有较高的移植物塌陷率,颈椎后凸,引起颈肩痛。

2 颈前路椎间盘切除加椎间融合器

1986 年 Bagby 与 Kuslich 发明了用于人体脊柱的椎间融合器(cage)——BAK(Bagby and Kuslich)系统,该系统首先成功用于腰椎。随后能用于颈椎的多种 cage 相继出现,cage 通过撑开-加压原理可提供融合前初期的稳定性,应用局部骨质行植骨融合,无需另取髂骨植骨,可避免供骨区的并发症。颈椎 cage 基本外形分为两种:(1)螺旋状

圆筒形,代表产品如 BAK、Inter Fix™、Novus CT-Ti、Ray-CTFC 等,其材质为钛合金,该材料有较好的生物相容性,不影响 MRI 检查,缺点是不透 X 射线,普通平片不易判断融合情况;(2)楔形,代表产品如 CBK、AcroMed I/F 等,前者材质为聚醚醚酮(PEEK),后者材质为碳纤维强化型,这两种材料较钛合金更接近骨的弹性模量,可避免在应力遮挡下发生融合失败;可透 X 射线,普通平片即可追踪判断融合情况;不影响 MRI 检查且没有金属腐蚀性。其他外形设计有带翼椭圆形(WING cage,材质为钛合金)、矩形(Syn cage,材质为钛合金)等。Wilke 等^[4]在人尸体模型上比较了三种 cage 及骨水泥置入的生物力学性能,发现:(1)所有 cage 均具有稳定作用,在侧弯、前屈、轴向旋转试验中 Acro Med I/F 稳定性最高,随后依次为骨水泥、WING cage、BAK;(2)所有 cage 在侧弯时稳定性最高,随后依次为轴向旋转、前屈、后伸;(3)在维持颈椎前凸角度方面,AcroMed I/F 最好,随后依次为 WING cage、骨水泥、BAK。作者认为上述差别是 cage 的几何外形设计及椎间撑开力的大小不同所致,相对而言 Acro Med I/F、WING cage 是较好的选择。BAK 表面螺纹状设计增加了拔出力,能防止移位,但由于破坏了终板,有更多的沉降趋势,同时也造成前凸角度的丢失,但沉降的 BAK 却能部分支持稳定,而沉降的 AcroMed I/F、WING cage 则不能支持稳定;楔形设计的 cage 符合椎间隙的解剖位置,能更好地保持颈椎前凸,由于不破坏终板,有较强的抗沉降能力。近年来楔形 cage 取得了极佳的临床效果^[5,6]。

椎间融合最佳的生物力学环境是融合初期予以坚强固定而后期予以弹性固定。依据上述要求设计的生物可吸收 cage,其材质为聚乳酸(poly-lactic acid, PLA)和聚乙醇酸(polyglycolic acid, PGA),在融合初期能够提供足够的稳定性,其后逐渐在体内降解,将载荷转移至融合骨上,促进融合。Van 等^[7]研究表明生物可吸收 cage 较钛合金 cage 显著增高融合率。消旋聚丙交酯 poly-DL-lactide, PDLLA)可降解材料亦可作为骨形态发生蛋白-2(BMP-2)的载体喷涂于金属 cage 表面,可显著增加 cage 中骨基质形成,被誉为“真正融合”cage^[8]。但是,生物可吸收材料的降解产物在体内引起的无菌性炎症等负效应需要进一步深入研究。

Samandouras 等^[9]报道一种新的颈椎内固定器,即颈椎前路钢板椎间融合器(PCB)。该系统为一体式设计,具有钢板固定和椎间融合两种功能。临床应用结果表明,PCB 具有可提供术后即刻稳定性,恢复椎间隙高度、颈椎前凸

第一作者简介:男(1969-),主治医师,在读硕士,研究方向:脊柱外科

电话:(025)83272207 E-mail:LJMYJ@163.com

和植骨融合率高等优点,且可防止螺钉拔出、破损。

单间隙病变是否加用前路钢板内固定仍存在争论,但对于多间隙病变在融合时联用钢板内固定已达共识。Wang 等^[10]的研究表明两个间隙融合不加用前路钢板内固定的假关节发生率为 25%,加用前路钢板内固定则没有假关节及不连发生,椎间隙塌陷、后凸畸形均非常少。Bolesta 等^[11]报告 3 或 4 个间隙融合联用前路锁定钢板的临床结果,假关节发生率为 53%,需加用后路钢板固定以促进融合。

3 颈前路椎体次全切除融合、钢板内固定术

颈前路椎体次全切除通过良好的视野易于做到椎管彻底减压,是治疗多间隙颈间盘突出症的有效方法^[12]。对两个以上间隙同时受累者,在行前路次全椎体切除减压后,植骨块稳定性较差。如发生植骨块向后移位可压迫脊髓,导致高位截瘫,甚至危及生命,如向前滑移可造成食道、血管、神经损伤等后果。此外,植骨块与上下椎体接触面之间存在微动,可引起植骨融合失败,形成假关节,影响手术效果。联用颈前路钢板内固定可达到术后即刻稳定,促进融合,减少假关节的形成。

1964 年 Böhler 首先将钢板用于颈椎前路内固定,此后有多种钢板设计出现。目前临床使用最多的是颈椎前路锁定钢板,代表产品有 Orion、CSLP 等。上述钢板系统均由钛合金制造,其共同特点是两端的螺钉与椎体成一定角度,和钢板共同形成弓形,不穿透椎体后骨皮质,自锁装置将螺钉和椎体联为一体可防止螺钉拔出。Lee 等^[13]报道颈椎前路锁定钢板内固定融合术后有即刻稳定性,并促进融合,所有病例均成功融合。Zaveri 等^[14]研究指出颈椎前路钢板内固定融合后允许早期无痛活动,保持颈椎前凸,促进融合。

目前,用 Mesh 替代自体骨移植联用颈椎前路钢板日益普遍。前路钢板可以提供融合所需的稳定环境,Mesh 在保持椎间高度和适当的颈椎曲度时可增加稳定性和承载载荷。二者联用是促进融合、避免供骨区并发症的理想方法。Narotam 等^[15]报道了 Mesh 联用颈椎前路锁定钢板内固定融合的临床结果,95% 病例成功融合,没有发现 Mesh 沉降、移位、假关节形成,仅有一例位置不佳。Kanayama 等^[16]研究表明 Mesh 联用颈椎前路钢板内固定的融合率为 96%,但融合时间延长(平均 6.2 个月),融合笼沉降率较高(上颈椎为 42%,下颈椎为 50%)。Tye 等^[17]研究指出移植物下沉在多节段融合中明显增加,融合长度是下沉的关键因素。从生物力学观点看,移植物下沉使钢板和螺钉界面应力增加,失去载荷均分效应,可发生螺钉松动、断裂,甚至钢板断裂。另外,坚强内固定可发生应力遮挡效应,使椎间融合时间延长。为了避免上述负效应,半限制钢板及动力钢板系统相继出现。半限制钢板的代表产品有 Codman、Zephir、Premier 等,可通过钢板和螺钉之间角度的变化适应移植物沉降来实现载荷均分,促进融合。生物力学研究表明半限制钢板较锁定钢板能使移植物承担更多的载

荷^[18]。动力钢板的代表产品有 DOC、ABC、C-Tek 等,上述产品已获美国 FDA 批准在美国使用。经典的 DOC 钢板是由双棒和横连板组成,固定螺钉和横连板之间通过内锁螺钉完成自锁,而横连板可在棒上滑动以适应移植物沉降来实现载荷均分,滑动距离可预先设定,多数定在 3mm。Brodke 等^[19]研究证明颈椎前路动力钢板能在短缩(吸收或沉降)的移植物上实现载荷均分,而颈椎前路锁定钢板则不能。二者均能在全长的移植物上实现载荷均分但颈椎前路动力钢板能更有效地在移植物下沉时实现载荷均分。Hodges 等^[20]使用 DOC 动力钢板联合 Harm's 融合笼治疗了 25 例患者,所有病例术后 3~4 个月均证实融合,没有假关节形成、无主要的神经、血管损伤等并发症,仅有 1 例出现轻度吞咽困难。作者认为该系统可提供即刻稳定和支撑,避免供骨区的并发症,减少假关节形成,且具有独特的减少应力遮挡促进融合的作用,是替代传统技术的安全有效的方法。但是颈椎前路钢板内固定融合后节段失去运动,毗邻节段易发生退变,影响远期疗效,甚至症状复发需再次手术。

4 内窥镜技术在颈椎前路手术中的应用

随着临床医学水平的进步以及微创脊柱外科的发展,以更好的疗效、更小的创伤治疗颈椎疾病已成为骨科医生新的追求。内窥镜下手术减少了外科手术的创伤,提高了手术的精确性,比传统的开放手术具有明显的优势。YESS、MED 系统的问世,是内窥镜技术在脊柱外科领域的一大进展,并在治疗腰椎间盘突出中取得了优良效果。近年来,内窥镜技术在颈椎成功应用的报道逐渐增多。Rubino 等^[21]在动物试验中探讨了内窥镜下颈椎前路手术的可能性,认为此方法可以显露整个颈椎和上胸椎,且有更好的手术视野和暴露。Miccoli 等^[22]在临床上亦证实内窥镜下颈椎前路手术的可能性和优点。Saringer 等^[23]报道了内窥镜下颈椎前路椎间孔切开术的临床结果,取得了良好的效果,作者认为该术式可改善术中视野,神经根直接减压并保存椎间盘和节段的运动功能。刘忠军等^[24]报道了前路内窥镜下颈椎间盘切除及椎体间植骨融合术,认为经内窥镜下颈椎间盘切除及植骨融合术是一种创伤小、安全可靠的手术技术,适合于颈椎间盘突出症及部分脊髓型颈椎病的治疗。

内窥镜下颈椎前路手术皮肤切口小,直视下手术,创伤小,患者痛苦少,术后恢复快。目前其适应证为位置深在且范围较小的颈椎疾患,如单或双节段椎间盘病变。病变范围较大的疾病以及范围虽小但病变较复杂的疾病,如伴严重后纵韧带骨化等目前均不宜采用内窥镜下手术。

5 颈人工椎间盘置换术

颈前路椎间盘切除减压、椎体间植骨或 cage 置入融合可以维持椎间隙高度,但节段失去运动,毗邻节段易发生退变,症状复发;单纯椎间盘切除则由于椎间隙塌陷、根

管狭窄、稳定性下降等因素影响疗效^[25]。对那些患有椎间盘病变而不得不行椎间盘切除术的患者,术后如何重建椎间盘功能,进一步提高远期疗效,是骨科医师面临的一个难题。为了解决这个问题,国内外众多学者经过深入的研究,提出了人工椎间盘的概念。人工椎间盘除能维持正常椎间隙高度外,还能恢复脊柱节段的运动学和载荷特性,避免了器械固定和椎间融合对邻近节段的影响。

1966 年 Fernström 在瑞典发表了将钢球置入颈椎和腰间隙的研究结果,这是人工椎间盘置换的首次尝试。但是,4~7 年后只有 12% 的椎间隙高度得以维持,大多数由于植入物与椎体接触面的高应力使不锈钢球移入椎体内,这个假体随即被放弃。20 世纪 80 年代以后人工椎间盘在腰椎逐步应用。近年来在颈椎应用亦逐渐增多,Pointillart^[26]曾设计了一种钛材料颈椎间盘假体,能容许在碳质受力面和上位椎体终板之间活动。但是,应用该假体的 10 例患者中有 8 例在 2 年内出现继发融合而不能维持节段性运动功能。徐印坎等^[27]应用硅橡胶制成的颈人工髓核行置换术,3 年后有 50% 的患者出现椎体前骨痂,使节段性运动功能丢失。Cummins 等^[28]使用不锈钢制成简单的具有球窝型关节的 Bristol 型颈椎间盘假体,对于大部分患者可以保留有限的颈椎运动功能。但也出现了螺钉部分拔除、折断及假体半脱位和吞咽困难。对 Bristol 型假体改进后出现了 Frenchay 型颈椎间盘假体,属半限制型假体,由两个 316L(真空铸造的低碳奥氏体不锈钢)不锈钢组件构成,伸出的侧翼分别由两枚螺钉和一枚锁定螺钉固定于上下椎体的前缘。该假体有单一受力面,允许平移和旋转运动。Wigfield 等^[29]报道了 Frenchay 颈椎间盘假体的临床应用,在随访期内置入的假体稳定且能保持颈椎的运动功能。但 Frenchay 型假体是金属对金属的设计,不能吸收震荡,相应产生的金属微粒较多。现在欧洲应用最广泛的是 Bryan 型颈椎间盘假体,该假体属低摩擦、耐磨损人工假体,由三部分组成:上下钛合金的终板外壳和介于其间的聚亚安酯内核。有两个受力面,一个介于聚亚安酯内核,另一个位于金属外壳。钛合金的骨接触面包含钛多孔外层,利于骨质长入和长期稳定。聚亚安酯护套环绕核心,用钛金属丝连接到外壳上,形成紧密的间隔,外壳的前方均有固定挡板,有助于防止假体前后移动。假体在正常的活动范围内不受限制,允许进行角度和平移运动。Goffin 等^[30]首次报道 Bryan 型颈椎间盘假体临床应用的初步经验,结果令人振奋,术后 1 年置入 Bryan 型假体的成功率超过 85%,置入装置位置合适没有移动,并具有节段性运动功能;神经体征和症状持续得到改善。但需长期随访才能确定置入的假体是否仍具有功能。

从理论上讲,处于任何不同程度退变的椎间盘均可进行人工全椎间盘置换,其优点是显而易见的。但人工全椎间盘置换有待进一步完善和评价。无论是椎体间融合还是椎间盘置换都没有消除引起椎间盘退变的原因。只有寻求修复椎间盘的方法,才能彻底治疗椎间盘疾病。

6 参考文献

1. Lieu AS, Howng SL. Clinical results of anterior cervical discectomy without interbody fusion [J]. Kaohsiung J Med Sci, 1998, 14(4): 212-216.
2. Donaldson JW, Nelson PB. Anterior cervical discectomy without interbody fusion [J]. Surg Neurol, 2002, 57(4): 219-224.
3. Heidecke V, Rainov NG, Marx T, et al. Outcome in Cloward anterior fusion for degenerative cervical spinal disease [J]. Acta Neurochir (Wien), 2000, 142(3): 283-291.
4. Wilke HJ, Kettler A, Claes L. Primary stabilizing effect of interbody fusion devices for the cervical spine: an in vitro comparison between three different cage types and bone cement [J]. Eur Spine J, 2000, 9(5): 410-416.
5. Agrillo U, Mastronardi L, Puzzilli F. Anterior cervical fusion with carbon fiber cage containing coralline hydroxyapatite: preliminary observations in 45 consecutive cases of soft-disc herniation [J]. J Neurosurg, 2002, 96(Suppl 1): 273-276.
6. Cho DY, Liau WR, Lee WY, et al. Preliminary experience using a polyetheretherketone (PEEK) cage in the treatment of cervical disc disease [J]. Neurosurg, 2002, 51(6): 1343-1350.
7. Van DM, Smit T, Sugihara S, et al. The effect of cage stiffness on the rate of lumbar interbody fusion: an in vivo model using poly(l-lactic acid) and titanium cages [J]. Spine, 2002, 27(7): 682-688.
8. Kandziora F, Bail H, Schmidmaier G, et al. Bone morphogenetic protein-2 application by a poly(D,L-lactide)-coated interbody cage: in vivo results of a new carrier for growth factors [J]. J Neurosurg, 2002, 97(Suppl 1): 40-48.
9. Samandouras G, Shafafy M, Hamlyn PJ. A new anterior cervical instrumentation system combining an intradiscal cage with an integrated plate: an early technical report [J]. Spine, 2001, 26(10): 1188-1192.
10. Wang JC, McDonough PW, Endow KK, et al. Increased fusion rates with cervical plating for two-level anterior cervical discectomy and fusion [J]. Spine, 2000, 25(1): 41-45.
11. Bolesta MJ, Rehtine GR, Chrin AM. Three- and four-level anterior cervical discectomy and fusion with plate fixation: a prospective study [J]. Spine, 2000, 25(16): 2040-2044.
12. Groff MW, Sriharan S, Lee SM, et al. Partial corpectomy for cervical spondylosis [J]. Spine, 2003, 28(1): 14-20.
13. Lee KY, Siff TE, Heggeness MH, et al. Anterior locking screw plate fixation for cervical spondylosis [J]. Am J Orthop, 2002, 31(1): 27-30.
14. Zaveri GR, Ford M. Cervical spondylosis: the role of anterior instrumentation after decompression and fusion [J]. J Spinal Disord, 2001, 14(1): 10-16.
15. Narotam PK, Pauley SM, McGinn GJ. Titanium mesh cages for cervical spine stabilization after corpectomy: a clinical and radiological study [J]. J Neurosurg, 2003, 99(Suppl 2): 172-180.
16. Kanayama M, Hashimoto T, Shigenobu K, et al. Pitfalls of anterior cervical fusion using titanium mesh and local autograft [J]. J Spinal Disord Tech, 2003, 16(6): 513-518.
17. Tye GW, Graham RS, Broaddus WC, et al. Graft subsidence after instrument-assisted anterior cervical fusion [J]. J Neurosurg, 2002, 97(Suppl 2): 186-192.

综述

神经节和下腰部神经支配模式与下腰腿痛关系的研究进展

洪 盾¹, 范顺武², 陈海啸¹

(1 浙江省台州医院骨科 317000; 2 浙江大学附属邵逸夫医院骨科 310016)

中图分类号: R681.5 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2005)-03-0186-03

腰腿痛是骨科的常见症状, 椎间盘、椎间关节、前纵韧带、后纵韧带、硬脊膜、骶髂关节等病变都可以导致下腰痛, 神经根的机械性压迫或化学性炎症可引起下肢疼痛, 但影像学可能观察不到神经根压迫。有椎间盘变性的患者可出现腹股沟、大腿、小腿疼痛, 而其它的解剖结构病变也可出现同样的症状。根据下腰部解剖结构的神经支配, 很难解释出现的下肢痛, 这说明我们在关注椎间盘等病变引起神经根压迫而出现的下肢疼痛症状时, 忽视了这些结构本身的神经支配方式和其间的相互联系。

近年来, 研究发现神经节和这些解剖结构的神经支配模式密切相关, 所以神经节是解释没有神经根压迫或炎症的下腰结构病变引起下肢痛的关键结构。通常认为这些结构是单一的节段性神经支配模式, 由同一节段的背根神经节(dorsal root ganglion, DRG)或脊神经支配, 但通过神经追踪法等研究发现, 这些与腰腿痛有关的结构具有双重神经支配模式, 即通过高位神经节的非节段性支配和低位神经节的节段性支配, 形成了十分复杂的下腰腿痛机制。作者就国外近年来对神经节的特性和与下腰腿痛有关的神经支配模式的研究作一综述。

第一作者简介: 男(1971-), 主治医师, 研究方向: 脊柱外科
电话: (0576)5321911 E-mail: hhq@yahoo.com.cn

1 神经节与腰椎间盘及前后纵韧带的神经支配

腰椎间盘病变是导致腰腿痛的最主要原因, 但除了明显的椎间盘突出直接压迫神经根导致的腰腿痛外, 退行性腰椎间盘疾病(degenerative disc disease, DDD)引起的下腰痛其机制还不明确。椎间盘的显微研究表明, 髓核、软骨板以及纤维环的深层没有神经纤维支配, 神经末梢仅分布于椎间盘前后的纵韧带及浅表纤维环(可达 1/3 甚至 1/2 的纤维环深度)。机械性刺激腰椎间盘和椎间盘内注入生理盐水造影剂不仅引起腰痛, 还诱发下肢疼痛, 显然这些疼痛的发生与支配椎间盘的神经节密不可分。腰椎间盘的神经分布可人为分为前侧和后侧两部分, 因纵韧带紧贴于椎体及椎间盘前后方, 神经支配与椎间盘的关系密切, 研究时常将它们归于椎间盘的前后侧一起讨论。

1.1 椎间盘后侧及后纵韧带(PLL)的神经支配

纤维环的后侧比较薄弱, 易发生髓核突出, 且毗邻硬脊膜和神经根, 因此腰椎间盘后侧的神经分布在临床上尤为重要。自 Luschka 1850 年首次描述窦椎神经后, 许多学者着重于窦椎神经的来源和神经支配部位的研究。Bogduk^[1]对尸体标本进行研究后, 认为窦椎神经在椎间孔处由脊神经腹支的躯体感觉神经分支和交通支的交感神经分支所组成, 经椎间孔进入椎管, PLL 和椎间盘后侧神

18. Rapoff AJ, Conrad BP, Johnson WM, et al. Load sharing in premier and zephir anterior cervical plates[J]. Spine, 2003, 28(24): 2648-2651.
19. Brodke DS, Gollogly S, Alexander M R, et al. Dynamic cervical plates: biomechanical evaluation of load sharing and stiffness[J]. Spine, 2001, 26(12): 1324-1329.
20. Hodges SD, Humphreys SC, Eck JC, et al. A modified technique for anterior multilevel cervical fusion [J]. J Orthop Sci, 2002, 7(3): 313-316.
21. Rubino F, Deutsch H, Pamoukian V, et al. Minimally invasive spine surgery: an animal model for endoscopic approach to the anterior cervical and upper thoracic spine[J]. Laparoendosc Adv Surg Tech A, 2000, 10(6): 309-313.
22. Miccoli P, Berti P, Raffaelli M, et al. Minimally invasive approach to the cervical spine: a proposal [J]. Laparoendosc Adv Surg Tech A, 2001, 11(2): 89-92.
23. Saringer WF, Reddy B, Nobauer-Huhmann I, et al. Endoscopic anterior cervical foraminotomy for unilateral radiculopathy: anatomical morphometric analysis and preliminary clinical experience[J]. J Neurosurg, 2003, 98(Suppl 2): 171-180.

24. 刘忠军, 党耕町, 马庆军, 等. 内窥镜下颈椎间盘切除及椎体间植骨融合术[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2004, 14(2): 90-92.
25. 陈文红, 李念生, 韩一生. 髓核部分切除与全切术组织学与生物力学变化的比较研究[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2000, 10(1): 27-29.
26. Pointillart V. Cervical disc prosthesis in humans: first failure [J]. Spine, 2001, 26(5): E90-92.
27. 徐印坎, 侯铁胜, 冉永欣, 等. 颈椎间盘人工髓核置换[J]. 颈腰痛杂志, 2001, 22(3): 177-180.
28. Cummins BH, Robertson JT, Gill SS. Surgical experience with an implanted artificial cervical joint [J]. J Neurosurg, 1998, 88(6): 943-948.
29. Wigfield CC, Gill SS, Nelson RJ, et al. The new Frenchay artificial cervical joint: results from a two-year pilot study [J]. Spine, 2002, 27(22): 2446-2452.
30. Goffin J, Casey A, Kehr P, et al. Preliminary clinical experience with the Bryan cervical disc prosthesis [J]. Neurosurg, 2002, 51(3): 840-845.

(收稿日期: 2004-06-01 修回日期: 2004-09-06)

(本文编辑 卢庆霞)