

综述

皮质骨轨迹螺钉在脊柱外科中的应用进展

Progress in the application of cortical bone trajectory screws in spinal surgery

赵世新, 席海洋, 王 朕, 辛超飞, 王 丹

(郑州大学第一附属医院骨一科 450052 郑州市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2019.12.10

中图分类号: R687.3 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2019)-12-1124-05

椎弓根螺钉(pedicle screw, PS)因能够固定脊柱三柱达到稳定的三维固定效果,自其发明以来一直广泛应用于各种脊柱外科手术。然而螺钉松动、断裂、拔出等各种并发症往往导致固定失败,尤其对于骨质疏松的患者,螺钉松动是最为常见的并发症^[1,2]。因此,对于骨量下降的患者,如何提高 PS 的把持力及稳定性是一个亟待解决的问题。临床医师往往通过延长脊柱固定节段或结合骨水泥强化钉道等方法提高骨质疏松患者脊柱内固定的稳定性^[3,4]。然而这些方法仍存在诸多不足,如:骨水泥使用过程中存在高温释放引起脊髓或神经根损伤、骨水泥疲劳断裂、骨水泥外溢和栓塞等问题,延长脊柱固定节段增加了手术时间、出血量及其他并发症。为了克服以上缺点,基于传统 PS 钉道, Santoni 等^[5]首次提出了椎弓根皮质骨轨迹(cortical bone trajectory, CBT)螺钉固定技术。据报道,术中 CBT 螺钉置入扭矩是传统 PS 的 1.71 倍^[6]。另有研究也表明, CBT 螺钉固定较传统 PS 固定具有更佳的抗轴向拔出^[7,8]。此外,和传统 PS 固定相比, CBT 螺钉的进钉点更偏内侧且钉道和皮质骨接触面积更大,具有更好的界面强度和微创等优点^[9]。但该技术出现后国内外相关文献报道较少,笔者就其临床应用及研究进展进行综述,以期骨质疏松等患者群体提供最佳的治疗方案。

1 CBT 螺钉固定的应用解剖学基础及生物力学特性

传统 PS 通过椎弓根的解剖轴线能够有效完成脊柱的三柱固定,广泛应用于脊柱外科手术中^[9]。Sterba 等^[10]首次报道将 PS 沿垂直方向入钉较传统钉道具有更佳的稳定性,这是由于该钉道可使螺钉尽可能多地与坚硬的皮质骨相接触。随后, Santoni 等^[5]于 2009 年报道了一种由内向外倾斜的置钉方法,该方法可最大化螺钉与皮质骨的接触面积,从而增加界面强度和螺钉把持力,故而称其为“CBT 螺

钉”。

椎弓根形态影响螺钉的置入方向, CBT 螺钉的入钉点在椎弓根峡部外侧,该处有良好的皮质骨结构,椎弓根是脊柱最坚强的部分,横突、椎板、上下关节突的力均汇合于椎弓根,所有从脊柱后部传至椎体的力都通过此点,故而椎弓根被称之为脊柱的“力核”^[11]。然而椎弓根并不是一个简单的以松质骨为中心的骨柱,而是复杂的三维结构,椎弓根内上部皮质厚度要高于外下部,而且椎弓根内松质骨含量大于皮质骨。这种差异解释了为什么相同压力下沿椎弓根中心轴线置钉时外侧壁较内侧壁更容易发生骨折,因而根据内外侧皮质分布不同,更偏内的钉道可能会降低椎弓根破裂的机会。 CBT 螺钉固定即利用该特点使进钉点尽可能靠内的同时最大化了螺钉与骨皮质的接触面积,即螺钉通过接触入钉点背侧、椎弓根后内侧和前外侧以及椎体边缘区域这四点提供了最坚强的皮质骨-螺钉把持界面,尽管 CBT 螺钉长度和直径都较传统 PS 小,但由于 CBT 螺钉骨接触面的骨密度更高,其固定强度并不比传统 PS 差。

螺钉的置入扭矩、轴向拔出力及固定节段的活动度(range of motion, ROM)是评价螺钉稳定性的重要指标,而螺钉的形状及螺纹参数、螺钉的长度和直径以及椎体骨密度等都是影响螺钉固定牢固程度的重要因素^[12]。 Matsukawa 等^[13]首次利用体内 CBT 螺钉置入时的扭矩评价螺钉稳定性,螺钉置入扭矩主要由骨-螺钉接触面的剪切力和摩擦力产生,是螺钉进入骨时的转动力矩,他指出置钉扭矩大小和螺钉直径、长度、定位孔以及丝攻的大小有关, CBT 螺钉在这 4 个方面均劣于传统螺钉,但是其最大置入扭矩却比传统螺钉高出 1.7 倍,该结果强有力地表明了 CBT 螺钉固定能提供坚强的内固定效果。 Santoni 等^[5]在尸体上对 CBT 螺钉固定和传统 PS 固定进行生物力学实验,结果证实 CBT 螺钉在抗轴向拔出上较传统 PS 提升 30%。 Matsukawa 等^[14]研究发现 CBT 螺钉在抗轴向拔出上比传统 PS 高 26.4%, CBT 螺钉固定在脊柱屈伸状态下的力学表现较传统 PS 固定要好,但在脊柱侧屈和轴向旋转时要逊色于传统 PS 固定,这很好解释了 Sakaura 等^[15]发现的

基金项目:河南省医学科技攻关计划项目(联合共建项目)(编号: 2018020020)

第一作者简介:男(1994-),硕士研究生,研究方向:脊柱外科

电话:(0371)67967009 E-mail:807024986@qq.com

通讯作者:王丹 E-mail:wangdan100@126.com

CBT螺钉固定组融合率较低的现象,故而在置入 CBT 螺钉时应用横连降低上述运动的不良影响不失为一种提高融合率的方法。此外 Sakaura 等^[15]研究证实应用钛涂层聚醚醚酮材质的 cage 可提高皮质骨轨迹螺钉-后路腰椎椎体融合术(cortical bone trajectory-posterior lumbar interbody fusion, CBT-PLIF)后的早期融合率,这是因为钛涂层 cage 具有骨传导活性且体外实验表明钛涂层对于成骨细胞分化和细胞粘附起着积极作用^[16,17]。Perez-Orrico 等^[18]报道 CBT 螺钉和传统 PS 固定的平均活动度(range of motion, ROM)在脊柱屈伸和旋转过程中无显著性差异,但在轴向旋转时传统 PS 固定具有更小的刚性区域。

上述研究表明, CBT 螺钉置入后的即时稳定性优于传统螺钉,但其远期稳定性却仍存在争议。Baluch 等^[18]在 17 具人类尸体上进行 CBT 螺钉固定和传统 PS 固定的疲劳试验,发现 CBT 螺钉位移 2mm 需要 398N 的力持续 184 个循环,明显超过传统 PS 300N 力下的 102 个循环,表明在循环载荷下 CBT 螺钉固定的稳定性较高。Akpola 等^[19]在 12 节腰椎上的疲劳试验则得到了相反的结果,传统 PS 固定比 CBT 螺钉固定有更好的抗疲劳表现,并且在疲劳试验后的轴向拔出上传传统 PS 也明显高于 CBT 螺钉。这两项结果的差异或许是由于两者试验中进钉点的不同造成的,因为 CBT 螺钉固定的进钉点靠内,几乎所有 CBT 螺钉由于钉帽的存在往往不能全部置入椎体骨质内,否则钉帽会损坏椎板或骨-螺钉接触面,故而 CBT 螺钉的插入深度往往少于全长的 3~5mm,这对于本就短小的 CBT 螺钉而言势必会放大其生物力学方面的劣势。

2 CBT 螺钉在脊柱外科中的应用

传统 PS 已广泛应用于各种脊柱内固定手术,然而螺钉错位、松动、拔出以及神经根和硬膜囊损伤等并发症不可忽视。在骨质疏松患者群体中,螺钉松动和断裂成为固定失败的主要原因。由于传统 PS 固定强度主要取决于松质骨密度,而骨质疏松症对松质骨的影响远大于皮质骨,故而对骨质疏松症患者应首选 CBT 螺钉固定。尤其是对于骨质疏松合并其他疾病需减少暴露的患者, CBT 螺钉固定应为首选的治疗方案。自 CBT 螺钉固定出现的十年来,其适应证已从当初的骨质疏松症扩展至以下各个方面,并均取得不错的临床效果。

2.1 CBT 螺钉固定在腰椎手术中的应用

2.1.1 进钉点的选择 CBT 螺钉于腰椎的进钉点选择可以总结为典型的“钟表理论”,即入钉点位于椎弓根峡部外侧,是上关节突中线和横突下缘下 1mm 水平线的交点,如果将椎弓根在冠状位的投影看作钟表表盘,则左侧椎弓根的 5 点钟位置和右侧椎弓根的 7 点钟位置即为进钉点^[20]。轴向拔出是衡量螺钉固定即刻稳定性的重要指标,拔出主要取决于螺钉和周围骨组织之间的剪切应力,即螺钉置入扭矩可以较好地评价螺钉的初始稳定性。Matsukawa 等^[21]通过体内实验证实, CBT 螺钉置入扭矩受到螺钉头偏

角度、螺钉长度和患者骨密度等因素的影响。理想的钉道轨迹是螺钉沿着椎弓根下缘头倾 25°~30°、外倾 10°进钉,这样才能保证螺钉获得和椎弓根的最大连接以及进入椎体内的充分长度^[21]。然而上述进钉点的确定方法存在一定的局限性,比如在一些需要椎间融合的手术中会破坏关节突关节,使得定位标志丧失,对于腰椎侧方滑脱患者以该点作为入钉点会明显增加螺钉进入椎管内的风险。为了克服上述进钉点的缺陷, Iwatsuki 等^[22]提出了峡部引导 CBT 螺钉置入技术,该方法采用椎弓根峡部的外侧缘和椎间孔的上缘交点作为螺钉进钉点(图 1)。由于该定位标志不受退变及术中减压的影响,故而为术者广泛应用。

2.1.2 置钉技术 CBT 螺钉固定历经十余年发展,在腰椎手术中的应用范围不断扩大,而且衍生出许多新的置钉技术。

(1) 中线腰椎融合技术 (midline lumbar fusion, MIDLF): Mizuno 等^[23]利用 CBT 螺钉进钉点靠内这一特性创新性地将减压和融合在同一入路进行,即后路中线入路,微创椎板切除和 CBT 螺钉固定,在使暴露相关创伤最小化的同时, 12 例腰椎滑脱患者 MIDLF 术后滑脱均得到纠正, JOA 评分良好,并且术后 1 周患者炎症指标和 WBC 都降到正常水平,效果与传统后路减压椎间植骨融合术 (posterior lumbar interbody fusion, PLIF) 无异。

(2) 混合螺钉固定技术: Takata 等^[24]在对 1 例单节段椎间盘突出患者行后路固定时,于 L4 置入 CBT 螺钉、L5 置入传统 PS,上下两钉钉尾靠拢呈“八”字形,手术切口位于“八”的顶点因而能在很小的范围内完成操作。随后 Takata 等^[24]对 6 例退行性腰椎滑脱患者采取该混合螺钉固定的手术方案,即上位椎体置入 CBT 螺钉,下位椎体置入传统 PS,该方法手术切口长度(5~6cm)远低于传统 PLIF (8~10cm),且术中减少了椎旁肌的剥离,术后患者腰椎滑脱得到纠正, JOA 评分较术前明显改善。

(3) 双轨迹螺钉固定技术: 即椎弓根内同时置入 1 枚传统 PS 及 1 枚 CBT 螺钉。Matsukawa 等^[14]利用有限元技术对双轨迹螺钉固定技术进行评估发现在屈曲、伸展、侧屈以及轴向旋转方面双轨迹螺钉固定的稳定性均明显高于单纯使用传统 PS 或 CBT 螺钉,因此在有螺钉松动或者置钉失败风险的患者中可以应用该技术。但由于该技术在同一椎弓根内置入 2 枚螺钉,因此对于椎弓根尺寸有较高要求。Ueno 等^[25]首次将此技术应用于临床,对 1 例 64 岁患有退变性脊柱侧凸合并严重骨质疏松的女性患者进行了腰椎后路减压融合治疗, L1~S1 每侧椎弓根内均同时置入



图 1 峡部引导法进钉点的选择^[22]

1枚传统 PS 和 1 枚 CBT 螺钉,术后患者症状改善明显,14 个月后随访未见明显畸形丢失。

(4) 经皮皮质骨轨迹螺钉固定技术(percutaneous cortical bone trajectory,PCBT):Orita 等^[26]首次报道应用 PCBT 固定与经皮椎弓根螺钉(percutaneous pedicle screw,PPS)固定治疗腰椎退变疾病取得了相同的固定效果,且 PCBT 切口更小,术中透视时间较少,术后 VAS 评分改善情况明显高于传统 PPS 固定。

2.1.3 邻椎病的治疗 Rodriguez 等^[27]在 CT 导航下对 5 例术后有症状的邻椎病患者进行单节段减压融合治疗,在不拆除已有内固定装置的前提下,向已有 PS 的椎弓根内再次置入 CBT 螺钉,缩短了手术时间,减少了创伤和出血,且术后随访患者症状改善,融合效果良好。随后 Kotheeranurak 等^[28]对该技术进行改良,并发现在不拆除已有内固定装置的前提下,在相邻节段椎体的单侧椎弓根置入 CBT 螺钉即可达到坚强的固定效果。

2.1.4 腰椎结核的治疗 脊柱结核约占骨关节结核的 50%^[29],由于其病理破坏主要累及椎体和椎间隙,单纯前路手术能够直接进入相应椎体节段,便于病灶清除和支撑植骨;单纯后路可进入脊柱前外侧柱,但是不能彻底清除椎体前方的病灶组织,而且不能很好地重建脊柱前柱^[30];故而前路病灶清除支撑植骨联合后路内固定治疗脊柱结核理论上可以弥补单纯前路和后路术式的缺陷,有利于患者术后早期活动和康复^[31]。然而传统 PS 固定因其钉道贯穿脊椎三柱,极易使病原菌沿着钉道扩散至后柱。CBT 螺钉经椎弓根置入,螺钉的长度较传统 PS 短,钉道的深度为仅通过椎弓根即可,即螺钉不进入椎体的前中柱部分,因此在行病椎置钉的过程中可以避免螺钉进入病椎的前中柱感染病灶内,降低感染扩散的风险。应小樟等^[32]采用一期 CBT 螺钉固定联合前路小切口病灶清除支撑植骨术对 22 例老年腰椎结核患者进行治疗,术后随访 2 年无一例患者结核复发,且末次随访时 CT 检查均提示病灶处骨性愈合。

2.1.5 在腰椎翻修手术中的应用 随着脊柱内固定手术的广泛开展,因感染、硬膜外瘢痕、椎间盘突出复发、邻椎病等原因而需要翻修的病例不断增加。与初次手术相比,翻修手术往往具有难度大、术中出血和手术并发症多等难点。因此再次腰椎手术时,可在初次手术螺钉存在的基础上置入 CBT 螺钉,实现同一椎弓根区域的两组螺钉(即上述双轨迹螺钉技术应用于翻修手术)^[25,27]。此外,由于初次手术形成的瘢痕不易牵开,二次置入常规 PS 时较为困难,常需更广泛的显露,增加手术创伤,而 CBT 螺钉固定的钉道方向由内向外,无需广泛剥离即可实现满意暴露,减少了手术暴露的时间和软组织的医源性损伤。王燕燕等^[33]通过 MIDLF 对 12 例需行腰椎翻修手术的患者置入 CBT 螺钉,较传统翻修手术具有简化手术过程、减少软组织损伤、降低术后并发症以及增加内固定稳定性等优点,临床效果满意。除了术后翻修外,术中 CBT 螺钉和 PS 因钉道不同在术中可互为彼此的“拯救螺钉”。Calvert 等^[34]对 10 具新

鲜冰冻的腰椎标本进行两种螺钉置钉失败后的替代补救置钉实验,发现作为补救螺钉两者均可达到与初始螺钉相同的刚度,因此两者可以互相作为对方的补救螺钉应用于临床中。

综上,CBT 螺钉固定不仅为骨质疏松症患者提供了更加稳定的内固定强度,而且基于其更靠内的进钉点开发出了多种微创术式,减少了术中分离与暴露造成的创伤,尤其对于合并肥胖或糖尿病的人群,应用该术式可明显减少术后并发症的发生^[23-26]。此外,邻椎病作为腰椎内固定术后常见的远期并发症,翻修时常需要拆除原有内固定,不仅使术中再次置钉变得困难,患者术后更是有明显的痛感,但 CBT 螺钉技术的应用改变了这一窘境,其可在保留原有内固定的基础上利用小切口即可完成相邻节段的置钉,降低了原有内固定再次暴露后的感染风险及手术创伤。

2.2 CBT 螺钉固定在胸椎手术中的应用

Matsukawa 等^[13]将 CBT 螺钉固定应用于下胸椎(T9~T12),对 50 例患者的胸椎进行形态学检测后发现 T9~T12 椎弓根的长、宽、高依次递增,椎弓根冠状面和矢状面的角度逐渐减小,确定进钉点位于上关节突外侧 2/3 和横突下缘的交汇点,入钉轨迹在冠状面上直行向前,在矢状面上头倾并朝向上终板后 1/3 处(图 2);对 24 具尸体进行下胸椎 CBT 螺钉固定的生物力学测试,发现 CBT 螺钉的置入扭矩较传统 PS 增高 53.8%。

根据胸椎解剖结构和生物力学的不同,CBT 螺钉固定在胸椎的应用分为中上胸椎(T1~T8)和下胸椎(T9~T12)。Wang 等^[35]对 80 例行中上胸椎 CBT 螺钉置入的成年患者进行 CT 扫描,确定入钉点的选择为 T1~T2 定位在上关节突内 1/3 和横突中线的交点,T3~T8 节段定位在上关节突内 1/3 和横突中下 1/3 水平线的交点;螺钉的直径为 4.5~5.0mm,长度 25~35mm;进钉的头倾角度为 15°~20°,冠状面上螺钉应垂直椎板入钉。

总之,CBT 螺钉应用于胸椎除了减少术中暴露相关的手术并发症及神经损伤风险外,还具有以下优点。首先,CBT 螺钉也可作为传统 PS 的拯救螺钉;其次,若椎体因感染等病变造成骨质破坏时,传统 PS 往往无法实现坚强有效的固定效果,而 CBT 螺钉此时可以取代传统 PS 取得满意的固定效果;第三,上中段胸椎的 CBT 螺钉可在矢状位平面整齐排列而无需复杂的弯棒,甚至在颈胸交界处可与颈部的侧块螺钉相组合;最后,CBT 螺钉尖端始终位于肋椎关节间隙内,降低了胸膜损伤的风险^[36]。

2.3 CBT 螺钉固定在骶椎手术中的应用

CBT 螺钉固定因其出现时间短,于骶椎方面的应用报道较少。Matsukawa 等^[37]结合 CBT 技术提出了 S1 贯穿终板螺钉(penetrating S1 endplate screw,PES)技术。其入钉点定位于 L5 下关节突下缘下 3mm 水平线和 S1 上关节突中线的交点,横断面上垂直向前入钉,在矢状面上头倾并冲破 S1 终板的 1/2 处,平均头倾角度为 30.7°±5.1°。生物

力学研究证实 PES 的置入扭矩是传统 PS 的 1.41 倍^[37]。与传统 PS 骶椎置钉相比, PES 具有以下优势: 首先, 螺钉入钉点位置靠近内侧并且垂直向前入钉, 减少了术中肌肉剥离与牵拉; 其次, PES 钉尾位置可以很好地和腰椎 CBT 螺钉相匹配, 避免了腰骶交界处钉棒连接的复杂操作; 最后, PES 尖端虽伸入至椎间隙内, 但由于螺钉尖端处于终板的边缘位置, 不会干扰椎间融合器的置入, 且多了一处皮质骨-螺钉接触界面, 增加了螺钉把持力(图 3)^[37]。

3 总结与展望

CBT 螺钉固定于 2009 年由 Santoni 等^[9]提出, 旨在解决骨质疏松患者的螺钉松动等并发症, 强化椎弓根螺钉的固定强度。随着近年来该技术的推广与普及, 越来越多的研究及其应用被陆续报道。这些文献主要涉及三个方面: CBT 螺钉固定的生物力学研究、解剖学研究及其临床应用。与传统 PS 固定相比, CBT 螺钉固定虽然在脊柱侧屈及轴向旋转过程中的生物力学强度较传统 PS 差, 但是 CBT 螺钉固定明显提高了螺钉在矢状面与冠状面上的拔出强度和刚度, 并表现出了更好的抗屈曲/伸展能力, 因此, CBT 螺钉固定可以提供更佳的即时稳定性。在临床应用中, CBT 螺钉固定也显示出更好的围手术期结果, 包括术中出血量、住院时间和手术时间均低于传统 PS 固定; 而且未见因螺钉误置或断裂造成内固定相关并发症的报道; 此外, 横向暴露较少的优点使其可以用于微创技术。因此, CBT 螺钉固定是一种安全有效的内固定技术, 其生物力学和围手术期结果与传统 PS 固定相似甚至更佳, 可提供良好的临床效果。相信随着研究的进一步进展, 该技术的应用范围将进一步扩大并取得良好效果^[38]。

虽然 CBT 螺钉固定具有上述种种优势, 但各文献研究或多或少存在一些不足。如生物力学研究中各个实验所用的螺钉规格不一, 故而其结果尚无统一的定论; 临床应用研究中大多数为回顾性病例研究, 不能使 CBT 螺钉固定较传统 PS 固定的临床效果进行明确比较, 故而以后的临床研究中应尽量采用前瞻性研究方法; 而且临床文献报道中病例样本量小, 随访时间较短, 这在以后的研究中应尽量扩大样本量, 延长随访时间, 以便准确地评估 CBT 螺钉固定的远期临床疗效。

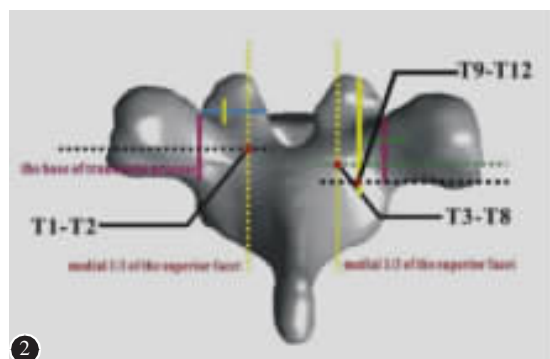


图 2 胸椎 CBT 螺钉的进钉点选择^[13]

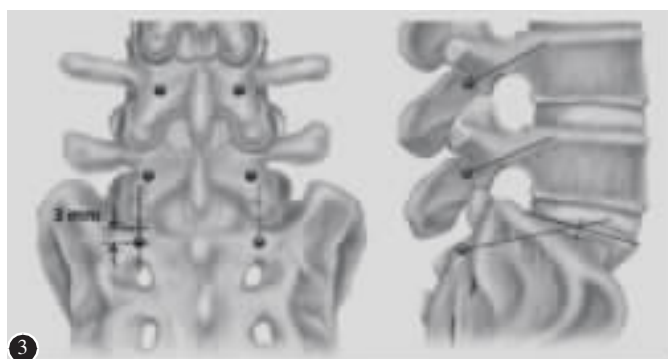


图 3 骶椎 PES 进钉点及钉道轨迹^[37]

4 参考文献

1. Hailong Y, Wei L, Zhensheng M, et al. Computer analysis of the safety of using three different pedicular screw insertion points in the lumbar spine in the Chinese population[J]. Eur Spine J, 2007, 16(5): 619-623.
2. Sugisaki K, An HS, Espinoza Orías AA, et al. In vivo three-dimensional morphometric analysis of the lumbar pedicle isthmus[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2009, 34(24): 2599-2604.
3. Sawakami K, Yamazaki A, Ishikawa S, et al. Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screws increases the initial fixation in osteoporotic spine patients [J]. Spinal Disord Tech, 2012, 25(2): E28-35.
4. Ponnusamy KE, Iyer S, Gupta G, et al. Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations [J]. Spine, 2011, 11(1): 54-63.
5. Santoni BG, Hynes RA, McGilvray KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws [J]. Spine, 2009, 9(5): 366-373.
6. Matsukawa K, Yato Y, Kato T, et al. In vivo analysis of insertional torque during pedicle screwing using cortical bone trajectory technique [J]. Spine(Phila Pa 1976), 2014, 39(4): 240-245.
7. Baluch DA, Patel AA, Lullo B, et al. Effect of physiological loads on cortical and traditional pedicle screw fixation [J]. Spine(Phila Pa 1976), 2014, 39(22): E1297-1302.
8. Perez-Orribo L, Kalb S, Reyes PM, et al. Biomechanics of lumbar cortical screw-rod fixation versus pedicle screw-rod fixation with and without interbody support [J]. Spine(Phila Pa 1976), 2013, 38(8): 635-641.
9. Nakajima Y, Hara M, Umebayashi D, et al. Biomechanical analysis of a pedicle screw-rod system with a novel cross-link configuration [J]. Asian Spine J, 2016, 10(6): 993-999.
10. Sterba W, Kim DG, Fyhrie DP, et al. Biomechanical analysis of differing pedicle screw insertion angles [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007, 22(4): 385-391.
11. Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation: a new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine [J]. Clin Orthop Relat Res, 1986, (203): 45-53.
12. Cho W, Cho SK, Wu C. The biomechanics of pedicle

- screw-based instrumentation[J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2010, 92(8): 1061–1065.
13. Matsukawa K, Yato Y, Hynes RA, et al. Cortical bone trajectory for thoracic pedicle screws: a technical note[J]. *Clin Spine Surg*, 2017, 30(5): E497–504.
14. Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of the fixation strength of lumbar pedicle screws using cortical bone trajectory: a finite element study [J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 23(4): 471–478.
15. Sakaura H, Miwa T, Yamashita T, et al. Posterior lumbar interbody fusion with cortical bone trajectory screw fixation versus posterior lumbar interbody fusion using traditional pedicle screw fixation for degenerative lumbar spondylolisthesis: a comparative study[J]. *J Neurosurg Spine*, 2016, 25(5): 591–595.
16. Sakaura H, Ohnishi A, Yamagishi A, et al. Early fusion status after posterior lumbar interbody fusion with cortical bone trajectory screw fixation: a comparison of titanium-coated polyetheretherketone cages and carbon polyetheretherketone cages[J]. *Asian Spine J*, 2019, 13(2): 248–253.
17. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants[J]. *Biomaterials*, 2007, 28(32): 4845–4869.
18. Baluch DA, Patel AA, Lullo B, et al. Effect of physiological loads on cortical and traditional pedicle screw fixation [J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2014, 39(22): E1297–1302.
19. Akpolat YT, Inceoglu S, Kinne N, et al. Fatigue performance of cortical bone trajectory screw compared with standard trajectory pedicle screw[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2016, 41(6): E335–341.
20. Matsukawa K, Yato Y, Nemoto O, et al. Morphometric measurement of cortical bone trajectory for lumbar pedicle screw insertion using computed tomography [J]. *J Spinal Disord Tech*, 2013, 26(6): E248–253.
21. Matsukawa K, Taguchi E, Yato Y, et al. Evaluation of the fixation strength of pedicle screws using cortical bone trajectory: what is the ideal trajectory for optimal fixation[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2015, 40(15): E873–878.
22. Iwatsuki K, Yoshimine T, Ohnishi Y, et al. Isthmus-guided cortical bone trajectory for pedicle screw insertion[J]. *Orthop Surg*, 2014, 6(3): 244–248.
23. Mizuno M, Kuraishi K, Umeda Y, et al. Midline lumbar fusion with cortical bone trajectory screw [J]. *Neurol Med Chir(Tokyo)*, 2014, 54(9): 716–721.
24. Takata Y, Matsuura T, Higashino K, et al. Hybrid technique of cortical bone trajectory and pedicle screwing for minimally invasive spine reconstruction surgery: a technical note[J]. *J Med Invest*, 2014, 61(3–4): 388–392.
25. Ueno M, Imura T, Inoue G, et al. Posterior corrective fusion using a double-trajectory technique (cortical bone trajectory combined with traditional trajectory) for degenerative lumbar scoliosis with osteoporosis: technical note [J]. *J Neurosurg Spine*, 2013, 19(5): 600–607.
26. Orita S, Inage K, Kubota G, et al. One-year prospective evaluation of the technique of percutaneous cortical bone trajectory spondylodesis in comparison with percutaneous pedicle screw fixation: a preliminary report with technical note[J]. *J Neurol Surg*, 2016, 77(6): 531–537.
27. Rodriguez A, Neal MT, Liu A, et al. Novel placement of cortical bone trajectory screws in previously instrumented pedicles for adjacent-segment lumbar disease using CT image-guided navigation[J]. *Neurosurg Focus*, 2014, 36(3): E9.
28. Kotheeranurak V, Lin GX, Mahatthanatrakul A, et al. Endoscope-assisted anterior lumbar interbody fusion with computed tomography-guided, image-navigated unilateral cortical bone trajectory screw fixation in managing adjacent segment disease in L5/S1: technical note[J]. *World Neurosurg*, 2019, 122: 469–473.
29. 骨关节结核临床诊断与治疗进展及其规范化专题研讨会学术委员会. 正确理解和认识骨与关节结核诊疗的若干问题[J]. *中国防痨杂志*, 2013, 35(5): 384–392.
30. Jain AK, Aggarwal A, Dhammi IK, et al. Extrapleural anterolateral decompression in tuberculosis of the dorsal spine [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2004, 86(7): 1027–1031.
31. Moon MS. Tuberculosis of spine: current views in diagnosis and management[J]. *Asian Spine J*, 2014, 8(1): 97–111.
32. 应小樟, 石仕元, 郑琦, 等. 皮质骨轨迹螺钉技术在老年腰椎结核中的应用[J]. *中国骨伤*, 2018, 31(11): 1012–1016
33. 王燕燕, 张建锋, 范顺武. 皮质骨轨迹螺钉固定技术在腰椎翻修中的应用[J]. *中华骨科杂志*, 2017, 37(18): 1143–1149.
34. Calvert GC, Lawrence BD, Abtahi AM, et al. Cortical screws used to rescue failed lumbar pedicle screw construct: a biomechanical analysis[J]. *J Neurosurg Spine*, 2015, 22(2): 166–172.
35. Wang K, Zhang ZJ, Chen JX, et al. Design and application of individualized, 3-dimensional-printed navigation template for placing cortical bone trajectory screws in middle-upper thoracic spine: cadaver research study[J]. *World Neurosurg*, 2019, 125: e348–e352.
36. Xuan J, Zhang D, Jin HM, et al. Minimally invasive cortical bone trajectory screws placement via pedicle or pedicle rib unit in the lower thoracic spine: a cadaveric and radiographic study[J]. *Eur Spine J*, 2016, 25(12): 4199–4207.
37. Matsukawa K, Yato Y, Kato T, et al. Cortical bone trajectory for lumbosacral fixation: penetrating S-1 endplate screw technique: technical note[J]. *J Neurosurg Spine*, 2014, 21(2): 203–209.
38. Delgado-Fernandez J, Garcia-Pallero MA, Blasco G, et al. Review of cortical bone trajectory: evidence of a new technique[J]. *Asian Spine J*, 2017, 11(5): 817–831.

(收稿日期:2019-05-14 末次修回日期:2019-08-31)

(本文编辑 李伟霞)