

椎弓根皮质骨轨迹螺钉固定技术的研究进展

Research of pedicle cortical bone trajectory in screw fixation technology

杨 洋, 王 洋, 叶晓健

(第二军医大学附属长征医院骨科 200003 上海市凤阳路 415 号)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2015.07.17

中图分类号: R687.3 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2015)-07-0659-04

椎弓根螺钉固定技术因其良好的生物力学稳定性,在脊柱退行性疾病、脊柱肿瘤、创伤以及脊柱感染等手术治疗中得到了广泛应用。但对于骨质疏松的患者,术后螺钉松动或拔出导致内固定失败仍是常见并发症^[1,2]。而在过度肥胖或腰背肌发达的患者中,往往需要广泛的剥离、牵拉肌肉组织,易造成传统椎弓根螺钉置钉困难,甚至失败。为了克服以上缺点,基于对椎弓根螺钉固定技术进行适当的改进和提高,Santoni 等^[3]首次提出了椎弓根皮质骨轨迹(cortical bone trajectory, CBT)螺钉固定技术。和传统椎弓根螺钉相比, CBT 螺钉固定的进钉点更偏内侧且钉道和皮质骨接触界面更大,具有把持力强、创伤小等优点^[4]。该技术出现后相关报道较少,现就 CBT 螺钉固定技术的解剖学基础、生物力学特性及临床应用等研究作一综述。

1 CBT 螺钉固定技术的概念

脊柱手术治疗的目的是减压、重建正常序列及促进骨性融合,内固定的优势就在于矫正畸形、促进融合、早期康复等。椎弓根螺钉内固定系统能够有效完成脊柱的三柱固定^[5],符合脊柱固定的生物力学要求,成为常见的脊柱内固定系统。传统椎弓根螺钉通过椎弓根的解剖轴线,以腰椎为例,进钉点一般选取上关节突外缘垂线与横突中点水平线的交点^[6],并有 5°~15°的内聚角。

而 Sterba 等^[6]的一项研究发现,垂直插入椎弓根螺钉而没有内聚角时,其拔出力要大于传统椎弓根螺钉,且置钉更容易。2009 年,一种由内向外倾斜置钉的技术由 Santoni 等^[3]首先报道。该技术使螺钉最大化地接触皮质骨,增加了螺钉的把持力,为了和传统椎弓根螺钉置入技术相区别,我们称之为 CBT 螺钉固定技术。

CBT 螺钉在腰椎的进钉点位于上关节突中央的垂线与横突下方 1mm 处水平线的交点^[7,8],与传统椎弓根螺钉进钉点相比,更偏内偏下。如果将椎弓根在冠状位的投影看作一个表盘,其左侧椎弓根的五点钟方向和右侧椎弓根的 7 点钟方向即为进钉点。其进钉方向在矢状位上向头端

倾斜,在横断面上向外倾斜,头倾角约 8°~9°,外倾角约 25°~26°^[7,8]。螺钉直径的选择依据 L1~L5 椎弓根的宽度和形状而不同,一般小于传统椎弓根螺钉,进钉深度约为 36~39mm^[7,8]。

2 CBT 螺钉固定技术的解剖学基础

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,被称之为脊柱的“力核”^[9]。椎弓根并不是内有松质骨的圆柱体,而是复杂的三维结构。椎弓根中心只有薄层的松质骨,呈蜂窝状,自前向后逐渐致密,在椎弓根后端最为致密。Hamilton 等^[10]对椎弓根的测量发现,大多数腰椎椎弓根松质骨在椎弓根高度和宽度上占 50%~62%,是皮质骨厚度的 1.8 倍,上下壁皮质骨厚度在各个椎体均相似,平均为 0.28~0.32cm。而内侧壁较外侧壁显著增厚,内侧壁皮质骨的平均厚度为 0.2~0.25cm,外侧壁为 0.1~0.15cm^[11]。

通过对椎弓根解剖形态的系统研究, Li 等^[12]指出螺钉穿透椎弓根更多的发生于内侧壁和外侧壁,而不是上壁或下壁,因为椎弓根的高度大于宽度,且上下壁的皮质骨更厚。所以椎弓根的宽度是限制螺钉置入的重要因素。而在传统椎弓根螺钉置入中,都是以解剖学上椎弓根的中心轴线为钉道,但椎弓根外侧壁较薄,置钉时在相同的压力下更容易破裂。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^[13]。

CBT 螺钉固定技术和传统椎弓根螺钉置入技术相比,进钉点和钉道方向上明显不同。Matsukawa 等^[7]利用 CT 扫描对 100 名成人中的 470 个椎体进行形态学测量,发现腰椎椎弓根的形状和轴角在不同节段各不相同,但钉道的外倾角和头倾角没有明显差异;在左侧椎弓根,进钉点位于其 5 点钟方位,钉道指向 11~12 点钟方向;在右侧椎弓根,进钉点位于其 7 点钟方位,钉道指向 12~01 点钟方向。

Matsukawa 等于 2014 年首次对 CBT 在胸椎^[14]以及骶椎^[15]上的应用进行了系统的研究。在下胸椎(T9~T12),其确定的进钉点位于椎弓根冠状位投影的 6 点钟方位,钉道指向 12 点钟方向。进钉点在不同胸椎节段差异较小,基本位于上关节突外侧 2/3 的垂线与横突下缘水平线的交点。

第一作者简介:男(1986-),硕士研究生,研究方向:脊柱外科

电话:(021)81885624 E-mail: erjunda@163.com

通讯作者:叶晓健 E-mail: yespine@163.com

进钉方向在横断面上垂直进钉而无外倾角;矢状位上向头端倾斜,指向上终板的后 1/3 处。根据 CT 扫描对 50 名成人中的 200 个胸椎的测量结果显示,椎弓根的最大直径、钉道的头倾角及钉道长度从 T9 到 T12 逐渐增加^[14],分别为 $(5.8\pm 1.1\text{mm})\sim(8.5\pm 1.4\text{mm})$ 、 $(21.4\pm 3.3^\circ)\sim(27.6\pm 3.9^\circ)$ 、 $(29.7\pm 4.6\text{mm})\sim(32.0\pm 2.1\text{mm})$ 。

骶骨的三维解剖结构较为特殊,因其主要由松质骨构成^[19],要达到稳定的内固定并非易事。传统的骶椎椎弓根螺钉内倾角过大,置钉时需要过度往外牵拉肌肉且难以达到满意的角度。而钉道外倾使螺钉通过骶骨翼置钉更方便,但骶骨翼骨密度(bone mineral density, BMD)低于骶骨椎体,使得骶骨翼螺钉的把持力不够强大^[17,18]。螺钉穿透骶骨前方骨皮质或骶骨岬,达到双层骨皮质固定,生物力学稳定性更好,但有损伤骶骨前方重要神经血管的风险。基于以上问题,Matsukawa 等设计了一种穿透 S1 上终板的 CBT 技术^[15]。S1 的 CBT 螺钉进钉点位于 S1 上关节突中央的垂线与 L5 下关节突下方 3mm 处水平线的交点,更靠内侧的进钉点便于腰骶段固定时安放连接棒;进钉方向在横断面上垂直向前,矢状位上向头端倾斜,指向并穿透 S1 上终板的中点,以达到双层皮质骨固定^[15]。

3 CBT 螺钉固定技术的生物力学稳定性

椎弓根螺钉内固定系统能够有效完成脊柱的三柱固定,符合脊柱固定的生物力学要求。但螺钉的松动、退出或断裂会导致后路固定失败,引起严重并发症。影响螺钉固定牢固程度的因素有螺钉的形状及螺纹参数、螺钉的长度和直径以及骨密度(BMD)等^[19]。通过增大螺钉的长度和直径、改进螺钉材料及骨水泥应用等措施可以提高固定的生物力学稳定性^[20]。但是对于骨质疏松的患者,以上措施并不能取得良好的效果,所以 BMD 仍是影响传统椎弓根螺钉固定稳定性的关键因素。

严重骨质疏松的患者中,松质骨的 BMD 下降而对皮质骨影响较小。CBT 螺钉固定增强把持力的原理正是基于椎弓根的皮质骨轨迹,Santoni 等^[21]通过 qCT 扫描发现:CBT 螺钉周围被大量高密度的骨质包围,且拔出力的大小与松质骨的 BMD 无显著相关性。CBT 技术通过 4 个和皮质骨的接触界面而达到牢固的固定^[8];进钉点背侧皮质骨、椎弓根后部的内侧壁、椎弓根前部的外侧壁以及椎体前侧壁。

轴向拔出力是衡量螺钉固定即刻稳定性的重要指标,拔出力主要取决于螺钉和周围骨组织间的剪切应力,可以较好地评价螺钉的初始稳定性。Santoni 等^[21]的实验显示 CBT 螺钉的轴向拔出力要比传统椎弓根螺钉高 30%,而在模拟人体在复杂运动条件下椎体受力的拨动测试中,两者的拔出力基本相同。Inceoglu 等^[21]的体外实验也显示了 CBT 螺钉的拔出力明显高于传统螺钉,而在疲劳测试中以 3Hz 的频率施加 4Nm 的力矩持续 5000 转后,CBT 螺钉拔出力仍明显高于传统螺钉,说明 CBT 技术的远期稳定性更佳。Baluch 等^[22]在疲劳测试中通过比较两种螺钉达

到 2mm 位移时所需的转数和力,发现 CBT 螺钉(184 转, 398N)均明显高于传统螺钉(102 转, 300N),进一步证明了 CBT 技术良好的远期稳定性。

固定节段的活动度(range of motion, ROM)也是反映稳定性的重要指标,ROM 值越小,活动度越小,说明固定越牢靠。Perez-Orrico 等^[23]比较了椎间盘完整状态、传统椎弓根螺钉固定术、CBT 螺钉固定术、极外侧入路椎间融合术(direct lateral interbody fixation, DLIF)、DLIF+CBT 螺钉、DLIF+传统螺钉、经椎间孔入路椎间融合术(transforaminal lateral interbody fixation, TLIF)+CBT 螺钉、以及 TLIF+传统螺钉 8 种不同状态下,在屈伸、左右侧弯及左右旋转时的 ROM,结果证明无论是在行 DLIF 或 TLIF 术后,或在椎间盘完整的情况下,CBT 螺钉均能提供和传统螺钉相同的把持力。

Zdeblick 等^[24]在一项人类尸体的体外研究中发现,椎弓根螺钉的旋入力和轴向拔出力呈高度正相关性。Matsukawa 等^[8,14,15]也将螺钉的最大旋入力矩作为预测螺钉稳定性的重要指标,在其体内测试中,CBT 螺钉在腰椎、胸椎及骶椎的最大旋入力矩分别是传统螺钉的 1.7 倍、1.5 倍和 1.4 倍。他认为除了钉道轨迹外,较大的螺钉直径和长度、较小的进钉点尺寸以及小于螺钉直径的攻丝都会增加螺钉的旋入力。Kuklo 等^[25]报道了攻丝直径小于螺钉直径 1mm,会增加 93%的旋入力矩。而在 Matsukawa 等的研究中,CBT 螺钉的直径和长度明显小于传统螺钉,两者的进钉点大小相同,但 CBT 螺钉使用相同直径攻丝,而后者使用小一号的攻丝。考虑以上因素,CBT 螺钉都没有优势,但其旋入力却明显高于传统螺钉,说明 CBT 技术具有更强的把持力和稳定性。

4 CBT 螺钉固定技术在临床中的应用

传统椎弓根螺钉广泛应用于脊柱后路手术中,但螺钉置入不当、松动、拔出以及神经损伤是其常见并发症。尤其对于骨质疏松的患者,螺钉松动是导致内固定失败的重要原因。骨质疏松症对松质骨 BMD 的影响要大于皮质骨,因而 CBT 技术在这类人群中表现出更好的生物力学稳定性。Ueno 等^[26]利用 CT 导航对一名退变性脊柱侧弯合并严重骨质疏松的老年女性施行后路固定及减压术,于 L1~S1 每侧椎弓根均置入 1 枚 CBT 螺钉及 1 枚传统螺钉,共 24 枚螺钉及 4 根连接棒,达到了坚强的内固定和良好的远期效果。

结合 CT 导航技术,利用 CBT 螺钉和传统螺钉在进钉点和钉道轨迹上的明显不同,可以实现椎弓根的双钉置入。Rodriguez 等^[27]利用上述方法对一名 L4~S1 内固定术后继发 L3/4 椎间盘突出邻椎病患者施行后路固定减压术,在不拆除和暴露原有内固定的情况下,于 L4 继续置入 CBT 螺钉,达到了邻椎病治疗中减少手术时间、出血量及切除范围的目的。Takata 等^[28]在对一名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

螺钉,上下两钉钉尾靠拢呈“八”字型,手术切口位于“八”的顶点因而能在很小的范围内完成操作。

CBT螺钉的进钉点位于下关节突附近,而在行椎间融合及减压术后,许多下关节突已被凿除或破坏,很难以其为参照点。对于严重侧弯或滑脱的患者,进钉点已发生偏移,以其为参照点有损伤椎管及神经根的风险。为了克服以上缺点并增加安全性,Iwatsuki 等^[29]发明了通过椎弓根峡部引导的改良 CBT 技术。其进钉点位于椎弓根峡部内侧 3mm 左右,侧位像上位于椎间孔上缘,通过比较原始 CBT 技术及改良 CBT 技术的置钉准确率,发现后者更佳。但是改良 CBT 技术的钉道更短,稳定性不如前者,所以应衡量安全性及稳定性后根据实际情况选择不同的技术。

结合 CBT 技术,Mizuno 等^[30]提出了中线腰椎融合术(midline lumbar fusion,MIDLF)的概念。该技术包括正中小切口、有限的椎旁剥离、微创椎板开窗减压、椎间融合以及 CBT 螺钉固定,具有切口小、暴露时间断、肌肉剥离及出血少及关节破坏少等优点。为便于 MIDLF 在临床应用,美敦力公司开发出了一套名为 MAST 的专用器械^[27]。主要包括了专用的微创拉钩及双螺纹螺钉(SOLERA, Medtronic),该螺钉尾端螺纹较密以便于把持椎弓根的皮质骨,头端螺纹较大以便于抓住椎体内的松质骨。

5 CBT 螺钉固定技术的优缺点

作为一项新技术,和传统椎弓根螺钉置入技术相比,CBT 具有四个优点^[7]。第一,CBT 螺钉的置入过程更安全。椎弓根周围有许多重要结构,如神经根、硬膜囊等,CBT 螺钉的头倾角及外倾角使其远离了这些结构,减少了其受损的风险。第二,更靠内的进钉点避免了广泛的肌肉剥离及组织切除,患者的损伤小、恢复快。且对于过度肥胖及腰背肌肉发达的患者,外倾的进钉轨迹使置钉更容易。第三,CBT 更靠内的进钉点避免了对内侧神经支(medial branch nerve,MBN)的损伤,MBN 起源于脊神经背侧支,并通过乳状突附近,传统椎弓根螺钉置入时需要剥离这一区域从而损伤该神经。第四,CBT 螺钉增加了和皮质骨的接触面,使其可以应用于骨量减少和骨质疏松的患者中,因为这类患者的皮质骨仍然坚硬。临床上常用椎体后凸成形术治疗骨质疏松性椎体压缩骨折,但骨水泥聚合放热反应的高温及渗漏有损伤脊髓及神经根的风险,而 CBT 技术为脊柱外科医生治疗该类疾病提供了新的选择。

除了以上优点,置入 CBT 螺钉时也存在潜在的风险,如螺钉直径过大会导致椎弓根骨折,螺钉穿透骨皮质极易损伤上位神经根,而头倾角不够时会损伤下位神经根,因为该神经更靠近进钉点^[7]。其次,CBT 技术的进钉点及钉道轨迹与传统置钉方法大不相同,不能依赖术者手感置钉,这必然会增加术中 X 线暴露次数及手术时间,所以为了减少并发症,脊柱外科医生需要熟悉椎弓根的解剖结构以及精准的置钉技术。最后,椎弓根螺钉不能单纯强调其拔出强度等力学性能,促进植骨融合才是根本,而 S1 的 CBT

螺钉穿透上终板,笔者认为可能会影响 L5/S1 椎间融合器置入的位置进而降低融合效果。目前,CBT 技术的临床应用尚处于起步阶段,其远期效果仍不可知,需要大样本量及长期随访来进一步验证。

6 参考文献

- McLain RF, Sparling E, Benson DR. Early failure of short-segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. A preliminary report [J]. J Bone Joint Surg Am, 1993, 75(2): 162-167.
- Ponnusamy KE, Iyer S, Gupta G, et al. Instrumentation of the osteoporotic spine: biomechanical and clinical considerations [J]. Spine J, 2011, 11(1): 54-63.
- Santoni BG, Hynes RA, McGilvray KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws [J]. Spine J, 2009, 9(5): 366-373.
- Esses SI, Bednar DA. The spinal pedicle screw: techniques and systems [J]. Orthop Rev, 1989, 18(6): 676-82.
- Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating [J]. Clin Orthop Relat Res, 1986, 203: 7-17.
- Sterba W, Kim DG, Fyhrle DP, et al. Biomechanical analysis of differing pedicle screw insertion angles [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007, 22(4): 385-391.
- 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.
- Matsukawa K, Yato Y, Kato T, et al. In vivo analysis of insertional torque during pedicle screwing using cortical bone trajectory technique [J]. Spine, 2014, 39(4): E240-245.
- 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.
- Hamilton W, Stambough JL. Diskitis associated with transpedicular screw fixation [J]. J Spinal Disord, 1996, 9(1): 68-71.
- Panjabi MM, Shin EK, Chen NC, et al. Internal morphology of human cervical pedicles [J]. Spine, 2000, 25(10): 1197-1205.
- Li B, Jiang B, Fu Z, et al. Accurate determination of isthmus of lumbar pedicle: a morphometric study using reformatted computed tomographic images [J]. Spine, 2004, 29(21): 2438-2444.
- Krag MH, Weaver DL, Beynon BD, et al. Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation [J]. Spine, 1988, 13(1): 27-32.
- Matsukawa K, Yato Y, Hynes RA, et al. Cortical Bone Trajectory for Thoracic Pedicle Screws: A Technical Note [J]. J Spinal Disord Tech, 2014. [Epub ahead of print]
- Matsukawa K, Yato Y, Kato T, et al. Cortical bone trajectory for lumbosacral fixation: penetrating S-1 endplate screw

综述

枕颈融合术对下颈椎曲度及退变影响的研究进展

The effects of the occipitocervical fusion on the subaxial malalignment and degeneration

朱文俊, 杨 军, 倪 斌

(第二军医大学附属长征医院骨科 200003 上海市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2015.07.18

中图分类号: R687.3, R681.5 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2015)-07-0662-04

枕颈部不稳主要由创伤、先天性枕颈部畸形、炎症、肿瘤或肿瘤切除、自身免疫性疾病如类风湿性关节炎等引起^[1-4]。枕颈融合术是治疗枕颈部不稳的主要手术方式,其在恢复枕颈部稳定性、提高植骨融合率、维持复位方面均

有令人满意的临床效果。然而,部分患者在枕颈融合术后出现下颈椎曲度异常及退变加速等情况^[5]。下颈椎曲度异常轻者表现为生理前凸减小,重者则表现为鹅颈畸形、后凸畸形或半脱位等^[6]。下颈椎的继发性曲度异常及退变加速无疑会使得枕颈融合术后的远期疗效受到严重影响,并可能对患者造成严重的继发性损害。这可能是由于枕颈融合位置不佳及融合节段过长等原因造成其对下颈椎的影响甚至继发性损害。现就枕颈融合术对下颈椎曲度及退变

第一作者简介:男(1990-),硕士研究生,研究方向:脊柱外科

电话:(021)81886805 E-mail:zwj_20081028@163.com

通讯作者:倪斌 E-mail:nibin99@sohu.com

- technique: technical note [J]. J Neurosurg Spine, 2014, 21(2): 203-209.
16. Peretz AM, Hipp JA, Heggeness MH. The internal bony architecture of the sacrum [J]. Spine, 1998, 23(9): 971-974.
17. Smith SA, Abitbol JJ, Carlson GD, et al. The effects of depth of penetration, screw orientation, and bone density on sacral screw fixation [J]. Spine, 1993, 18(8): 1006-1010.
18. de Peretti F, Argenson C, Bourgeon A, et al. Anatomic and experimental basis for the insertion of a screw at the first sacral vertebra [J]. Surg Radiol Anat, 1991, 13(2): 133-137.
19. Cho W, Cho SK, Wu C. The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation [J]. J Bone Joint Surg Br, 2010, 92(8): 1061-1065.
20. Polly DJ, Orchowski JR, Ellenbogen RG. Revision pedicle screws. Bigger, longer shims--what is best? [J]. Spine, 1998, 23(12): 1374-1379.
21. Inceoglu S, Montgomery WH Jr, St Clair S, et al. Pedicle screw insertion angle and pullout strength: comparison of 2 proposed strategies [J]. J Neurosurg Spine, 2011, 14(5): 670-676.
22. Baluch DA, Patel AA, Lullo B, et al. Effect of physiological loads on cortical and traditional pedicle screw fixation [J]. Spine, 2014, 39(22): E1297-1302.
23. Perez-Orriso 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, 2013, 38(8): 635-641.
24. Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, et al. Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque [J]. Spine, 1993, 18(12): 1673-1676.
25. Kuklo TR, Lehman RJ. Effect of various tapping diameters on insertion of thoracic pedicle screws: a biomechanical analysis [J]. Spine, 2003, 28(18): 2066-2071.
26. 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.
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. 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.
29. 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.
30. 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.

(收稿日期:2014-12-15 修回日期:2015-04-20)

(本文编辑 彭向峰)