

综述

脊柱皮质骨螺钉固定技术的基础研究和临床应用进展

Progresses on the basic research and clinical application of spinal cortical bone trajectory screw fixation technique

陈 超

(天津市天津医院骨科 300211 天津市河西区解放南路 406 号)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2018.07.13

中图分类号: R687.3

文献标识码: A

文章编号: 1004-406X(2018)-07-0652-07

脊柱外科近几十年发展迅速,椎弓根螺钉的应用是一大功臣,其置钉技术、应用范围、螺钉的丰富程度都非常成熟,至今仍是一种主流技术。但椎弓根螺钉钉道全程基本均被松质骨包围,在骨质疏松甚至仅为骨量下降的情况下,其把持力便得不到保障;而受限钉道本身的解剖学特点,置钉过程中神经血管损伤的风险也始终无法避免。这使得经典的椎弓根螺钉固定技术并不能满足所有患者的固定需求。2009 年, Santoni 等^[1]提出了腰椎皮质骨钉道(cortical bone trajectory, CBT)的概念。相比椎弓根螺钉固定技术, CBT 技术拥有很多理论上的优势^[2],包括神经损伤风险低、创伤小,特别是用于骨质疏松患者时稳定性更高等,在近几年得到了越来越多的重视,其生物力学、技术细节、适应证范围和临床疗效等方面的研究探索都有不同程度的推进。笔者就此进行全面综述。

1 技术介绍

1.1 概念的提出

Santoni 等^[1]于 2009 年首先提出 CBT 技术的概念。CBT 与传统椎弓根螺钉固定技术在进钉点、进钉方向和螺钉形态方面均有明显的差异。椎弓根螺钉的进钉点通常位于椎小关节的外下区域,螺钉在横断面上钉尾向内会聚,在矢状面上基本平行于终板,使用松质骨螺钉,螺纹深而宽;而 CBT 螺钉(以下称皮质骨螺钉)的进钉点位于椎弓峡部区域,螺钉在横断面上钉尾向外发散,在矢状面上向头端倾斜,使用螺纹浅而密的皮质骨螺钉。

1.2 理论支撑和发展

Santoni 等^[1]在 5 具新鲜人类尸体的 L1~L5 节段上进行生物力学实验,结果显示,皮质骨螺钉的轴向拔出负荷较传统的椎弓根螺钉高出 30%。理论上,骨密度与螺钉抗拔出力正相关,而 CT 值能够用于骨密度的计算并估测骨的强度^[3]。Mai 等^[3]对比研究了 180 例无腰椎手术史患者

CT 影像上腰椎 CBT 和椎弓根钉道的骨密度,发现理想的 CBT 骨密度明显高于标准椎弓根钉道,这种差异在老年骨质疏松患者中更为显著。Kojima 等^[4]研究了 222 例退行性腰椎疾病患者的 CT 值数据,发现 CBT 的 CT 值始终保持在传统椎弓根钉道 CT 值的 4 倍以上。

螺钉的拧入扭矩是指将螺钉拧入骨中所需力量的转动扭矩,主要是由骨螺钉界面的剪切力和摩擦力产生的,该扭矩的大小与螺钉的初始稳定性和抗拔出力高度相关。Matsukawa 等^[5]对比测试了 48 例平均年龄 63.3 岁患者的腰椎术中皮质骨螺钉和椎弓根螺钉的拧入扭矩,结果显示皮质骨螺钉的扭矩是椎弓根螺钉的 3 倍,椎弓根螺钉的拧入扭矩和骨密度之间的关联要强于皮质骨螺钉,这也从侧面印证了椎弓根螺钉主要锚定在松质骨内而皮质骨螺钉则固定在皮质骨内的事实,其重要意义在于,骨质疏松对松质骨的影响远远高于皮质骨;此外,作者还研究了螺钉拧入过程中的实时扭矩变化,发现刚拧入时,随着与骨质的接触面积增大,两种螺钉的扭矩都增高,但随着螺钉的深入,椎弓根螺钉的拧入力矩缓慢增加到一定程度就不再变化,而皮质骨螺钉的拧入扭矩始终增高。

皮质骨螺钉是 4 点固定模式,分别是进钉点部位的背侧皮质、椎弓根后方内侧壁、椎弓根前方外侧壁以及椎体侧壁的弧形区。皮质骨螺钉进钉点位于椎弓峡部偏外,而峡部由内向外的厚度逐渐增加,椎弓根内侧皮质骨壁也要厚于外侧壁,因此,皮质骨螺钉的 4 点固定都处在椎体和椎弓根强度较高的区域,这些解剖学特点是皮质骨螺钉稳定性的关键因素^[6]。一枚传统的 6.5mm×40mm 椎弓根螺钉用于把持骨质的表面积为 853mm²,而一枚 5.5mm×30mm 皮质骨螺钉同样用途的表面积为 546mm²,减少了 36%之多,但两者的力学性能类似,说明皮质骨螺钉的把持力和固定效果更好^[6]。

1.3 技术优势

皮质骨螺钉固定技术相比椎弓根螺钉固定技术有如下优势:(1)更微创^[2]。皮质骨螺钉的进钉点位于椎弓峡部,因此显露时所需切口更小,肌肉剥离和牵拉操作的损伤也更小。这一点对于肥胖患者尤为重要,因为对于这类患者

作者简介:男(1981-),医学博士,博士后,副主任医师,研究方向:脊柱外科

电话:(022)60910242 E-mail:chenchaospine@163.com

来说,切口和显露问题往往费时费力,使用皮质骨螺钉固定技术能够减少术中术后出血、术后疼痛和住院时间,提高术后康复的满意度^[2]。(2)可以减少医源性椎小关节侵扰(facet joint violation,FJV)^[7]。FJV 会增加椎小关节负荷和椎间盘内压,导致受累节段机械不稳定,还可能与邻椎病密切相关^[7]。FJV 可根据 Seo 分型予以评估^[7];0 级为无侵扰,1 级为螺钉或棒与椎小关节接触但未进入关节,2 级为螺钉或棒侵入至关节内部。Matsukawa 等^[7]对皮质骨螺钉固定技术的 FJV 进行了观察,发现 FJV 发生率为 11.8% (48/404),且均为 1 级,而作为对比,传统开放椎弓根置钉技术的 FJV 发生率为 15%~100%,Wiltse 入路置钉的发生率为 20%~23%,经皮置钉技术为 4%~58%。(3)皮质骨螺钉固定技术能减少对椎弓根附近神经血管结构的损伤^[2]。由于钉道方向在横断面上向外,在矢状面上向上,螺钉的路径远离神经根、硬膜囊以及椎体前方血管结构,也就意味着皮质骨螺钉置钉更安全。(4)皮质骨螺钉固定技术能减少术后下腰痛的发生几率和严重程度^[8,9]。下腰痛往往和下腰部中间区的肌性稳定有关,而腰椎的多裂肌是这一区域非常重要的稳定因素^[8];此外,成人腰椎多裂肌脂肪浸润越严重,出现下腰痛的几率就越高^[9]。因此,术中椎旁肌的损伤可能会导致明显的背痛甚至形成腰椎术后失败综合征^[9]。Hung 等^[9]对比了皮质骨螺钉固定和椎弓根螺钉固定手术前后上下邻近节段水平的脂肪浸润率变化,结果显示,皮质骨螺钉组术后上方邻近节段水平的脂肪浸润率增加了 2.52%,下方增加了 7.67%;而椎弓根螺钉组术后上方邻近节段水平的脂肪浸润率增加了 9.34%,下方增加了 16.71%;两组术后数据比较有统计学差异($P<0.001$)。从这组数据可看出,皮质骨螺钉固定技术由于对多裂肌伤害较少,术后脂肪浸润率较低,相应的下腰痛几率和程度便会下降。另外,一般来说,传统的椎弓根螺钉固定很容易伤及腰椎脊神经背支内侧支神经,但皮质骨螺钉固定可以降低此类风险,进而减少术后神经根炎的几率^[9],这也有助于减少下腰痛的发生。最后,由于皮质骨螺钉与皮质骨的接触面积很大,提升了其有效性,因此,骨量下降甚至骨质疏松患者使用皮质骨螺钉固定能够获得满意的固定强度^[10]。

2 技术细节的探索 and 改良

2.1 腰椎皮质骨螺钉固定的置钉技术

脊柱皮质骨螺钉固定技术既然是一项微创技术,在手术过程中就应谨慎贯穿微创的理念。由于显露进钉点时无需过度牵拉,故皮肤切口从头端融合椎的峡部到尾端融合椎棘突下缘就够了^[11]。显露时,应小心保留附着于椎小关节上的多裂肌,以及非融合区域的小关节囊和棘上、棘间韧带^[11]。为了提高置钉准确性和成功率,术中透视前后位像上,目标椎体的终板边缘应清晰锋利,棘突应平分椎体;侧位像上,终板也应锋利而双侧椎弓根应完全重合^[11]。左侧进钉点在正位像的椎弓根椭圆形投影的 5 点钟位置,瞄准 11~12 点方向;右侧进钉点则相应在 7 点钟位置,瞄

准 12~1 点方向^[12]。矢状面上,进钉点到下关节突下缘的距离从 L1 到 S1 逐渐减小(L1 为 8.9mm,S1 为 0mm);横断面上,进钉点到下关节突内侧缘的距离从 L1 到 S1 均在 3~4mm 之间,可作为术中重要的参考^[13]。

当椎小关节退变,骨赘盖住峡部进钉点时,可用磨钻或咬骨钳将其逐步切除以显露整个峡部结构^[14]。更可以考虑使用 Iwatsuki 等介绍的峡部引导的皮质骨螺钉置钉技术^[14]。该技术使用 C 型臂 X 线侧位像上峡部外侧缘和椎间孔上缘作为进钉参考点,进钉点位于峡部外侧缘内侧 3mm^[14],从而解决了原始皮质骨螺钉固定技术中用作参考进钉点的下关节突退变所造成的问题。由于峡部外侧缘通常不受退变影响且术中需予以显露,故还能够避免神经根的损伤以及螺钉进入椎管的可能。

开口时建议使用高速磨钻而不是尖锥以减少峡部骨折风险^[15]。开路器探路过程中攻破椎体外侧壁很常见但不用恐慌,因为基本上不会引起任何神经血管损伤,但尽量不要攻破上终板,否则可能损伤椎间盘^[15]。使用导航系统有助于降低皮质骨壁破裂的发生率^[6]。

有学者对理想的螺钉尺寸^[16]和钉道方向^[17,18]给出了量化的建议。影像学研究显示^[12,13],皮质骨螺钉的平均钉道直径从 L1 到 L5 逐渐增加(6.2~8.4mm),平均钉道长度分别为 36.8、38.2、39.3、39.8 和 38.3mm;有限元分析则显示^[16],大直径螺钉的抗拔出力和固定强度更高,螺钉周围的应力较低,不过直径 5.5mm 和 6.5mm 螺钉之间的数据并无统计学差异;而长螺钉则能够增加轴向旋转时的抗拔出力和固定强度。在椎体的固定强度和应力分散方面,螺钉在椎体内的实际长度比其本身的长度更为重要。因此,理想的腰椎皮质骨螺钉大小为直径 5.5mm 以上,长度 35mm 以上,且螺钉置入椎体内应足够深^[16]。影像学数据显示^[12,13,18],L1 到 L5 的 CBT 头端倾斜角分别为 26.2°、25.5°、26.2°、26.0°和 25.8°,外展角为 8.5°~9°。因此,理想的钉道是在矢状面上沿椎弓根下缘向头端倾斜 25°~30°,钉尾终于上终板的后 1/3 到 1/2 区域^[17],外展 9°左右。在钉道确定后,必须攻丝到所用螺钉的直径,如丝锥直径小于螺钉直径,在拧入过程中可能导致峡部骨折。

Orita 等^[19]报道了经皮皮质骨螺钉固定技术的应用,该技术仅需对以往的经皮椎弓根螺钉工具做一些改良即可实施,唯一不通用的扩张器可以用一次性针筒来替代,从而避免了额外的花费;其切口比传统的经皮椎弓根螺钉切口小得多,且由于对肌肉损伤更小,临床疗效更好,还可以很好地与微创经椎间孔腰椎体间融合(transforaminal lumbar interbody fusion,TLIF)、经侧方入路腰椎体间融合(lateral lumbar interbody fusion,LLIF)等技术配合使用。该技术的缺点在于无法做到两侧同时置钉且缺乏生物力学证据,另外,量棒和安棒也是该技术的一大难题,需要对现有螺钉和工具做进一步改良。

2.2 骶椎 PES 技术

在腰骶段皮质骨螺钉固定技术的应用中,如骶椎使

用传统的椎弓根螺钉固定技术,其进钉点位于椎小关节外侧,若要与腰椎皮质骨螺钉相连固定,需要非常麻烦的弯棒操作,因此,骶椎进钉点必须内移。此外,由于骶骨三维解剖结构独特,且大部分由松质骨构成,所以想要达到满意的骶骨固定并不容易,为了获得更高的固定强度,需要将螺钉头部穿透椎体前方皮质或者骶骨岬以获得双皮质固定,但如此又增加了损伤前方神经血管结构的潜在风险。Matsukawa 等介绍了“穿透 S1 终板螺钉”(penetrating S1 endplate screw, PES)的置钉技术^[20]。该技术的进钉点位于 S1 上关节突的中线和 L5 下关节突最下缘下方约 3mm 的水平线交点。钉道在横断面上垂直向前而没有汇聚,在矢状面上指向头端并穿透骶骨终板中部。研究显示, PES 的拧入扭矩比传统的单皮质螺钉高出近 1.5 倍^[20]。而良好的稳定性之外, PES 还有如下优点^[20]:首先, PES 的螺钉头位置与腰椎皮质骨螺钉更匹配,即使应用 S2 髂骨钉,它们的螺钉头都能够保持在一条线上;其次,螺钉进入椎间隙不会带来任何损伤血管的风险,而且由于钉尾位于终板的外侧部分,因而在大多数病例中,螺钉也不会妨碍到椎间融合器的放置;第三,由于进钉点更靠内,术中对于肌肉的剥离就更少。不过,这一技术仍然可能出现一些潜在的并发症,如进针太靠内而损伤神经结构、螺钉方向太靠外则可能损伤血管。Matsukawa 等^[20]研究发现, PES 穿透骶骨终板的安全区为平均占比 77.8% 的终板后部区域,因此为安全起见,在置钉时都将螺钉瞄准侧位像上的骶骨终板中心。

3 适应证

3.1 腰椎皮质骨螺钉固定

皮质骨螺钉固定技术最初是为腰椎设计的,主要目的是提高螺钉在骨量下降甚至骨质疏松椎体内的把持力和固定强度^[1],弥补普通椎弓根螺钉的劣势。因此,其最佳适应证是骨量较差但需要行腰椎后路固定融合的患者^[21]。不过先天性峡部缺失、峡部裂、减压术后峡部皮质骨缺损和医源性峡部骨折患者并不适用^[2, 22, 23],峡部狭窄或内聚或先天性小椎弓根则属于相对禁忌证,因为上述情况下,无论置钉精确性还是固定强度都无法得到保证^[22]。

近年来,腰椎皮质骨螺钉的临床应用研究大部分集中于腰椎退行性滑脱的治疗上。多个短期随访研究^[24-28]显示,皮质骨螺钉固定技术能有效地复位滑脱的椎体并维持复位效果,单节段或两节段腰椎 1~2 度退行性滑脱行皮质骨螺钉固定融合术的创伤和疗效要优于相应椎弓根螺钉固定椎间融合手术。Takata 等^[29]应用皮质骨螺钉-椎弓根螺钉混合固定技术治疗退行性脊柱滑脱同样取得了满意的效果。对于 3 度以上的滑脱,考虑到皮质骨螺钉的方向与复位方向不平行,复位时发生螺钉切割等风险较大,故不建议使用^[30];而 3 个以上节段的皮质骨螺钉固定也被认为是相对禁忌证^[2, 22]。但 Cheng 等^[31]在 8 具新鲜冰冻尸体的腰椎上,通过切除 L1~L4 3 个节段的双侧椎小关节、黄韧带、前、后纵韧带以及椎间盘纤维环外层,模拟建立了多节段轻度椎体滑脱模型,并分别使用皮质骨螺钉和椎弓根螺钉固定技术进行固定,发现皮质骨螺钉固定结构具有与传统椎弓根固定结构相同的稳定性。

除了应用于成人患者,儿童患者应用皮质骨螺钉固定的可行性也得到了初步探索。Patel 等^[30]在 30 例特发性脊柱侧凸儿童患者的 CT 三维重建影像上分别测量了腰椎皮质骨螺钉钉道的直径、长度、与椎体矢状面和水平面的夹角,发现男孩和女孩的数据没有明显差异,但是 12 岁以内和以上的儿童在多个节段的可接受螺钉直径数据方面有显著性差异,所有 4 岁以上的儿童都能置入至少 20mm×4mm 的皮质骨螺钉。作者认为皮质骨螺钉有望应用于儿童型和青少年特发性脊柱侧凸的外科矫形固定策略中,这也为医生提供了另外一种选择。

3.2 结合皮质骨螺钉使用的中线腰椎融合技术

Mizuno 等^[32]在 2014 年首先提出了结合皮质骨螺钉使用的中线腰椎融合(midline lumbar fusion, MIDLF)技术的概念。MIDLF 技术是指椎管减压、椎间盘切除、椎间融合和皮质骨螺钉固定都通过一个小的中线切口完成,从而最大程度地减少了入路相关损伤。尽管看起来与传统的椎弓根螺钉固定后路腰椎体间融合(posterior lumbar interbody fusion, PLIF)手术类似,但数个研究显示, MIDLF 技术在手术时间、失血量、术后疼痛、住院时间、临床疗效和并发症方面都优于开放 PLIF 手术^[18, 32-34]。

据报道,单节段和两节段的腰椎退行性滑脱行 MIDLF 手术,其创伤和疗效都要优于相应节段的椎弓根螺钉固定和 PLIF 手术,但皮质骨螺钉固定的融合率要略低于椎弓根螺钉固定,尽管两者的差异无统计学意义^[24, 25, 35]。一项尸体生物力学研究显示^[36],椎间盘完整的情况下,椎弓根螺钉固定的轴向旋转刚度高于皮质骨螺钉,而在配合 TLIF 情况下,椎弓根螺钉固定在侧屈时的刚度高于皮质骨螺钉。Sakaura 等^[29]认为,旋转和侧屈时固定结构的微动可能是导致皮质骨螺钉融合率低于椎弓根螺钉的原因,为此,可加用一枚横联以减少微动提高融合率。

3.3 椎弓根双钉固定技术

Ueno 等^[37]于 2013 年首次报道了 1 例椎弓根双钉固定技术的应用。所谓双钉固定技术,是指在同一个椎弓根内同时置入皮质骨螺钉和椎弓根螺钉。Ueno 等^[37]利用双钉固定技术治疗了 1 例骨质疏松合并退行性腰椎侧凸患者,术后短期未出现不良事件。从形态学方面看,椎弓根的大小对于能否应用这一技术至关重要, T9 以上的胸椎椎弓根就无法接受两枚螺钉; T10 以下,椎弓根宽度大于 6mm、高度大于 14mm 才能够使用该技术^[38]。Mullin 等^[39]使用三维脊柱导航系统评估了 47 例双钉固定技术患者腰椎的 CT 数据,发现其中一半的椎弓根符合双钉固定技术的条件,而无手术史的椎弓根比接受过椎弓根螺钉固定的椎弓根有更大机会应用该技术。Matsukawa 等^[38]建议先打入皮质骨螺钉再置椎弓根螺钉,因为若要保证足够空间成功置

入两枚螺钉同时提升骨-螺钉界面的强度,位于椎弓根下缘的皮质骨螺钉必须正确放置。Rodriguez 等^[40]介绍了皮质骨螺钉固定在椎弓根螺钉内固定术后邻椎病手术中的应用。这一技术无需显露、取出或连接到原先的内固定,所以有望减少手术时间和出血量。而选择患者的关键因素同样在于确定已置入椎弓根螺钉的椎体是否还能安全容纳皮质骨螺钉,因此术前应进行 CT 扫描以分析椎弓根的大小以及已置入的椎弓根螺钉位置。由于最小的脊柱皮质骨螺钉螺纹直径是 4.5mm,因此剩余空间直径至少 5.0mm 才足够安放 1 枚皮质骨螺钉^[40]。

目前认为,双钉技术的适应证主要是需要坚强内固定的病例,包括严重骨质疏松、不稳定性脊柱骨折、肥胖、合并神经肌肉疾患以及邻椎病、翻修手术等^[38]。双钉技术较单钉技术的生物力学性能更稳定,在屈伸活动时尤为突出,在骨质疏松性不稳定椎体骨折需行短节段固定融合时可能非常有效^[38,39]。但该技术的问题在于置钉和上棒比较麻烦,需要较多的透视,较长的手术时间和更多的失血量也将增加感染的风险^[37],费用高^[40]。

3.4 胸椎皮质骨螺钉固定

胸椎由于椎弓根横径较小且邻近脊髓等重要神经血管结构,故胸椎椎弓根置钉比较有挑战性。Matsukawa 等^[41]尝试在下胸椎(T9~T12)使用皮质骨螺钉固定,其进钉点位于椎弓根投影 6 点钟位置,钉尾朝向椎弓根 12 点方向;进钉参考点位置是上关节突外侧 2/3 和横突下缘的交点,钉道在横断面垂直向前不内聚,矢状面上则向头端倾斜指向上终板后 1/3。尸体和 CT 影像学研究显示^[41,42],T9~T12 椎弓根的最大直径、最大螺钉长度和头端倾斜角均逐渐增大,椎弓根最大直径从最小的 T9(5.8mm 左右)逐渐增加至 T12 的 8.5mm 左右,皮质骨螺钉最大深度从 T9 的 29.7mm 左右增加到了 T11 的 32.0mm 左右,T12 与 T11 基本相同,而头端倾斜角则从 T9 的 20°左右逐步增加到 T12 的 27.6°左右。Matsukawa 等^[42]建议选用长度 35mm 的皮质骨螺钉,尽管稍长于 CT 所测数据,但可以避免螺钉头部与椎板后方皮质发生碰撞。

同样通过 CT 影像学 and 尸体研究,Sheng 等^[43]得出了中上胸椎(T3~T8)的皮质骨螺钉固定相关数据。作者采用的皮质骨螺钉进钉点在 T3~T4 和 T7~T8 节段为上关节突中线和横突中线的交点,在 T5~T6 则为上关节突中线和横突上 1/3 水平线的交点,作者认为中上胸椎的皮质骨螺钉固定稳定性和安全性更佳,尤其适用于骨质疏松和胸椎后凸畸形患者,但缺乏生物力学数据。

4 技术风险、并发症和质疑

作为一项相对较新的技术,皮质骨螺钉固定技术的应用和研究尚不广泛。目前该技术已知的潜在风险如下:螺钉太粗可能导致进钉点或椎弓根骨折;进钉太深会增加损伤上一节段神经根的风险,螺钉向头端倾斜不足则可能损伤下位神经根等^[44];而对于椎小关节部分或完全破坏、

特别是既往曾行椎间融合的患者来说,皮质骨螺钉的进钉参考点根本不复存在,不过 Iwatsuki 的峡部引导技术有助于解决此类问题。此外,皮质骨螺钉固定技术术中的放射线暴露相对较多,尤其是学习曲线的早期阶段,手术时间较长;而椎弓根螺钉-皮质骨螺钉混合固定技术同样会延长手术时间,且术中透视的次数更多,因此感染几率、失血量和相应费用也都更高^[40]。

并发症方面,Patel 等^[45]观察了皮质骨螺钉技术腰椎融合患者的术中和术后 3 个月内早期并发症的情况,22 例患者中共有 5 例出现了早期并发症,包括 2 例螺钉松动,1 例术中骨折,1 例术中硬膜撕裂,还有 1 例同时发生了椎弓根骨折和螺钉松动。Glennie 等^[46]同样发现了早期螺钉松动和滑脱椎体复位丢失现象,且术后 1 年时有 2 例进行了翻修。Snyder 等^[47]回顾了 79 例腰椎皮质骨螺钉固定融合患者的数据,其中 54 例为单节段融合,13 例为多节段融合(其中 8 例有腰椎手术史),术后平均随访 13.2 个月,共有 7 例患者发生了 9 个并发症,包括 2 例内植物失败,2 例假关节形成,3 例血栓形成,1 例硬膜外血肿和 1 例伤口深部感染,没有因置钉导致硬膜破裂的病例,术后即刻没有发生神经根损伤和螺钉移位。Ninomiya 等^[48]研究了平均年龄 60 岁左右的 19 例腰椎融合患者术后半年时透光区的情况,透光区的出现不仅提示螺钉有松动,也说明骨愈合不充分,皮质骨螺钉固定出现透光区的几率较低,提示相比椎弓根螺钉固定,皮质骨螺钉固定对术后的载荷或微动都有更好的抵抗力。

Cheng 等^[49]提出了皮质骨螺钉固定技术发生峡部和椎弓根骨折以及螺钉松动的机制之一,即在拧钉的最后阶段,螺钉头内侧与棘突和椎板基底碰撞,可能使螺钉在已攻丝的原始钉道内发生细微的一过性向外偏移,这种偏移可能会导致把持力的丢失,或在极端情况下,发生峡部和椎弓根骨折。试验时操作者在上述情况下一般会感觉到拧入力量的突然而轻微的下降,但在实际临床手术中,术者可能不会注意到这一变化。基于上述机制,要避免这些潜在并发症,作者建议螺钉完全拧入前行椎板切除减压以避免钉头与后方结构碰撞,不要将螺钉拧得太深,且有可能的话尽量使用组配式螺钉头。

也有不少学者对皮质骨螺钉固定技术的生物力学优势存在质疑。Akpola 等^[50]通过红外相机等手段对比了皮质骨螺钉和椎弓根螺钉在循环载荷下发生螺钉松动的数据,发现在 100 次载荷内,椎弓根螺钉松动的概率小于皮质骨螺钉($P<0.001$)。通常椎弓根螺钉明显松动需要 100 次以上的循环载荷(3592 ± 4564 次),而皮质骨螺钉从未超过 100 次(84 ± 24 次)。Matsukawa 等^[51]利用有限元分析量化了皮质骨螺钉的固定强度,并与椎弓根螺钉进行对比后发现,尽管单枚皮质骨螺钉的固定强度更高,在固定结构中其屈伸刚度也足够,但在侧屈和旋转活动中,椎弓根螺钉结构的刚度要优于皮质骨螺钉结构。Perez-Orribo 等^[56]测试了 28 具人类尸体(其中男 16 具,女 12 具,平均年龄 55

岁)的 L2 到 L5 节段使用两种螺钉固定的稳定性,发现没有椎间融合装置下进行轴向旋转活动时,椎弓根螺钉固定的节段稳定性明显高于皮质骨螺钉结构;当结合长节段的直接外侧入路腰椎融合术(direct lateral lumbar interbody fusion, DLIF)时,两种螺钉固定的稳定性相似,而如果使用较小的 TLIF 融合器时,侧屈活动下皮质骨螺钉结构的刚度就明显低于椎弓根钉棒结构。Mullin 认为^[39],皮质骨螺钉结构的生物力学不够稳定可能是由于螺钉较短,无法通过或至少接触到椎体的瞬时旋转轴,因此必须配合椎间融合器使用。

5 前景展望

皮质骨螺钉固定技术的应用还有很多待明确的问题,比如皮质骨螺钉固定与骨水泥强化的椎弓根螺钉固定相比抗拔出如何?置钉过程中发生峡部骨折时采取的措施效果如何?采用长节段固定策略以及用于侧凸的效果如何?当然还包括长期融合率和并发症的评估等^[52]。但随着老龄社会的来临以及手术微创理念的深入,皮质骨螺钉固定技术的应用前景值得期待。

6 参考文献

1. Santoni BG, Hynes RA, McGilvray KC, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws[J]. Spine J, 2009, 9(5): 366-373.
2. Phan K, Hogan J, Maharaj M, et al. Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screw placement: a review of published reports[J]. Orthop Surg, 2015, 7(3): 213-221.
3. Mai HT, Mitchell SM, Hashmi SZ, et al. Differences in bone mineral density of fixation points between lumbar cortical and traditional pedicle screws[J]. Spine J, 2016, 16(7): 835-841.
4. Kojima K, Asamoto S, Kobayashi Y, et al. Cortical bone trajectory and traditional trajectory: a radiological evaluation of screw-bone contact[J]. Acta Neurochir(Wien), 2015, 157(7): 1173-1178.
5. 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): E240-245.
6. Wray S, Mimran R, Vadapalli S, et al. Pedicle screw placement in the lumbar spine: effect of trajectory and screw design on acute biomechanical purchase[J]. J Neurosurg Spine, 2015, 22(5): 503-510.
7. Matsukawa K, Kato T, Yato Y, et al. Incidence and risk factors of adjacent cranial facet joint violation following pedicle screw insertion using cortical bone trajectory technique [J]. Spine(Phila Pa 1976), 2016, 41(14): E851-856.
8. Chen YR, Deb S, Pham L, et al. Minimally invasive lumbar pedicle screw fixation using cortical bone trajectory: a prospective cohort study on postoperative pain outcomes [J]. Cureus, 2016, 8(7): e714.
9. Hung CW, Wu MF, Hong RT, et al. Comparison of multifidus muscle atrophy after posterior lumbar interbody fusion with conventional and cortical bone trajectory[J]. Clin Neurol Neurosurg, 2016, 145: 41-45.
10. Oshino H, Sakakibara T, Inaba T, et al. A biomechanical comparison between cortical bone trajectory fixation and pedicle screw fixation[J]. J Orthop Surg Res, 2015, 10: 125.
11. Tortolani PJ, Stroh DA. Cortical bone trajectory technique for posterior spinal instrumentation[J]. J Am Acad Orthop Surg, 2016, 24(11): 755-761.
12. 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.
13. Zhang H, Ajiboye RM, Shamie AN, et al. Morphometric measurement of the lumbosacral spine for minimally invasive cortical bone trajectory implant using computed tomography [J]. Eur Spine J, 2016, 25(3): 870-876.
14. Ohkawa T, Iwatsuki K, Ohnishi Y, et al. Isthmus-guided cortical bone trajectory reduces postoperative increases in serum creatinine phosphokinase concentrations [J]. Orthop Surg, 2015, 7(3): 232-238.
15. Mobbs RJ. The "medio-latero-superior trajectory technique": an alternative cortical trajectory for pedicle fixation [J]. Orthop Surg, 2013, 5(1): 56-59.
16. Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of fixation strength among different sizes of pedicle screws using the cortical bone trajectory: what is the ideal screw size for optimal fixation[J]. Acta Neurochir(Wien), 2016, 158(3): 465-471.
17. 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.
18. Bielecki M, Kunert P, Prokopienko M, et al. Midline lumbar fusion using cortical bone trajectory screws: preliminary report[J]. Wideochir Inne Tech Maloinwazyjne, 2016, 11(3): 156-163.
19. 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 A Cent Eur Neurosurg, 2016, 77(6): 531-537.
20. 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.
21. Sansur CA, Caffes NM, Ibrahimi DM, et al. Biomechanical fixation properties of cortical versus transpedicular screws in the osteoporotic lumbar spine: an in vitro human cadaveric

- model[J]. *J Neurosurg Spine*, 2016, 25(4): 467–476.
22. Song T, Hsu WK, Ye T. Lumbar pedicle cortical bone trajectory screw[J]. *Chin Med J(Engl)*, 2014, 127(21): 3808–3813.
23. Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of lumbar pedicle screws in spondylolytic vertebrae: comparison of fixation strength between the traditional trajectory and a cortical bone trajectory [J]. *J Neurosurg Spine*, 2016, 24(6): 910–915.
24. 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.
25. Sakaura H, Miwa T, Yamashita T, et al. Cortical bone trajectory screw fixation versus traditional pedicle screw fixation for 2-level posterior lumbar interbody fusion: comparison of surgical outcomes for 2-level degenerative lumbar spondylolisthesis[J]. *J Neurosurg Spine*, 2018, 28(1): 57–62.
26. Ninomiya K, Iwatsuki K, Ohnishi Y, et al. Radiological evaluation of the initial fixation between cortical bone trajectory and conventional pedicle screw technique for lumbar degenerative spondylolisthesis [J]. *Asian Spine J*, 2016, 10(2): 251–257.
27. Mori K, Nishizawa K, Nakamura A, et al. Short-term clinical result of cortical bone trajectory technique for the treatment of degenerative lumbar spondylolisthesis with more than 1-year follow-up[J]. *Asian Spine J*, 2016, 10(2): 238–244.
28. Kasukawa Y, Miyakoshi N, Hongo M, et al. Short-term results of transforaminal lumbar interbody fusion using pedicle screw with cortical bone trajectory compared with conventional trajectory[J]. *Asian Spine J*, 2015, 9(3): 440–448.
29. 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.
30. Patel VJ, Desai SK, Maynard K, et al. Application of cortical bone trajectory instrumentation for juvenile and adolescent idiopathic scoliosis[J]. *Neurosurgery*, 2016, 63 Suppl 1: 152–153.
31. Cheng WK, İnceoglu S. Cortical and standard trajectory pedicle screw fixation techniques in stabilizing multisegment lumbar spine with low grade spondylolisthesis[J]. *Int J Spine Surg*, 2015, 9: 46.
32. 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.
33. Dabbous B, Brown D, Tsitlakidis A, et al. Clinical outcomes during the learning curve of MIDline lumbar fusion(MIDLF®) using the cortical bone trajectory [J]. *Acta Neurochir (Wien)*, 2016, 158(7): 1413–1420.
34. Khanna N, Deol G, Poulter G, et al. Medialized, muscle-splitting approach for posterior lumbar interbody fusion: technique and multicenter perioperative results[J]. *Spine(Phila Pa 1976)*, 2016, 41(Suppl 8): S90–96.
35. Chin KR, Pencle FJ, Coombs AV, et al. Clinical outcomes with midline cortical bone trajectory pedicle screws versus traditional pedicle screws in moving lumbar fusions from hospitals to outpatient surgery centers [J]. *Clin Spine Surg*, 2017, 30(6): E791–E797.
36. 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.
37. 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.
38. Matsukawa K, Yato Y, Imabayashi H, et al. Biomechanical evaluation of cross trajectory technique for pedicle screw insertion: combined use of traditional trajectory and cortical bone trajectory[J]. *Orthop Surg*, 2015, 7(4): 317–323.
39. Mullin JP, Perlmutter B, Schmidt E, et al. Radiographic feasibility study of cortical bone trajectory and traditional pedicle screw dual trajectories[J]. *J Neurosurg Spine*, 2016, 25(6): 727–732.
40. 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.
41. 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.
42. 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.
43. Sheng SR, Chen JX, Chen W, et al. Cortical bone trajectory screws for the middle-upper thorax: an anatomico-radiological study [J]. *Medicine (Baltimore)*, 2016, 95(35): e4676.
44. Ninomiya K, Iwatsuki K, Ohnishi YI, et al. Significance of the pars interarticularis in the cortical bone trajectory screw technique: an in vivo insertional torque study[J]. *Asian Spine J*, 2016, 10(5): 901–906.
45. Patel SS, Cheng WK, Danisa OA. Early complications after instrumentation of the lumbar spine using cortical bone trajectory technique[J]. *J Clin Neurosci*, 2016, 24: 63–67.

综述

急性颈脊髓损伤患者的呼吸管理研究现状

Specialized respiratory management for individuals with acute cervical spinal cord injuries

高朝娜¹, 郭锦丽², 程向丽², 段俊芳²

(1 山西医科大学 030001 太原市; 2 山西医科大学第二医院 030001 太原市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2018.07.14

中图分类号: R605 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2018)-07-0658-05

随着工业化进程的加快, 交通事故、高处坠落等意外伤害的发生率逐年攀升, 创伤性脊髓损伤逐渐成为现代社会中一类常见的疾病, 其中颈脊髓损伤(cervical spinal cord injury, CSCI)的发病率和死亡率最高。据文献^[1-2]报道, 呼吸功能障碍是急性期 CSCI 死亡的最主要原因, 也是造成患者住院时间延长、花费增加的重要因素。急性期患者中约有 2/3 出现呼吸系统并发症, 以肺不张、肺炎和呼吸衰竭最为常见。目前 CSCI 呼吸治疗方面的研究缺乏, 许多治疗措施的证据尚不充分。笔者在回顾国内外相关文献基础上, 结合临床实际, 对急性 CSCI 患者的呼吸管理做一综述。

1 CSCI 对呼吸的影响

CSCI 导致受累神经支配区域的运动、感觉及自主神

经功能障碍, 其引起的呼吸肌麻痹和气道分泌物增多是呼吸功能障碍发生的根本原因。呼吸功能障碍与 CSCI 节段和损伤程度密切相关, 明确颈髓损伤的位置和严重程度有利于初步评估呼吸功能。吸气肌以膈肌为主, 膈肌由膈神经(起自 C3~5)支配。C5 以上完全性损伤[美国脊髓损伤协会(American Spinal Injury Association, ASIA)损伤分级 A 级]时, 膈肌的力量和耐力严重下降, 肺通气减少, 部分肺泡萎陷不张, 患者往往难以维持自主呼吸, 需进行机械通气, 且容易产生呼吸机依赖。呼气肌以腹肌为主, 支配呼气肌的神经多数起自 C8 以下, 颈髓各节段严重损伤(ASIA A~B 级)时, 均可出现明显的咳嗽无力^[3,4]。外伤及手术后 1 周内, 由于脊髓水肿, 呼吸受限较明显; 随着压力解除、水肿消退, 呼吸功能逐渐趋于稳定并可能部分恢复, 此时分泌物潴留和肺不张仍普遍存在, 肺部感染成为引起呼吸衰竭的主要病因^[4]。

2 呼吸功能的评估

2.1 呼吸形式评估

观察患者的呼吸形式, 如胸式呼吸消失、腹肌瘫软,

第一作者简介: 女(1982-), 在读研究生, 主管护师, 研究方向: 临床护理、呼吸治疗
电话: (0351)3362531 E-mail: gaochaona123@163.com
通讯作者: 郭锦丽 E-mail: gjlgbd@126.com

46. Glennie RA, Dea N, Kwon BK, et al. Early clinical results with cortically based pedicle screw trajectory for fusion of the degenerative lumbar spine[J]. J Clin Neurosci, 2015, 22(6): 972-975.
47. Snyder LA, Martinez-Del-Campo E, Neal MT, et al. Lumbar spinal fixation with cortical bone trajectory pedicle screws in 79 patients with degenerative disease: perioperative outcomes and complications[J]. World Neurosurg, 2016, 88: 205-213.
48. Ninomiya K, Iwatsuki K, Ohnishi Y, et al. Clear zone formation around screws in the early postoperative stages after posterior lumbar fusion using the cortical bone trajectory technique[J]. Asian Spine J, 2015, 9(6): 884-888.
49. Cheng WK, Akpolat YT, Inceoglu S, et al. Pars and pedicle fracture and screw loosening associated with cortical bone trajectory: a case series and proposed mechanism through a

cadaveric study[J]. Spine J, 2016, 16(2): e59-65.

50. 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.
51. 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.
52. Mobbs RJ. Differences in bone mineral density between cortical bone trajectory and traditional lumbar pedicle screws: commentary[J]. Spine J, 2016, 16(7): 842.

(收稿日期: 2018-05-11 修回日期: 2018-06-27)

(本文编辑 李伟霞)