

基础研究

后路枕骨髁螺钉内固定系统的生物力学研究

程杭清¹, 马维虎², 王 扬³, 姜桢祺³, 徐顶立³, 李国庆², 阮超越²

(1 浙江省余姚市中医院骨科 315300 余姚市; 2 宁波市第六医院脊柱外科 315000 宁波市;

3 宁波大学医学院 315000 宁波市)

【摘要】目的:通过对后路枕骨髁螺钉内固定系统治疗枕颈部不稳的生物力学研究,为其临床应用提供理论依据。**方法:**选取 6 具年龄 32~55 岁,身高 155~180cm 的颈椎尸体标本,不做手术处理建立正常模型,切断标本的寰椎横韧带、齿状突尖韧带、翼状韧带,制作枕颈不稳模型,枕骨髁螺钉的置钉固定建立枕骨髁螺钉内固定模型,分别给予三个模型枕骨 1.5N·m 的屈伸、侧弯、旋转力矩,测量标本 C0~C1 与 C0~C2 的前屈后伸、侧弯、旋转的运动范围(range of motion, ROM),分析比较正常模型、失稳模型及内固定模型的运动范围改变,评价枕骨髁螺钉内固定系统的生物力学有效性。**结果:**在 C0~C1 节段上,正常模型的前屈、后伸、侧弯、旋转活动度分别为:14.13°±0.71°、7.60°±0.43°、3.77°±0.27°、5.42°±0.44°,失稳模型的活动度分别为 23.57°±2.26°、11.96°±1.44°、5.21°±0.29°、7.13°±0.67°,枕骨髁螺钉内固定模型的活动度分别为 7.53°±0.77°、3.79°±0.64°、2.56°±0.34°、0.89°±0.31°;而在 C0~C2 节段上,正常模型的前屈、后伸、侧弯、旋转活动度分别为:19.72°±0.71°、17.62°±0.97°、7.55°±0.51°、51.46°±3.11°,失稳模型的活动度分别为 30.57°±2.32°、23.85°±0.91°、9.37°±0.55°、68.91°±6.25°,枕骨髁螺钉内固定模型的活动度分别为 11.30°±0.66°、9.19°±0.63°、5.12°±0.59°、7.39°±0.76°。失稳模型的活动度大于正常模型,正常模型的活动度大于固定模型。**结论:**枕骨髁螺钉内固定系统能有效减少枕颈部的前屈、后伸、侧弯、旋转的运动范围,充分证明了该固定技术具有可靠的生物力学稳定性。

【关键词】枕颈融合;枕骨髁螺钉;生物力学

doi:10.3969/j.issn.1004-406X.2018.01.11

中图分类号:R687.3 文献标识码:A 文章编号:1004-406X(2018)-01-0073-06

Biomechanical study of posterior occipital condylar screw internal fixation system/CHENG Hangqing, MA Weihu, WANG Yang, et al//Chinese Journal of Spine and Spinal Cord, 2018, 28(1): 73-78

【Abstract】 Objectives: To provide experimental basis for the occipital condyle screw technique through a biomechanical analysis. **Methods:** The normal model, instability model and occipital condyle screw fixation model were built respectively, 6 fresh craniocervical(C0-C4) specimens were screened by CT scan. 1.5 N·m torque was added at flexion, extension, lateral flexion and rotation direction, and then their relative range of motion (ROM) was measured. Finally, the validity of the occipital condylar screw fixation techniques was evaluated by comparing their range of motion(ROM). **Results:** The ROMs(C0-C1) of the normal model were 14.13°±0.71°, 7.60°±0.43°, 3.77°±0.27°, 5.42°±0.44° in flexion, extension, lateral bending and rotation, respectively. The ROMs of instability model were 23.57°±2.26°, 11.96°±1.44°, 5.21°±0.29°, 7.13°±0.67°, and those of the occipital condyle screw fixation model were 7.53°±0.77°, 3.79°±0.64°, 2.56°±0.34°, 0.89°±0.31°. Similarly in the C0-C2 segments, the ROMs of the normal model were 19.72°±0.71°, 17.62°±0.97°, 7.55°±0.51°, 51.46°±3.11° respectively, the instability model's were 30.57°±2.32°, 23.85°±0.91°, 9.37°±0.55°, 68.91°±6.25°, and those of the occipital condyle screw fixation model were 11.30°±0.66°, 9.19°±0.63°, 5.12°±0.59°, 7.39°±0.76°. The ROM of the instability model is largest and the normal model is larger than the occipital condyle screw fixation model. **Conclusions:** The occipital condyle screw fixation technology can reduce the ROM(C0-C1, C0-C2), which is reliable in clinical practice.

基金项目:国家自然科学基金面上项目(编号 81572217);浙江省医药卫生科技项目(201340612)

第一作者简介:男(1979-),医学硕士,研究方向:脊柱外科

电话:(0574)62673581 E-mail:cxhszx11ba@163.com

通讯作者:马维虎 E-mail:695799661@qq.com

[Key words] Occipitocervical fusion; Occipital condyle screws; Biomechanics

[Author's address] Department of Orthopedics, Yuyao Chinese Medical Hospital, Yuyao, 315000, China

目前手术治疗枕颈不稳主要采用后路枕骨钢板固定技术。由于枕骨鳞部厚度不均,其外侧的平均厚度约 4mm^[1],且枕骨钢板所需面积和切迹较大,使枕骨钢板固定技术存在以下不足:(1)术中螺钉可能损伤脑组织、硬脑膜、静脉窦等^[2,3];(2)纵棒预弯复杂,延长了手术时间,增加创伤及感染机会;(3)容易引起枕部皮肤坏死及感染;(4)部分颅骨切除患者缺少枕骨固定点^[4]。2008 年,La Marca^[5]和 Uribe^[6]分别通过独立研究提出将枕骨髁作为颅侧锚定点的手术方法,避免了上述不足,提供了额外的固定点,但是目前生物力学研究及临床应用报道较少,一定程度上限制了该技术的发展。2010 年 Uribe 等^[7]对枕骨钢板固定技术与枕骨髁螺钉固定技术进行了生物力学比较,结果显示两种固定方式均固定可靠,可显著增加枕颈部稳定性。Takigawa 等^[8]对枕骨髁螺钉、寰枕关节螺钉及枕骨钢板技术进行了生物力学测试,结果显示三种固定方式均可满足枕颈融合的要求,且前两种固定方式较后者拥有更高的旋转稳定性。但是上述研究均基于西方人种,而国人与西方人种存在解剖学差异,相关研究数据并不能直接应用,因此本研究通过对国人尸体标本进行枕骨髁螺钉固定的生物力学分析,探讨该治疗枕颈不稳的生物力学有效性,为进一步临床应用提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 一般材料

选取成人颈椎新鲜标本(至少包括 C0~C4)。纳入标准:①年龄 32~55 岁;②身高限定为 155~180cm;③可以得到清晰的上颈椎 CT 扫描+三维重建的影像学资料。排除标准:①既往脊柱外伤、枕骨髁畸形、先天性异常、转移性疾病或其他骨关节病变;②CT 扫描影像模糊或体位不正;③严重的骨质疏松和颈椎退行性变患者。共取得 6 具合格颈椎标本,行计算机断层扫描(Philips Brilliance 64CT, Philips Medical Systems, 荷兰),层厚 1.0mm,层间距 0.5mm,螺距 0.938,球管电压 120kV,电流 280mA,窗宽 1000,窗位 300,并行矢状位、冠状位重建(图 1)。

1.2 造模方法

1.2.1 正常模型的标本制备及运动范围(range of motion, ROM)测量 利用电锯沿两眉弓上缘水平切剥头颅,保留颅底结构,在 C4/5 水平离断,将标本俯卧中立位固定,采用颈椎后路中线切口,上至枕外隆凸,下至 C3 水平,切开皮肤、项韧带,骨膜下分离枕颈部肌肉,枕下和棘突旁肌肉采用钝性分离到两侧,暴露下方骨性结构直至 C1 后弓,继续向外侧行骨膜下剥离,直至辨认到椎动脉的水平段,暴露枕骨髁、C1、C2 后剔除多余软组织,尽量保留重要血管,制备完毕后备用。

把 6 具标本采用聚甲基丙烯酸甲酯嵌入材料包埋固定枕骨及 C4,即固定标本上下表面,随后将 3 个装有 Mark 点的定位板和定位针置入枕骨、寰椎、枢椎骨皮质内,用聚甲基丙烯酸甲酯材料填充加固定位针,此时定位装置均安装完毕(图 2)。每个定位板上平均分布有 4 个 Mark 点,根据刚体运动学理论,3 个以上不共线标志的空间位置可以确定相应椎体的运动和方向,因此经过换算即可得到 C0~C1、C1~C2 的椎体间的 ROM。

用生物力学仪器(858Bionix II;MTS Corporation, Eden Prairie, MN)及计算机分析软件(Optotrak 3020;Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Canada)在最大力矩 1.5N·m 下测量出标本 C0~C1 与 C0~C2 生理性前屈、后伸、左右侧弯及旋转时的 ROM。测量方法:施加力矩后,CO、C1、C2 三个椎体定位针的相对旋转角度即 ROM。为防止软组织蠕变对实验结果产生的影响,实验中扭矩从 0N·m 逐渐递增至最大 1.5N·m,并保持 30s。

1.2.2 失稳模型制作及 ROM 测量 上述模型测试完毕后,通过颅底斜坡和寰椎前弓之间,切断标本的寰椎横韧带、齿状突尖韧带、翼状韧带,制作枕颈不稳模型,继续使用上述方法测量标本 C0~C1 与 C0~C2 的前屈、后伸、侧弯、旋转运动范围(图 3)。

1.2.3 枕骨髁螺钉内固定模型的制作及 ROM 测量 在上述失稳模型的基础上,依次由同一位高年资脊柱外科医师完成枕骨髁螺钉的置钉,以避免技术上的差异。术中进行进钉点、进钉角度和钉道深

度的选择均根据文献报道及相应标本的术前 CT 测量结果进行。螺钉均采用美敦力公司提供的直径 4.0mm 的双皮质万向螺钉, 螺钉长度根据 CT 测量的钉道深度和术中探针实际探测的深度进行调整。螺钉从枕骨髁腹侧出钉, 尽量以突破腹侧皮

质骨 1 个螺纹为标准, 内固定术后, 再次行 CT 检查确认置钉准确性, 明确枕骨髁螺钉未穿破枕骨髁内外侧壁及舌下神经管, 再次以同样方法测量固定后标本 C0~C1 与 C0~C2 的前屈、后伸、侧弯、旋转运动范围(图 4)。

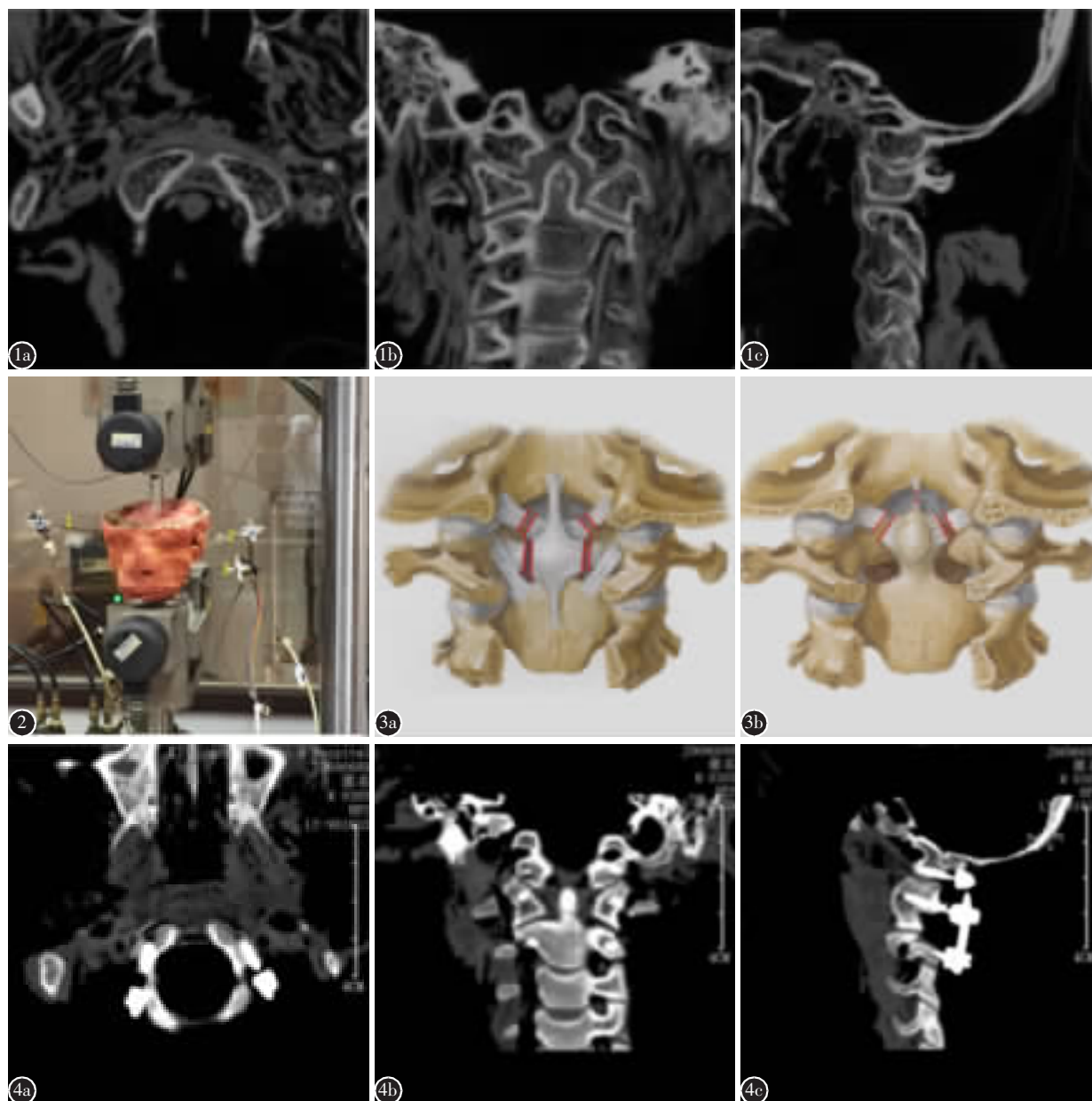


图 1 a~c 正常标本枕骨髁的横断位、冠状位、矢状位图像 图 2 生物力学测试: 1, 枕骨定位针; 2, 寰椎定位针; 3, 枢椎定位针 图 3 a、b 不稳模型的制作示意图, 红色线段表示切断韧带处 图 4 a~c 后路枕骨髁螺钉联合 C1 侧块螺钉、C2 椎弓根螺钉固定术后横断位、冠状位、矢状位图像

Figure 1 a~c The axial, coronal, sagittal CT scanning image of intact model **Figure 2** Biomechanical test: 1, Occipital positioning needle; 2, Atlas positioning needle; 3, Axial positioning needle **Figure 3 a, b** Schematic diagram of the unstable model, the red lines show the positions of severed ligament **Figure 4 a~c** The axial coronal sagittal CT scanning image of posterior occipital condylar screws combined with C1 lateral mass screws and C2 pedicle screws fixation

1.3 统计学分析

应用 SPSS 18.0 软件进行统计学分析; 计量资料以均数 $\pm$ 标准差($\bar{x}\pm s$)描述; 分别计算枕骨髁螺钉内固定术后 ROM 较正常模型和失稳模型的削减比例[100%-(固定后 ROM/固定前 ROM)]; 并比较标本失稳前后及固定后 ROM 是否具有统计学差异, 组间比较采用 ANOVA 方差分析, $P<0.05$ 为具有统计学意义。

2 结果

失稳模型 C0~C1 节段的 ROM 大于正常模型的 ROM, 枕骨髁螺钉内固定模型 C0~C1 节段的 ROM 小于失稳模型 ROM ($P<0.05$), 前屈、后伸、侧弯、旋转活动度相比失稳模型分别减少 68%、68%、51%、88%。枕骨髁螺钉内固定模型 C0~C1 的 ROM 小于正常模型 ROM ($P<0.05$), 前屈、后伸、侧弯、旋转比正常模型分别减少 46%、50%、32%、80%(表 1)。

失稳模型的 ROM 大于正常模型, 枕骨髁螺钉内固定模型 C0~C2 节段 ROM 小于失稳模型 ($P<0.05$), 前屈、后伸、侧弯、旋转相较于失稳模型分别减少 63%、61%、45%、89%。内固定模型 C0~C2 节段 ROM 也小于正常模型 ($P<0.05$), 前屈、后伸、侧弯、旋转比正常模型分别减少 43%、48%、32%、86%(表 2)。

3 讨论

3.1 枕骨髁螺钉固定的生物力学研究

既往有多位学者进行了正常上颈椎模型活动度相关研究, Panjabi^[9,10]的研究显示正常模型 C0~

C2 节段的前屈、后伸、侧弯、旋转活动度为 $26.3^\circ\pm 2.6^\circ$ 、 $22.3^\circ\pm 5.5^\circ$ 、 $7.8^\circ\pm 1.9^\circ$ 、 $33.3^\circ\pm 3.9^\circ$; 而 Brodin^[11]的研究显示正常模型 C0~C2 节段的前屈、后伸、侧弯、旋转活动度为 29.5° 、 24.5° 、 9° 、 29.4° ; Uribe 等^[7]的研究显示正常模型 C0~C2 节段的前屈后伸、侧弯、旋转活动度为 $28.95^\circ\pm 4.3^\circ$ 、 $13.30^\circ\pm 5.8^\circ$ 、 $37.58^\circ\pm 7.6^\circ$ 。金根洋^[12]的研究显示, 正常国人模型的前屈、后伸、侧弯、旋转活动度分别为 $21.66^\circ\pm 1.84^\circ$ 、 $21.10^\circ\pm 1.82^\circ$ 、 $14.97^\circ\pm 1.05^\circ$ 、 $46.42^\circ\pm 3.25^\circ$ 。本研究的数据与上述国内外研究相比, C0~C2 节段的旋转活动度偏大, 而前屈、后伸、侧弯的活动度均偏小, 但是差异不大, 因此本研究得到的正常模型研究数据是有效的, 进一步的枕骨髁螺钉固定模型的生物力学研究数据也具有有一定的可信度。

在本研究之前, Takigawa 等^[8]及 Uribe 等^[7]学者已对西方人种的尸体标本进行了枕骨髁螺钉的内固定生物力学研究。其中 Takigawa^[8]的研究数据显示, 后路枕骨髁螺钉内固定后 C0~C2 节段的前屈、后伸、侧弯、旋转活动度为 $1.24^\circ\pm 1.05^\circ$ 、 $1.24^\circ\pm 1.05^\circ$ 、 $0.44^\circ\pm 0.6^\circ$ 、 $1.68^\circ\pm 1.07$, 并对枕骨髁螺钉、寰枕关节螺钉及枕骨钢板螺钉进行了生物力学比较, 结果提示三种固定方式对活动度的影响无统计学差异, 但前两者较后者旋转稳定性更高; 而 Uribe^[7]的研究显示后路枕骨髁螺钉内固定后 C0~C2 节段的前屈、后伸、侧弯、旋转活动度为 $5.0^\circ\pm 2.0^\circ$ 、 $5.0^\circ\pm 2.0^\circ$ 、 $2.8^\circ\pm 2.0^\circ$ 、 $6.9^\circ\pm 4.4^\circ$, 并认为枕骨髁螺钉内固定和常用的枕骨钢板内固定均可满足枕颈融合的要求。

相较而言, 本研究的枕骨髁螺钉内固定术后

表 1 颈枕(C0~C1)的活动度 ROM ($\bar{x}\pm s, ^\circ$)

Table 1 ROM of occipitocervical region(C0-C1)

	正常模型 Intact model	失稳模型 Unstable model	内固定模型 Fixed model
前屈 Flexion	14.13 $\pm$ 0.71	23.57 $\pm$ 2.26 ^①	7.53 $\pm$ 0.77 ^{①②}
后伸 Extension	7.60 $\pm$ 0.43	11.96 $\pm$ 1.44 ^①	3.79 $\pm$ 0.64 ^{①②}
侧弯 Lateral bending	3.77 $\pm$ 0.27	5.21 $\pm$ 0.29 ^①	2.56 $\pm$ 0.34 ^{①②}
旋转 Rotation	5.42 $\pm$ 0.44	7.13 $\pm$ 0.67 ^①	0.89 $\pm$ 0.31 ^{①②}

注: ①与正常模型组比较 $P<0.05$; ②与失稳模型组比较 $P<0.05$

Note: ①The difference is significant compared to the intact model, $P<0.05$; ②The difference is significant compared to the unstable model, $P<0.05$

表 2 颈枕(C0~C2)的活动度 ROM ($\bar{x}\pm s, ^\circ$)

Table 2 ROM of occipitocervical region(C0-C2)

	正常模型 Intact model	失稳模型 Unstable model	内固定模型 Fixed model
前屈 Flexion	19.72 $\pm$ 0.71	30.57 $\pm$ 2.32 ^①	11.30 $\pm$ 0.66 ^{①②}
后伸 Extension	17.62 $\pm$ 0.97	23.85 $\pm$ 0.91 ^①	9.19 $\pm$ 0.63 ^{①②}
侧弯 Lateral bending	7.55 $\pm$ 0.51	9.37 $\pm$ 0.55 ^①	5.12 $\pm$ 0.59 ^{①②}
旋转 Rotation	51.46 $\pm$ 3.11	68.91 $\pm$ 6.25 ^①	7.39 $\pm$ 0.76 ^{①②}

注: ①与正常模型组相比 $P<0.05$; ②与失稳模型组相比 $P<0.05$

Note: ①The difference is significant compared to the intact model, $P<0.05$; ②The difference is significant compared to the unstable model, $P<0.05$

颈椎 ROM 均偏大,而 Takigawa 等^[8]的研究数据普遍偏小,Urbe 等^[7]的研究数据与本研究结果接近。因为两位学者并未详细叙述置钉差异,也未完整交待正常模型的活动度数据,况且目前枕骨髁螺钉生物力学相关的研究有限,因此无从判断孰对孰错,仍需要更多的相关研究数据进行对比验证。我们猜测其原因是两位学者的置钉钉道存在差异,当然也不能排除测量装置、标本状态和固定方式的差异或其他因素对结果造成的影响。

综上所述,即使不同研究之间数据存在较大差异,但是与正常模型相比,三项研究均显示了枕骨髁螺钉内固定术后颈椎活动度大幅度减小,稳定性增加,并且与前屈、后伸及侧弯相比,该技术的旋转稳定性更高,本研究中枕骨髁螺钉内固定模型相较于正常模型的旋转活动度削减达 86%,足以满足枕颈融合的要求。

3.2 枕骨髁螺钉固定的解剖可行性

枕骨髁有足够的空间容纳直径 3.5~4.0mm 的螺钉^[13],但枕颈交界区的解剖结构复杂,并且大多是重要结构:上方的舌下神经,内侧的脊髓,后外侧的椎动脉及 C1 神经根,上外侧的导静脉和乙状窦,枕骨髁腹侧的咽后软组织,甚至部分存在解剖变异^[7]。大部分枕骨髁呈肾形^[13],与寰椎侧块上关节面形成寰枕关节,是颈椎连接的重要部位^[14]。计算机断层数据显示枕骨髁其长平均为 23.6mm (16.7~30.6mm),宽平均为 10.5mm (6.5~15.8mm),高平均为 9.2mm (5.8~18.2mm)^[12]。舌下神经管位于枕骨髁上面,为骨性通道,其内有舌下神经、静脉丛和咽升动脉的脑膜分支等^[13],距离枕骨髁的下缘平均约 11.5mm,置钉过程需注意避开,国内也有相关研究^[15,16]证实了枕骨髁螺钉的可行性。

3.3 枕骨髁螺钉的置钉技术

理想枕骨髁螺钉通道为通过枕骨髁横截面中心并且平行于枕骨髁长轴方向,Urbe 在另外一项研究中认为理想的进钉点位于距离髁内侧缘向外 4~5mm,寰枕关节以上 1~2mm 处^[17];Marca 等^[5]选择枕骨髁后缘中线,竖直方向距髁孔 3mm 为进钉点;Le 等^[18]选择枕骨髁后缘内外侧中点、寰枕关节以上 1~2mm 为进钉点,但同时他认为无论竖直方向上选择何种参照点,进钉点至少距枕骨 2mm 才能满足直径 3.5mm 螺钉的置入,且为了保护髁导静脉,进钉点应处于枕骨髁窝内侧稍偏离中线。针对钉道角度,各位学者意见不一,Frankel 等^[19]

认为枕骨髁螺钉进钉角度应向下方与颅底成 30°角,以避免舌下神经管。但在实际操作中,如此大角度置钉与放置连接棒相当困难。Le 等^[18]通过研究发现枕骨髁螺钉置钉时螺钉向下与颅底成 10°与 30°时,寰枕关节损伤发生率为 21.8%、99.1%,向上与颅底成角 5°时,无一例损伤舌下神经管。因此他建议枕骨髁螺钉与颅底向上成角在 0°~5°之间。在内倾角相关研究上,Frankel 等^[19]认为应为 20°~30°。Le 等^[18]的研究结果表明,枕骨髁螺钉通道与正中矢状面的夹角分别为 10°、20°和 25°时,通道的前后距离分别为 (17.1±2.8)mm、(20.4±2.8)mm 和 (22.2±2.9)mm,因此建议内倾角≥20°来确保获得足够长的钉道,从而增加螺钉把持力。而 Marca 等^[5]认为进钉点为沿髁中线髁导静脉孔下 3mm 处时,应尾倾 30°,内倾 10°。根据研究,我们选择置钉以与颅底平行,内倾角 25°左右标准,共置入直径 4.0mm、长度约为 26~30mm 的螺钉 12 枚,经 CT 扫描,置钉位置良好,临床未见舌下神经管损伤。

3.4 枕骨髁螺钉内固定的优点

因外伤、肿瘤、畸形等原因导致的颈枕不稳,一般需要行颈枕融合手术^[6,7]。在临床中,枕骨钢板固定技术并不能满足所有枕颈不稳患者的治疗,尤其是既往行枕骨部分切除的患者。而且枕骨鳞部厚薄不一,部分位置不能给枕骨钢板螺钉提供足够的把持力^[20];另一方面硬脑膜静脉窦存在变异,容易造成损伤出血,甚至可能损伤脑组织;此外,纵棒预弯复杂,延长了手术时间,从而增加出血及感染机会。因此枕骨髁螺钉固定技术在某些方面补充了枕骨螺钉固定技术的不足,又规避了其并发症。此外,枕骨髁螺钉与寰枢椎椎弓根螺钉通过钛棒连接更加符合颈椎生理曲度,也更符合 Grob^[21]所提出的理想枕颈融合内固定标准,不需要在术中进行复杂的钛棒预弯和处理,更低的螺钉切迹也不易引起术区皮肤疼痛甚至坏死。

3.5 存在的不足

本研究仅考虑了枕骨髁螺钉的内固定性能,未研究传统枕颈融合术相关的力学参数,不能从本次研究数据中直接比较枕骨髁螺钉和传统固定技术的优劣,需要参考其他学者的研究结果。且目前存在的枕骨髁螺钉生物力学研究数据存在差异,考虑到传统生物力学测试的标准不一,不可控因素过多,因此更加标准化的有限元研究可能是

有效的补充。

总而言之,我们的生物力学分析显示,后路枕骨髁螺钉内固定系统能有效减少枕颈部的运动范围,提供了临床上治疗颈枕不稳的新方法,为其进一步的临床应用提供了理论依据。

4 参考文献

1. 黄忠胜, 季滢瑶, 陈庆东, 等. 成人枕骨厚度解剖学和 CT 测量的相关性研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2006, 8(4): 345-348.
2. Vaccaro AR, Lim MR, Lee JY. Indications for surgery and stabilization techniques of the occipito-cervical junction [J]. Injury, 2005, 36(Suppl 2): B44-53.
3. Vale FL, Oliver M, Cahill DW. Rigid occipitocervical fusion [J]. J Neurosurg, 1999, 91(2 Suppl): 144-150.
4. Winegar CD, Lawrence JP, Friel BC, et al. A systematic review of occipital cervical fusion: techniques and outcomes[J]. J Neurosurg Spine, 2010, 13(1): 5-16.
5. La Marca F, Zubay G, Morrison T, et al. Cadaveric study for placement of occipital condyle screws: technique and effects on surrounding anatomic structures [J]. J Neurosurg Spine, 2008, 9(4): 347-353.
6. Uribe JS, Ramos E, Vale F. Feasibility of occipital condyle screw placement for occipitocervical fixation: a cadaveric study and description of a novel technique[J]. J Spinal Disord Tech, 2008, 21(8): 540-546.
7. Uribe JS, Ramos E, Youssef AS, et al. Craniocervical fixation with occipital condyle screws: biomechanical analysis of a novel technique[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2010, 35(9): 931-938.
8. Takigawa T, Simon P, Espinoza OAA, et al. Biomechanical comparison of occiput-C1-C2 fixation techniques: C0-C1 transarticular screw and direct occiput condyle screw[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2012, 37(12): E696-701.
9. Panjabi MM, Brand RA, White AA. Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves[J]. J Bone Joint Surg Am, 1976, 58(5): 642-652.
10. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis [J]. J Spinal Disord, 1992, 5(4): 390-397.
11. Brolin K, Halldin P. Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics[J]. Spine(Phila Pa 1976), 2004, 29(4): 376-385.
12. 金根洋, 赵杰, 连小峰, 等. 4 种不同后路枕颈内固定方式的生物力学研究[J]. 颈腰痛杂志, 2007, 28(5): 356-361.
13. Ozer MA, Celik S, Govsa F, et al. Anatomical determination of a safe entry point for occipital condyle screw using three-dimensional landmarks[J]. Eur Spine J, 2011, 20(9): 1510-1517.
14. Naderi S, Korman E, Citak G, et al. Morphometric analysis of human occipital condyle[J]. Clin Neurol Neurosurg, 2005, 107(3): 191-199.
15. 余作冲, 姜建元, 金翔, 等. 枕骨髁螺钉进钉点的解剖学研究[J]. 中华骨科杂志, 2013, 33(11): 1115-1119.
16. 杨文玖, 邹云雯, 褚言琛, 等. 枕骨髁螺钉固定的三维解剖学研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2013, 15(1): 45-49.
17. Uribe JS, Ramos-Zapata E, Vale FL. Condyle screws[J]. J Neurosurg Spine, 2011, 14(1): 139-140; author reply 140-141.
18. Le TV, Vivas AC, Baaj AA, et al. Optimal trajectory for the occipital condyle screw[J]. J Spinal Disord Tech, 2014, 27(2): 93-97.
19. Frankel BM, Hanley M, Vandergrift A, et al. Posterior occipitocervical (C0-3) fusion using polyaxial occipital condyle to cervical spine screw and rod fixation: a radiographic and cadaveric analysis[J]. J Neurosurg Spine, 2010, 12(5): 509-516.
20. Fehlings MG, Cooper PR, Errico TJ. Posterior plates in the management of cervical instability: long-term results in 44 patients[J]. J Neurosurg, 1994, 81(3): 341-349.
21. Grob D. Posterior occipitocervical fusion in rheumatoid arthritis and other instabilities[J]. J Orthop Sci, 2000, 5(1): 82-87.

(收稿日期:2017-08-07 修回日期:2017-12-29)

(英文编审 蒋欣/贾丹彤)

(本文编辑 姜雅浩)