

Crowe IV 型发育性髋关节发育不良在全髋关节置换术中横行截骨最佳位置的有限元分析¹⁾

范哲奇* 王君^{†,**} 南少奎* 孔祥朋^{*,2)} 柴伟^{*,3)}

^{*}(解放军总医院第四医学中心骨科医学部, 北京 100048)

[†](中国科学院力学研究所, 非线性力学国家重点实验室, 北京 100190)

^{**}(中国科学院大学工程科学学院, 北京 100049)

摘要 Crowe IV 型髋关节发育不良 (developmental dysplasia of the hip, DDH) 的全髋关节置换术 (total hip arthroplasty, THA) 中, 多数患者需要截骨保证复位, 目前横行截骨是运用最广泛的术式, 但截骨的最佳高度仍存在争议。本文通过建立 Crowe IV 型 DDH 患者的有限元模型, 分析了在不同载荷下, 不同截骨高度模型的应力分布与位移情况。结果表明: 在多项指标下, 小转子下 0 cm 的截骨高度均表现出了较优性能。在不影响假体安放和断端对合情况允许的情况下, 推荐在手术中使用 0 cm 的截骨高度。

关键词 全髋关节置换术, 横行截骨位置, 有限元分析, 应力分布

中图分类号: R318.01 文献标识码: A doi: 10.6052/1000-0879-22-629

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE OPTIMAL POSITION OF TRANSVERSE OSTEOTOMY FOR CROWE IV DEVELOPMENTAL DYSPLASIA OF THE HIP IN TOTAL HIP ARTHROPLASTY¹⁾

FAN Zheqi* WANG Jun^{†,**} NAN Shaokui* KONG Xiangpeng^{*,2)} CHAI Wei^{*,3)}

^{*}(Senior Department of Orthopedics, the Fourth Medical Center of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100048, China)

[†](State Key Laboratory of Nonlinear Mechanics, Institute of Mechanics, CAS, Beijing 100190, China)

^{**}(School of Engineering Science, University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract In total hip arthroplasty (THA) for Crowe IV developmental dysplasia of the hip (DDH), most patients require osteotomy to ensure recovery. At present, the transverse osteotomy is the most widely used method, but the optimal height of osteotomy is still controversial. In this paper, a finite element model for a Crowe IV DDH patient was established, and the stress distribution and displacement in the model with different osteotomy heights under different loads were analyzed. The results show that the transverse osteotomy height of 0 cm below the lesser trochanter has best performance. Without affecting the placement and apposition of the prosthesis, it is recommended to use the osteotomy height of 0 cm during the operation.

Keywords total hip arthroplasty, transverse osteotomy position, finite element analysis, stress distribution

2022-11-16 收到第 1 稿, 2023-02-06 收到修改稿。

1) 国家自然科学基金项目 (U22A20355) 和北京市自然科学基金项目 (M22016) 资助。

2) 孔祥朋, 博士, 主治医师, 研究方向为髋关节发育不良的基础研究与临床诊疗。E-mail: 18810999609@163.com

3) 柴伟, 博士, 主任医师, 教授, 研究方向为关节疾病的基础研究与临床诊疗。E-mail: chawei301@163.com

引用格式: 范哲奇, 王君, 南少奎等. Crowe IV 型发育性髋关节发育不良在全髋关节置换术中横行截骨最佳位置的有限元分析. 力学与实践, 2023, 45(5): 1101-1108

Fan Zheqi, Wang Jun, Nan Shaokui, et al. Finite element analysis of the optimal position of transverse osteotomy for Crowe IV developmental dysplasia of the hip in total hip arthroplasty. *Mechanics in Engineering*, 2023, 45(5): 1101-1108

发育性髋关节发育不良 (developmental dysplasia of the hip, DDH) 是我国最常见的下肢发育畸形, Crowe IV 型是其最严重的类型^[1]。从解剖上来看, Crowe IV 型的股骨存在股骨头形态紊乱并完全脱位、股骨颈变短、股骨前倾角及颈干角增大、股骨近端萎缩、髓腔硬化变窄等问题,这将导致在 DDH 的病情进展中,患者可发生运动功能障碍及髋关节疼痛等临床症状。目前全髋关节置换术 (total hip arthroplasty, THA) 是治疗有临床症状的 Crowe IV 型 DDH 的有效术式^[2-3]。但由于 DDH Crowe IV 型患者髋关节发育异常,股骨头高脱位,关节囊松弛,神经血管短缩,软组织结构改变,真臼发育不良等问题,直接进行真臼复位易引起血管和神经牵拉,进而造成严重并发症^[4],转子下缩短截骨术可有效降低这一风险^[5-7]。目前转子下截骨存在多种手术方式,包括:横行截骨^[8]、斜行截骨^[9]、台阶截骨^[10]、V 型截骨等^[11],不同学者选择不同类型转子下截骨方法实施 THA 均有相关报道。但在临床实践中,由于实用性的优势,横行截骨的应用最为广泛,是目前临床最常用的手术方式。

在目前关于 DDH 转子下截骨的研究中,大多数研究选择采用不同的截骨方式进行比较,高宗炎等^[12]和李梁涛^[13]基于有限元研究了斜行截骨的最佳角度,Reikeras 等^[14]基于临床研究评价了 4 种截骨方式的稳定性和术后并发症,但遗憾的是这些研究并没有讨论截骨高度所带来的影响,不同截骨高度的手术效果仍缺乏系统性的生物力学分析,如何确定截骨的高度仍然依赖医生的个人经验,缺乏相关的研究证据。因此,本文基于应用最广泛的横行截骨方式,针对 Crowe IV 型 DDH 患者的股骨模型,结合有限元分析评估不同截骨高度对于术后股骨稳定性及应力分布的影响,以优化临床手术选择。

1 材料与方 法

1.1 Crowe IV 型 DDH 股骨和假体模型的建立

本研究经两位临床医生判断,选取了 1 例典型的 Crowe IV 型 DDH 病人,该病人患侧股骨具备典型 Crowe IV 型的解剖特点,包括股骨颈缩短,股骨干细长,股骨近端萎缩等普遍问题,

程度适中,同时不存在罕见畸形,可以代表此类患者,故将其作为建模数据来源。获取该患者下肢由髋到膝的薄层 CT 扫描 (120 kV, 层厚 0.6 mm),以 DICOM 格式保存。在 Mimics 21.0 (Materialise 公司,比利时)依据 CT 灰度值进行股骨皮质骨模型的三维重建,在 Geomagic wrap 2017 (Raindrop 公司,美国)中修复网格面,优化股骨模型,同时将皮质骨内部空腔作为松质骨区域,完成骨骼模型的实体化 (图 1(a) 股骨模型)。同时,根据该患者的病历资料选取与术中型号一致的 S-ROM 假体进行扫描建模,以获得假体模型 (图 1(b))。



图 1 (a) Crowe IV 型股骨建模; (b) 假体模型, 左为袖套, 右为假体柄和球头

Fig. 1 (a) Crowe IV femur modeling; (b) Model of the prosthesis, with the cuff on the left and the stem and bulb on the right

1.2 模拟截骨和装配

为模拟手术过程,在 Solidworks 2017 (Dassault 公司,法国)内依据 S-ROM 假体的典型手术方法^[15],切除部分股骨近端畸形部分,以便于假体的安装。同时,创建股骨干的中心轴线,垂直于该轴线的面定义为截骨平面。根据患者实际术中资料,所有截骨长度均为 2 cm。截骨高度分别为小转子下 0 cm, 1 cm, 2 cm, 3 cm, 以完成股骨截骨后模型的建立 (图 2(a))。在假体和截骨模型的配合中,袖套部分和皮质骨之间进行充分接触以模拟实际情况 (图 2(b)),调整假体

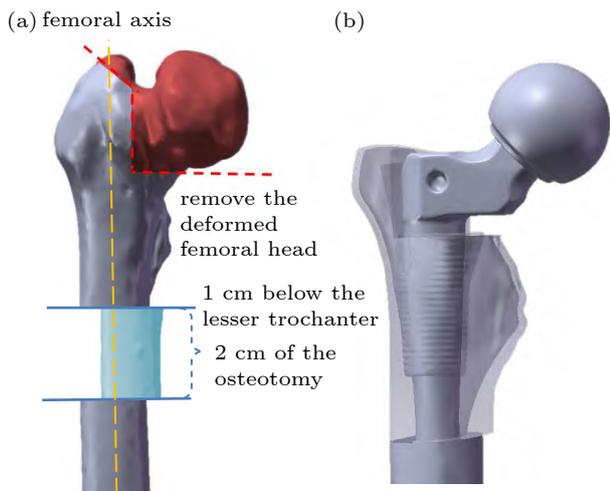


图 2 (a) 截骨手术示意图, 红色和蓝色区域为切除部分;

(b) 模拟手术后假体和股骨的装配位置关系

Fig. 2 (a) Diagram of osteotomy operation, red and blue areas are excision; (b) The assembly position relationship between the prosthesis and the femur after surgery

角度使之形成 15° 的前倾角。在 Solidworks 中通过布尔运算, 模拟手术中为了安装袖套和假体进行的髓腔清理, 使得模型各部分之间不存在干涉。

1.3 有限元分析

所有模型都使用 HyperMesh 11.0 软件 (Altair Engineering, USA) 进行网格划分, 所有单元均采用四面体 10 节点单元 (C3D10)。将划分的网格模型导入 Abaqus 2022 (Simulia, 法国), 生成有限元模型。根据既往研究报道^[16], 本研究将皮质骨和松质骨看作各向同性的线弹性均质材料, 假体为钛合金材料。

截骨模型的不同部分间存在相互作用, 考虑到现实情况及计算的简便性, 假体柄和袖套以及袖套和骨之间均设为绑定, 股骨截骨接触界面的摩擦系数设为 0.46, 假体和骨之间的摩擦系数设为 0.32^[16]。股骨远端的边界条件设置为固定约束。

本研究模拟行走时髋关节直立和屈髋阶段股骨的受力情况, 对模型施加相当 300% 体重载荷^[17], 并将力引入假体旋转中心。在正常步态中, 髋关节在矢状面上以较小的幅度前后运动, 前后约为 30° , 因此取极限情况进行分析。总体来说, 按以下两种工况施加载荷。(1) 直立状态: 集中力 $F=2000$ N, 力矢量在冠状面上和股骨轴成 13° 。(2) 屈髋状态: 集中力 $F=2000$ N, 力矢量在冠状面上和股骨轴呈 13° , 在矢状面上成 30° ^[18]。分析过

程中, 力的加载都分为两个分析步, 先将假体下压 0.001 mm 保证各部分之间的充分接触, 随后再加载不同工况的载荷。本研究所使用的材料属性如下, 钛合金 (假体) 的弹性模量为 105 GPa, 泊松比为 0.35。皮质骨的弹性模量为 16.8 GPa, 泊松比为 0.3。松质骨的弹性模量为 0.84 GPa, 泊松比为 0.2。

2 结果

本研究报告了假体和股骨在不同载荷情况下的位移和 von Mises 应力分布情况。在同一工况下, 4 种截骨高度在应力分布上略有差异。在两种工况之间, 可以观察到股骨应力分布的明显差距。整体来看, 所有模型股骨的最大应力均出现在截骨界面, 且应力集中位置更靠近股骨内侧 (图 3)。假体柄的应力主要集中在假体与袖套的连接处和截骨位置 (图 4), 且更偏向外侧。

在位移云图中, 直立状态下, 各模型的形变位于转子下区域, 最大形变的位置如图 5 所示, 可以看到, 在 0 cm/1 cm 的截骨模型中, 最大位移于小转子下 2 cm 左右, 在 2 cm/3 cm 的模型中, 则在截骨线处观察到了最大位移。在屈髋状态下, 最大位移均位于假体球头处 (图 6(a)), 使假体发生了一定的旋转 (图 6(b)), 线框图表示受力前位置, 黄线表示变形前后的头颈轴线, d 代表球头上的最大水平位移 (变形系数: 5)。由于假体的大小是一致的, 我们采取假体球头在水平面投影上最大位移 d 作为观察指标, 结果见表 1, 可以看到截骨高度为 3 cm 时, 模型取得了最小的位移结果。

3 分析讨论

全髋关节置换术合并股骨短缩是治疗 Crowe IV 型 DDH 最常用的手术方法, 由于患侧复位困难以及软组织牵拉等问题, 对患侧的截骨是必要的^[19]。不同的截骨高度会导致股骨整体的应力分布发生改变, 根据 Wolff 定律^[20], 这种变化会导致骨重建的改变, 进而影响患者的骨愈合以及预后情况。

在 S-ROM 假体的临床实践中, 截骨上段旋转移位导致的骨不连, 关节脱位等问题是临床亟

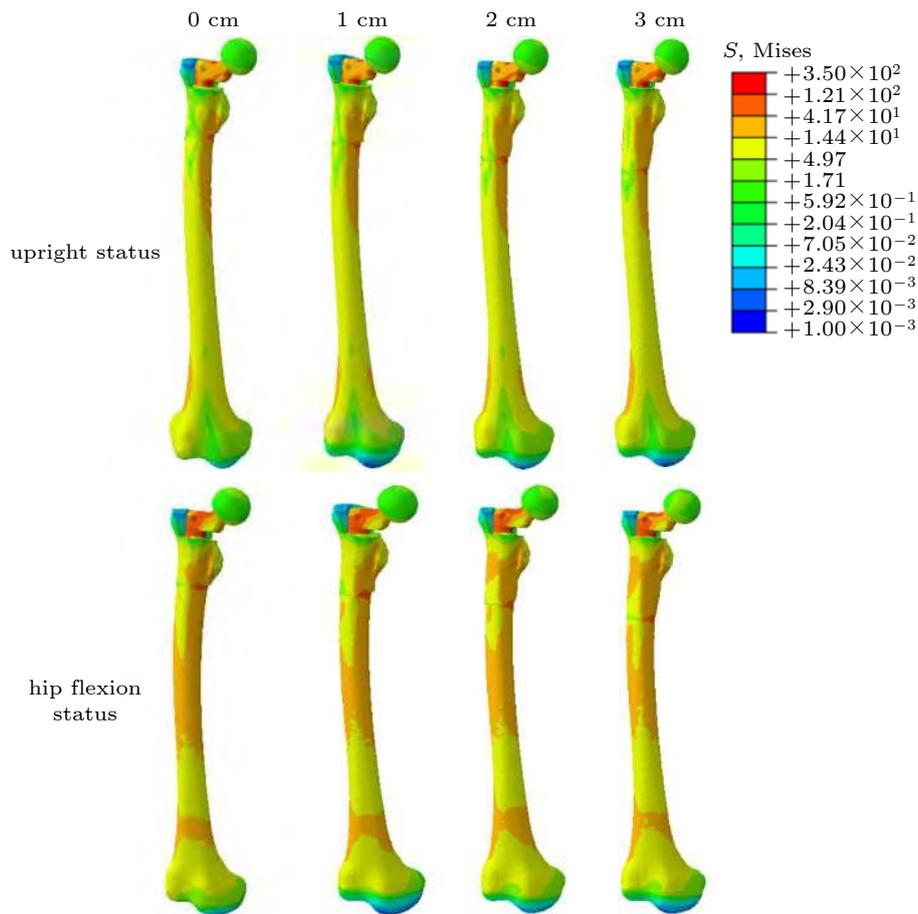


图3 不同截骨高度的股骨在不同载荷下的整体应力分布

Fig. 3 Stress distribution of femurs with different osteotomy heights in different status

待解决的。根据文献报道，无论截骨类型如何，截骨部位发生骨不连的概率为0%~22%^[2-8]。Reikeras等^[14]分析了接受小转子下横行截骨治疗的25例IV型DDH病人，发现4%的病例延迟愈合，4%的病例畸形愈合。Takahashi等^[21]使用有限元的方法分析了基于Exeter假体不同近端百分比位置的横行截骨效果，发现40%近端位置的截骨表现出了最好性能，但该研究存在明显不足。

(1) 目前，Crowe IV型DDH关节置换术使用的主流假体是S-ROM假体，而非Exeter假体。

(2) 按照股骨长度的比例进行分析，并不适用于临床，术中无法精准实施。因此，我们基于S-ROM假体进行了标准Crowe IV型DDH术中小转子下截骨的有限元分析。考虑到临床实践中，常使用股骨小转子作为解剖参考位置进行截骨，截骨起始位置大部分位于小转子下0~3 cm。所以截骨模型设计为4种：0 cm截骨模型，1 cm截骨模型，2 cm截骨模型与3 cm截骨模型。本

研究的目的是通过有限元分析确定行走周期中极限载荷下，全髋关节置换术中S-ROM假体横行截骨的最佳位置。

模拟结果表明，作用于股骨头中心的竖直载荷（直立状态）使股骨在冠状面上产生了明显的弯曲，在截骨界面内侧出现了明显压应力集中，斜向载荷（屈髋状态）也出现了类似的情况。从股骨位移云图可以看到，在直立状态下，0 cm截骨高度获得了最小的位移值，同时截骨处的位移较小，代表在增加负载前后，其相对原先的位置变化是最小的，这有利于术后截骨面的愈合。而2 cm/3 cm截骨高度最大位移出现在截骨线处，可能会产生造骨不连等问题。在屈髋状态下，可以明显看到假体发生了旋转，由于角度过小，本研究通过球头处的最大水平位移来量化各组之间的旋转差异。可以看到位移和截骨高度并不是线性关系，这提示我们假体的旋转稳定性在截骨高度之外仍存在其他未知变量，如下肢力线偏移，

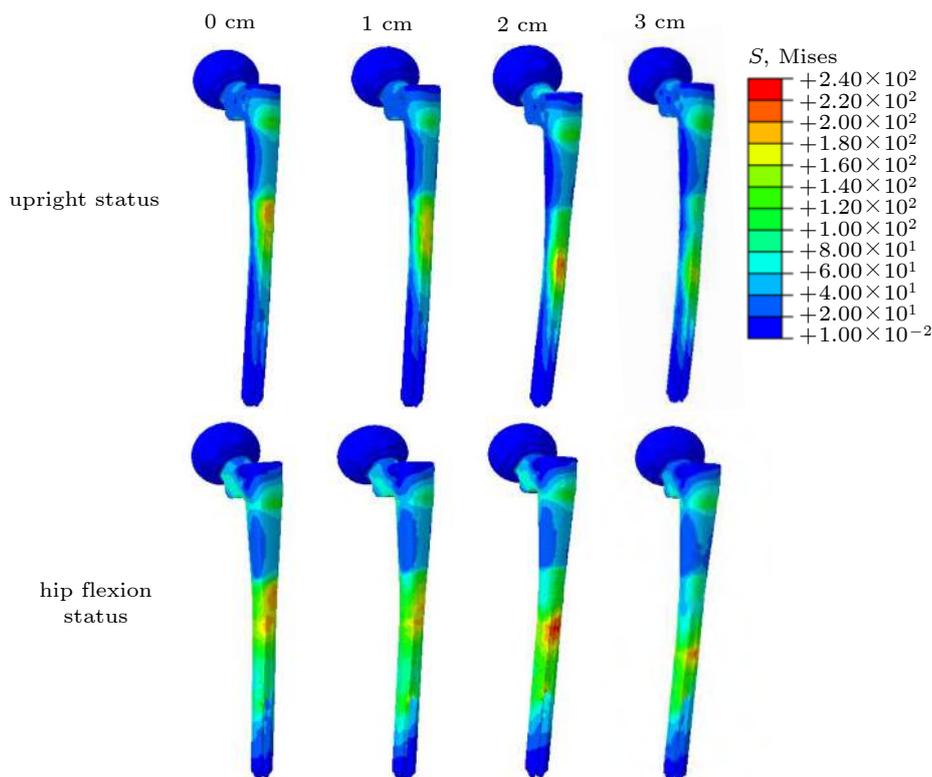


图 4 不同截骨高度的假体在不同载荷下的整体应力分布

Fig. 4 Stress distribution of stem prosthesis with different osteotomy heights in different status

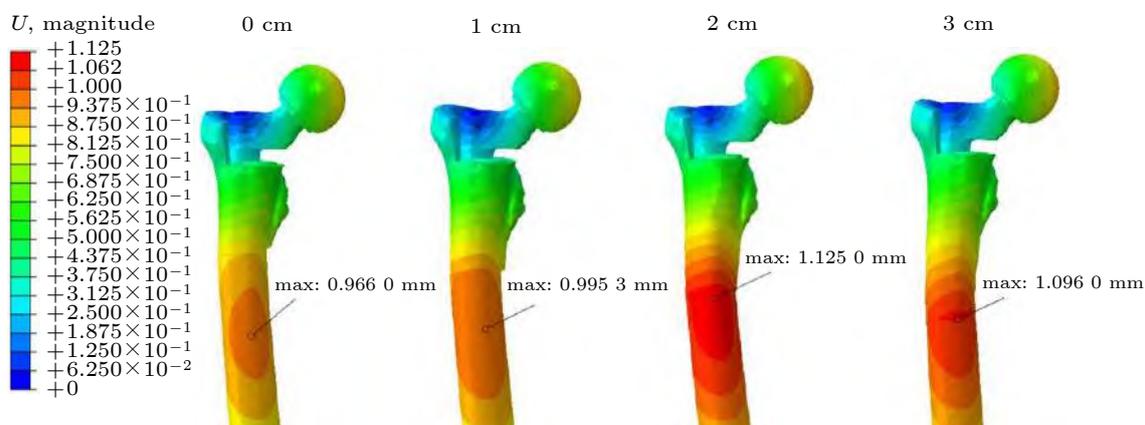


图 5 不同截骨高度下, 直立状态下股骨上部位移云图

Fig. 5 Contour of the displacement of the upper femur under different osteotomy heights in the upright status

截骨界面吻合度之类, 这些变量共同影响了假体的旋转稳定性, 从而导致非线性的结果。

在应力分析中, 由于不同的应力刺激对骨代谢和骨愈合有不同的影响, 在早期愈合中, 骨愈合区组织刚度低, 承受外力能力差, 若应力过大, 会造成骨损伤。根据 Frost^[22] 的实验研究, 应力低于 1~2 MPa 时, 骨组织发生吸收; 应力高于约 20 MPa 时, 骨组织发生生长; 应力高于约 60 MPa 时, 骨组织发生损伤。在截骨界面过高的

应力可能会导致骨不愈合等并发症。因此, 本研究将 60 MPa 设为阈值, 计算在截骨界面高于此应力值的单元体积, 见表 2。可以看到, 3 cm 的截骨模型表现出了最优结果, 和其他组别差异较大, 这可能会带来更快的愈合速度, 更小的骨折风险。

在假体(柄)的应力分析中, 从图 4 可以看出, 无论在何种工况下, 假体都能观察到明显的应力集中趋势, 峰值应力均位于截骨线处, 大小见表 3。在直立状态下, 3 cm 截骨高度的峰值应

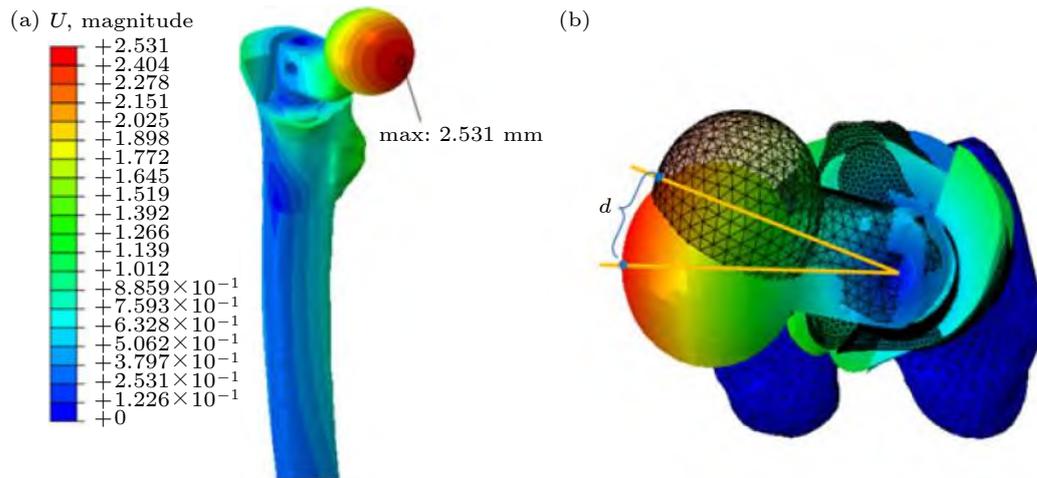


图6 (a) 屈髋状态下, 股骨上部位移云图; (b) 股骨位移云图俯视

Fig. 6 (a) Contour of displacement of the upper femur in the hip flexion status; (b) Top view of the femoral displacement cloud diagram

表1 屈髋状态下假体球头的最大位移(单位:mm)

Table 1 The maximum displacement of the prosthesis bulb in hip flexion status (unit: mm)

| displacement of the prosthesis bulb | Osteotomy distance below lesser trochanter | | | |
|-------------------------------------|--|------|------|------|
| | 0 cm | 1 cm | 2 cm | 3 cm |
| total displacement | 2.53 | 2.80 | 2.50 | 2.44 |
| vertical | 0.71 | 0.83 | 0.77 | 0.75 |
| horizontal | 2.43 | 2.67 | 2.38 | 2.32 |

表2 不同模型中截骨界面附近应力大于60 MPa的股骨体积(单位:mm³)Table 2 Volume with stress greater than 60 MP at the osteotomy interface in different models (unit: mm³)

| Hip status | Osteotomy distance below lesser trochanter | | | |
|--------------------|--|-------|-------|-------|
| | 0 cm | 1 cm | 2 cm | 3 cm |
| upright status | 16.83 | 16.96 | 12.62 | 3.49 |
| hip flexion status | 17.39 | 21.12 | 12.32 | 0.538 |

力较其他3种截骨高度最小, 在屈髋状态下, 1 cm截骨高度的峰值应力较其他3种截骨高度最小。同时均小于钛合金的屈服强度(950 MPa)。由于各模型最大应力位置不同, 0 cm截骨高度模型应力集中于S-ROM柄的上部, 在两种工况下应力变化小, 在长期使用下, 这将会带来更优异的性能表现。

为了评估截骨处的稳定性, 我们比较了各模型截骨面之间的最大微动值, 具体结果见表4。可以发现, 屈髋状态下微动均大于直立状态下微动, 从竖直分量和水平分量来看, 在直立状态下, 不同的截骨高度带来的更多是竖直方向的偏移, 水平分量差别不大; 在屈髋状态下, 不同截骨高

度在水平分量上差距大, 在竖直方向上除了1 cm截骨模型的偏移较大, 其余模型偏差类似。总体来说, 根据我们的模拟结果, 1 cm的截骨高度是临床应该避免的, 而0 cm和3 cm截骨高度的力学表现是优异的。考虑到股骨的生物学因素, 靠上的截骨界面拥有更好的血流, 更快的愈合速度, 本研究推荐使用小转子下0 cm的截骨高度, 这与目前临床上经常使用0 cm截骨的经验也是相符的。

本研究是基于有限元的计算模拟, 并没有进行实验验证, 具有一定的局限性。(1)只使用了一个病人的骨骼进行建模, 扩展性不足。(2)有限元的边界条件设计仍存在优化空间。(3)截骨高度的设计存在进一步细化空间。(4)本研

表 3 假体峰值应力 (单位:MPa)
Table 3 Peak stress of prosthesis (unit: MPa)

| Hip status | Osteotomy distance below lesser trochanter | | | |
|--------------------|--|-------|-------|-------|
| | 0 cm | 1 cm | 2 cm | 3 cm |
| upright status | 199.6 | 187.4 | 214.1 | 163.1 |
| hip flexion status | 202 | 197.5 | 235.1 | 209.2 |

表 4 各模型截骨面微动值 (单位: μm)
Table 4 Micromovement of the osteotomy surface in each model (unit: μm)

| Micromovement | Hip status | Osteotomy distance below lesser trochanter | | | |
|---------------------|--------------------|--|-------|-------|-------|
| | | 0 cm | 1 cm | 2 cm | 3 cm |
| total micromovement | upright status | 138.1 | 167.8 | 174.5 | 144.1 |
| | hip flexion status | 329.6 | 455.3 | 389.4 | 331.4 |
| vertical | upright status | 127.5 | 152.9 | 162.5 | 128.9 |
| | hip flexion status | 116.7 | 209.4 | 109.4 | 112.1 |
| horizontal | upright status | 53.1 | 69.1 | 63.6 | 64.4 |
| | hip flexion status | 308.2 | 404.3 | 373.7 | 311.9 |

究模拟的是正常行走的步态周期, 在载荷的设置上缺少跳跃, 冲击等极限条件。目前而言仍需要更多的生物力学分析和临床研究来证实研究结果。尽管如此, 本研究仍是第一个基于 S-ROM 假体比较不同截骨高度对于股骨整体力学稳定性影响的研究, 对于未来更进一步研究具有启发意义。

4 结论

对于需要截骨的 Crowe IV 型 DDH 患者, 采用有限元分析比较了 4 种横行截骨高度在不同载荷下的力学行为。不同截骨高度对术后股骨-假体系统的力学性能有显著的影响。综合来看, 1 cm 的截骨方式由于其较差的力学性能是不被推荐的。同时, 0 cm/3 cm 的截骨高度的力学性能在截骨面微动值、截骨面压应力、假体位移等方面有着优异表现, 但考虑到临床应用问题, 目前来看 0 cm 的截骨高度是手术中更应该选择的, 根据模拟的结果来看, 这将会减少术后骨不连、应力骨折等并发症的发生。这项研究仍需要临床证实其在治疗中的实用性。

参 考 文 献

- 1 Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*, 1979, 61(1): 15-23
- 2 Miyazaki T, Shimizu T, Ohura H, et al. Total hip arthroplasty with femoral shortening osteotomy using polished cemented stem vs. modular cementless stem in patients with Crowe type IV developmental dysplasia of the hip. *Arch Orthro Trauma Surg*, 2022, 143(6): 3487-3493
- 3 Sun J, Zhang RS, et al. Biomechanical characteristics of the femoral isthmus during total hip arthroplasty in patients with adult osteoporosis and developmental dysplasia of the hip: a finite element analysis. *Orthop Surg*, 2022, 14(11): 3019-3027
- 4 Oe K, Iida H, Nakamura T, et al. Subtrochanteric shortening osteotomy combined with cemented total hip arthroplasty for Crowe group IV hips. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2013, 133(12): 1763-1770
- 5 Sonohata M, Tajima T, Kitajima M, et al. Total hip arthroplasty combined with double-chevron subtrochanteric osteotomy. *J Orthop Sci*, 2012, 17(4): 382-389
- 6 Neumann D, Thaler C, Dorn U. Femoral shortening and cementless arthroplasty in Crowe type 4 congenital dislocation of the hip. *Int Orthop*, 2012, 36(3): 499-503
- 7 Baz AB, Senol V, Akalin S, et al. Treatment of high hip dislocation with a cementless stem combined with a shortening osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2012, 132(10): 1481-1486
- 8 Zadeh HG, Hua J, Walker PS, et al. Uncemented total hip arthroplasty with subtrochanteric derotational osteotomy for severe femoral anteversion. *J Arthroplasty*, 1999, 14(6): 682-688
- 9 Huo MH, Zatorski LE, Keggi KJ. Oblique femoral osteotomy in cementless total hip arthroplasty. Prospective consecutive series with a 3-year minimum follow-up period. *J Arthroplasty*, 1995, 10(3): 319-327
- 10 Sener N, Tozun IR, Asik M. Femoral shortening and ce-

- mentless arthroplasty in high congenital dislocation of the hip. *J Arthroplasty*, 2002, 17(1): 41-48
- 11 Chareancholvanich K, Becker DA, Gustilo RB. Treatment of congenital dislocated hip by arthroplasty with femoral shortening. *Clin Orthop Relat Res*, 1999(360): 127-135
- 12 高宗炎, 许奎雪, 金毅等. Crowe IV型髋关节发育不良全髋关节置换术股骨转子下斜行截骨有限元分析. *中华实验外科杂志*, 2017, 34(11): 1868-1870
- Gao Congyan, Xu Kuixue, Jin Yi, et al. A finite element analysis of stability of subtrochanteric oblique osteotomy in total hip arthroplasty for type IV developmental dysplasia of the hip. *Chinese Journal of Experimental Surgery*, 2017, 34(11): 1868-1870 (in Chinese)
- 13 李梁涛. Crowe IV型成人髋关节发育不良人工髋关节置换中转子下斜行与横行截骨术的有限元分析及临床研究. [博士论文]. 长春: 吉林大学, 2016.
- Li Liangtao. The finite element analysis and clinical application of subtrochanteric oblique or transverse shortening osteotomy in total hip arthroplasty for Crowe IV developmental dislocation of the hip. [PhD Thesis]. Changchun: Jilin University, 2016
- 14 Reikeras O, Haaland JE, Lereim P. Femoral shortening in total hip arthroplasty for high developmental dysplasia of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2010, 468(7): 1949-1955
- 15 Kong X, Sun Y, Yang M, et al. Total hip arthroplasty with modular stem for Crowe I and II developmental dysplasia of the hip. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2019, 14(1): 362
- 16 Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, et al. The anatomic basis of femoral component design. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1988, 235: 148-165
- 17 Eberle S, Gerber C, von Oldenburg G, et al. A biomechanical evaluation of orthopaedic implants for hip fractures by finite element analysis and in-vitro tests. *Journal of Engineering in Medicine*, 2010, 224(10): 1141-1152
- 18 鞠杨, 陈永兰, 孙华飞等. 股骨形态及应力应变的三维有限元分析. *力学与实践*, 2007, 29(3): 61-65, 70
- Ju Yang, Chen Yonglan, Sun Huafei, et al. Three dimensional finite element analysis of femoral geometry, stress and strain. *Mechanics in Engineering*, 2007, 29(3): 61-65, 70 (in Chinese)
- 19 Kong X, Chai W, Chen J, et al. Intraoperative monitoring of the femoral and sciatic nerves in total hip arthroplasty with high-riding developmental dysplasia. *Bone & Joint Journal*, 2019, 101-B(11): 1438-1446
- 20 Wolff J. The classic on the inner architecture of bones and its importance for bone growth. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2010, 468(4): 1056-1065
- 21 Takahashi D, Noyama Y, Shimizu T, et al. Finite element analysis of optimal positioning of femoral osteotomy in total hip arthroplasty with subtrochanteric shortening. *Arthroplasty Today*, 2022, 14: 105-109
- 22 Frost HM. A 2003 update of bone physiology and wolff's law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 2004, 74(1): 3-15

(责任编辑: 胡 漫)