

· 论著 ·

发育性髋关节脱位患儿不同股骨颈前倾角对股骨生物力学的影响研究



全文二维码

李杰¹ 龙江涛¹ 王倩倩¹ 席红卫² 程鑫葵¹ 成毅¹ 徐树明³

¹ 山西省儿童医院骨科,太原 030013; ² 山西省儿童医院普外科,太原 030013; ³ 山西省儿童医院影像科,太原 030013

通信作者:席红卫,Email:xihongwei148@sina.com

【摘要】 目的 利用计算机仿真技术模拟发育性髋关节脱位 (developmental dislocation of the hip, DDH) 患儿不同股骨颈前倾角时股骨的应力分布, 以明确 DDH 患儿股骨颈前倾角矫正的意义, 并指导手术方案的制定。 **方法** 回顾性分析 2021 年 6 月在山西省儿童医院骨科住院治疗的 1 例右侧 DDH 患儿影像学资料。患儿女, 6 岁, 提取正常侧(左侧)髋关节股骨扫描数据, 通过三维 CT 扫描重建股骨三维模型, 分别设计股骨颈前倾角 35°、25°、15° 时的力学仿真模型, 通过有限元软件进行仿真计算, 观察不同股骨颈前倾角度时股骨的生物力学分布。 **结果** DDH 患儿股骨三维模型上股骨颈前倾角为 35°、25°、15° 时股骨模型受到的最大应力分别为 21.18 MPa、17.36 MPa、9.85 MPa。股骨颈前倾角为 35° 时, 股骨干应力集中; 股骨颈前倾角为 25° 时, 股骨远端骨骼的应力降低 25%; 股骨颈前倾角为 15° 时, 股骨应力主要集中在股骨头颈至股骨干上段。股骨颈前倾角为 35° 时, 位移大于 1 mm 的区间是股骨头至股骨干中段; 股骨颈前倾角为 25° 时, 位移大于 1 mm 的区间是股骨头至股骨干中上端; 股骨颈前倾角为 15° 时, 位移大于 1 mm 的区间是股骨头至股骨颈。股骨颈前倾角为 35°、25°、15° 时其股骨远端骨骼的最大位移分别为 0.0041 mm、0.0018 mm、0.0012 mm。 **结论** 股骨颈前倾角对 DDH 患儿的股骨力学有着重要影响。股骨的应力分布随着股骨颈前倾角改变而改变, 股骨颈前倾角度增大, 股骨干应力逐渐增加, 在股骨干位置出现应力集中现象; 股骨颈前倾角越大, 应力传递在股骨干区域受到的遮挡效应越大, 股骨远端骨骼在横断面的变形也增加。股骨颈前倾角为 15° 时股骨应力分布较为理想。

【关键词】 发育性髋关节发育不良; 髋脱位, 先天性; 股骨颈; 骨前倾; 下肢; 生物力学现象; 儿童

基金项目: 山西省卫生健康委科研基金(2021131); 山西省教育厅科研基金(2022L198)

DOI:10.3760/cma.j.cn101785-202205019-011

Effect of different femoral neck anteversion angles on femoral biomechanics in children with developmental dislocation of the hip

Li Jie¹, Long Jiangtao¹, Wang Qianqian¹, Xi Hongwei¹, Cheng Xinkui¹, Cheng Yi¹, Xu Shuming³

¹ Department of Orthopedics, Shanxi Children's Hospital, Taiyuan 030013, China; ² Department of General Surgery, Shanxi Children's Hospital, Taiyuan 030013, China; ³ Department of Medical Imaging, Shanxi Children's Hospital, Taiyuan 030013, China

Corresponding author: Xi Hongwei, Email: xihongwei148@sina.com

[Abstract] **Objective** To apply computer simulation technology to simulate the stress distribution of femur in children with developmental dislocation of the hip (DDH) with different angles of femoral neck anteversion to find the significance of femoral neck anteversion correction in DDH children and guide the formulation of surgical plan. **Methods** A 6-year-old girl of right developmental hip dislocation was retrospectively analyzed in June 2021. The femoral scan data of left hip joint at normal side were extracted. A three-dimensional femoral model was reconstructed by 3D-CT scan. The mechanical simulation models of femoral neck anteversion at 35°, 25° and 15° were designed respectively. The finite element software was utilized for simulation calculation to observe the biomechanical distribution of femur at different neck anteversion angles. **Results** At a femoral neck anteversion angle of 35°, 25° and 15°, maximal stress of femoral model was 21.18 MPa, 17.36 MPa and 9.847

MPa respectively. At a femoral neck anteversion angle of 35°, stress of femoral shaft was concentrated. At a femoral neck anteversion angle of 25°, stress of distal femoral epiphysis declined by 25 %. At a femoral neck anteversion angle of 15°, femoral stress was concentrated in femoral head and neck to upper femoral shaft. At a femoral neck anteversion angle of 35°, a displacement >1 mm interval was from femoral head to middle of femoral shaft; at a femoral neck anteversion angle of 25°, the range of displacement >1 mm was from femoral head to middle/upper end of femoral shaft; at a femoral neck anteversion angle of 15°, the range of displacement >1 mm was from femoral head to femoral neck. At a femoral neck anteversion angle of 35°, 25° and 15°, the maximal displacement of distal femoral epiphysis was 0.0041, 0.0018 and 0.0012 mm respectively. **Conclusion** - Femoral neck anteversion has an important impact on femoral mechanics in children with developmental hip dislocation. With the angles of femoral neck anteversion, stress distribution of femur changes. With a rising femoral neck angle, stress of femoral shaft gradually increases and stress concentration occurs at femoral shaft position. The greater anteversion angle of femoral neck, the greater shielding effect of stress transfer in femoral shaft area and the greater deformation of distal femoral epiphysis in cross section. With a femoral neck anteversion angle of 15°, femoral stress distribution is satisfactory.

【Key words】 Developmental Dysplasia of the Hip; Hip Dislocation, Congenital; Femur Neck; Bone Anteversion; Lower Extremity; Biomechanical Phenomena; Child

Fund program: Research Grant of Shanxi Provincial Health Commission (2021131), Research Grant of Shanxi Provincial Education Department (2022L198)

DOI:10.3760/cma.j.cn101785-202205019-011

儿童发育性髋关节脱位 (developmental dysplasia of the hip, DDH) 的病理改变是骨骼、关节面、关节囊和软组织及下肢生物力学发生改变。骨骼方面表现为股骨颈、股骨头和髋臼形态异常及空间位置对应异常。股骨颈的改变主要包括股骨颈变短、变粗,股骨颈前倾角 (femoral neck anteversion, FNA) 增大,其对髋关节运动和传递系统、关节稳定性及关节力学结构有着重要的影响。目前国内外关于 DDH 患儿髋臼和股骨近端生物力学的研究较多,已基本达成共识的是 DDH 患儿 FNA 增大时髋臼和股骨颈处会发生应力集中现象,但关于 FNA 增大时股骨整体生物力学和股骨远端受力分析的研究较少^[1-6]。本研究探讨 DDH 患儿不同 FNA 时股骨的生物力学变化。

资料与方法

一、研究对象

以 2021 年 6 月在山西省儿童医院骨科住院治疗的 1 例右侧 DDH 患儿作为研究对象。患儿女,6 岁,身高 86 cm,体重 25 kg。采取 128 排螺旋 CT 对患儿双髋进行薄层扫描,得到 DICOM 影像学数据,提取正常侧(左侧)髋关节股骨扫描数据,利用 Mimics19.0 医学建模软件和 3-matic 对影像学数据进行三维重建。FNA 的角度设计为 35°、25°、15°。本研究获得山西省儿童医院伦理委员会 (ZRB-KYYX-

2021-003L44) 审核批准。患儿及监护人知情同意并签署科研知情同意书。

FNA 变化是指股骨头水平偏距和垂直偏距发生变化,三维空间位置改变,进而导致下肢力线传递发生改变,引起膝关节受力改变。在三维重建软件中分别确定股骨头和股骨颈的中心点,此两点连线为一条边(a),股骨内外侧髁冠状面连线为另一条边(b),股骨颈前倾角即 a 边和 b 边的夹角^[7-10]。股骨颈前倾角的测量如图 1 所示。

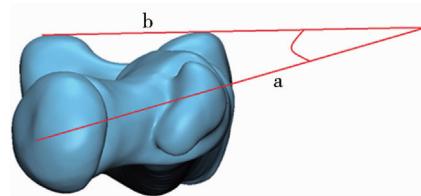


图 1 股骨颈前倾角的测量
Fig. 1 Measurement of femoral neck anteversion angle

二、生物力学仿真模型的建立

将 DICOM 薄层图像数据导入 Mimics 软件,根据 CT 灰度值进行阈值分割,对骨盆、股骨干、股骨骨骺进行分割重建,并以 STL 格式导出。在 3-matic 软件中设置 FNA 分别为 35°、25°、15°(图 2)。在 ABAQUS 软件中对模型的材料属性进行设计,对模型的皮质骨、松质骨赋予材料属性。其中松质骨密度为 $1 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$, 弹性模量为 220 MPa, 泊松比为 0.3; 皮质骨密度为 $2 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$, 弹性模量为 20 000 MPa, 泊松比为 0.3; 同时选择正四面体单元

网格对模型进行划分。边界条件设置为人在直立状态时,向股骨头中心加载 300 N 轴向载荷,股骨远端与股骨远端骨骼接触面设置绑定约束,股骨远端骨骼设置为固定^[11~15]。

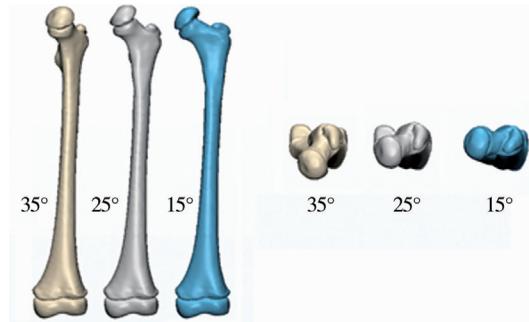


图 2 股骨颈前倾角为 35°、25°、15°模型图
Fig. 2 Models of FNA 35°, 25° and 15°

结 果

一、股骨整体应力分布云图

FNA 为 35°、25°、15° 时股骨模型受最大应力分别为 21.18 MPa、17.36 MPa、9.85 MPa, 应力集中均出现在股骨干中段(图 3)。其中 FNA 为 35° 时, 股骨干应力尤为集中, 其次为股骨颈应力达到 3.75 MPa, 在股骨远端股骨骺与股骨干接触位置, 也出现局部的应力集中为 19.09 MPa(图 4); FNA 为 25° 时, 股骨干应力集中数值与应力集中区域较 FNA 为 35° 时降低 18%, 但股骨远端股骨骺的应力降低 25%; FNA 为 15° 时, 股骨干应力集中数值较 FNA 为 35° 时降低 55%, 股骨干应力集中区域为股骨干中段小

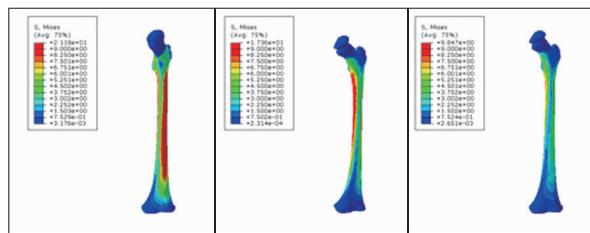


图 3 股骨颈前倾角为 35°、25°、15°时股骨干应力分布云图
Fig. 3 Stress cloud diagram of FNA 35°, 25° and 15°

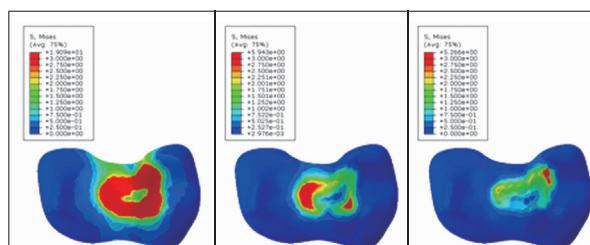


图 4 股骨颈前倾角为 35°、25°、15°远端股骨骺应力分布云图
Fig. 4 Femoral epiphyseal stress cloud diagram of distal femur at FNA 35°, 25° and 15°

范围区域, 股骨远端骨骼应力集中区域明显减小, 此时应力传递效应最佳。

二、股骨整体位移变化

FNA 为 35°、25°、15° 时股骨模型受最大位移分别为 3.166 mm、1.793 mm、1.165 mm, 最大位移出现在载荷加载区域(图 5)。FNA 为 35° 时, 位移大于 1 mm 区间是股骨头至股骨干中段; FNA 为 25° 时, 位移大于 1 mm 区间是股骨头至股骨干中上段; FNA 为 15° 时, 位移大于 1 mm 区间是股骨头至股骨颈。FNA 为 35°、25°、15° 时其股骨远端骨骼的最大位移分别为 0.0041 mm、0.0018 mm、0.0012 mm(图 6)。因载荷为股骨头中心轴向加载, 远端固定, 故其位移由上而下依次减小。但在 FNA 15° 时, 其位移变化最小。

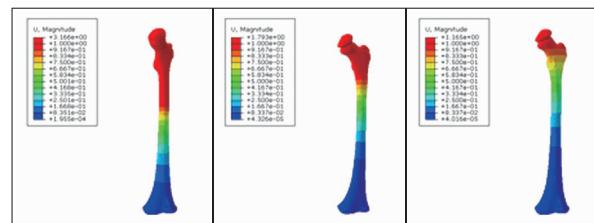


图 5 股骨颈前倾角为 35°、25°、15°时股骨模型位移云图
Fig. 5 Displacement cloud diagram of FNA 35°, 25°, 15°

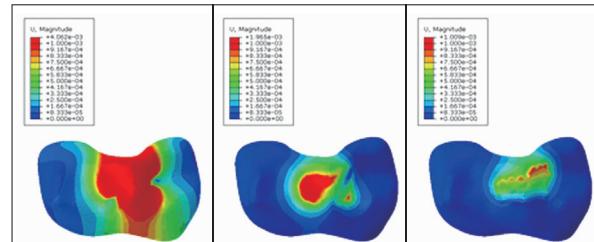


图 6 股骨颈前倾角为 35°、25°、15°时股骨远端股骨骺位移云图
Fig. 6 Femoral epiphyseal of distal femur of displacement cloud diagram at FNA 35°, 25°, 15°

三、股骨远端股骨骺于人体左右(U1)、前后(U2)、垂直(U3)3个方向位移情况

股骨远端股骨骺是膝关节运动的重要接触位置, 在一定程度上反映膝关节与髌股关节的受力及应力传递情况。U1 方向股骨远端股骨骺在 FNA 为 35°、25°、15° 时的位移分别为 0.00029 mm、0.00014 mm、0.00012 mm(图 7); U2 方向股骨远端股骨骺在 FNA 为 35°、25°、15° 时的位移分别为 0.0022 mm、0.0003 mm、0.00025 mm(图 8); U3 方向股骨远端股骨骺在 FNA 为 35°、25°、15° 时的位移为 0.00356 mm、0.0009 mm、0.00003 mm(图 9)。FNA 为 35° 时, U1、U2、U3 位移高于 FNA 为 15° 与 25° 时。FNA 大于 15° 时, 在 U1 方向, 最大位移区域分布于两侧; FNA 为 15° 时最大位移区域分布于中间。FNA 大于 25° 时, 最大

位移区域分布于两侧;FNA 为 25°时最大位移区域分布于中间。在 U3 方向,最大位移区域分布一致。

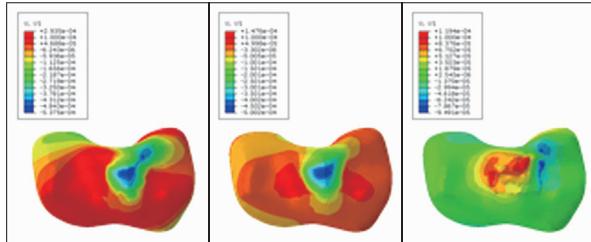


图 7 股骨颈前倾角为 35°、25°、15°时股骨远端骨骺 U1 方向位移云图

Fig. 7 Displacement cloud diagram in U1 direction of femoral epiphysis of distal femur at FNA35°, 25° and 15°

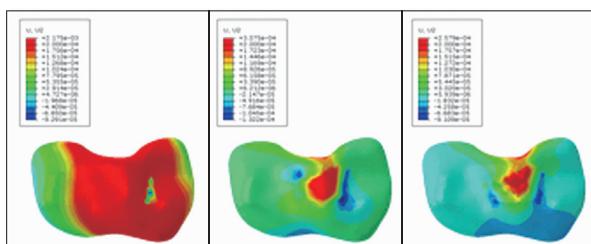


图 8 股骨颈前倾角为 35°、25°、15°时股骨远端骨骺 U2 方向位移云图

Fig. 8 Displacement cloud diagram in U2 direction of femoral epiphysis of distal femur at FNA35°, 25° and 15°

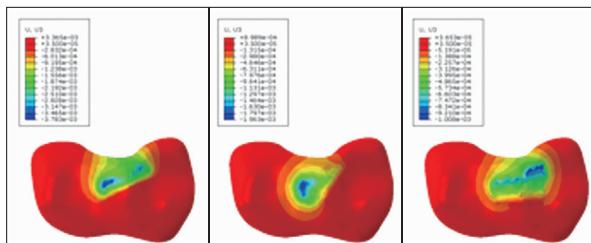


图 9 股骨颈前倾角为 35°、25°、15°时股骨远端骨骺 U3 方向位移云图

Fig. 9 Displacement cloud diagram in U3 direction of femoral epiphysis of distal femur at FNA35°, 25° and 15°

讨 论

目前观点认为,DDH 患儿 FNA 增大,需要用股骨近端截骨去旋转的方法使增大的 FNA 接近正常。DDH 患儿 FNA 究竟增大了多少,一般以就诊时患儿健侧 FNA 作为参考,并以此决定术中需要截骨矫正的角度大小。也有学者对于 FNA 在 40°以下的 DDH 患儿是否需行股骨去旋转截骨存在异议^[3]。

本研究中,FNA 为 35°、25°、15°时三者应力集中区域主要分布在股骨干,FNA 改变时其整体应力有着明显的改变,FNA 为 15°时股骨颈、股骨干、股骨远端骨骺应力明显减小,可明显降低股骨干应力集中效应,使其在宿主条件下的应力传递效应更加

顺畅,避免股骨干变形过大,力能够更好传导到膝关节处。

三组模型的位移变化趋势均为自近端至远端逐步变小,与载荷加载条件和固定约束条件有关,符合受力的一般特点。但从位移形变来看,FNA 为 15°时水平面位移形变明显下降。从股骨远端骨骺 U1、U2、U3 方向位移形变可以明显看出远端位移受 FNA 影响较大。在人体水平面上 U1、U2 的位移形变较大,容易导致股骨远端和胫骨近端接触面不稳,且该处可导致膝关节软骨长期处于高应力状态,进而发生骨关节炎。

本研究结果显示,股骨的应力分布随 FNA 的改变而改变;FNA 增大,应力、位移、最大冠状面位移均升高,且偏离正常角度越大,升高越明显,在股骨干位置出现明显应力集中现象;应力集中导致力线传递较差,增加股骨干的形变。FNA 越大,股骨远端骨骺在水平面的变形也越大,导致股骨远端骨骺内外踝关节面不稳,同时 FNA 的增大可能会使下肢旋转失调的可能性增加,影响髌股关节稳定性。

综上所述,利用计算机仿真技术模拟 FNA 变化,重新认识 FNA 对股骨生物力学的稳定性,为临床中 DDH 的诊断及矫治提供了新的思路。股骨颈前倾角对 DDH 患儿的股骨力学有着重要影响,随着股骨颈前倾角的改变,股骨的应力分布有所改变。股骨颈前倾角度增大,股骨干的应力逐渐增大,在股骨干位置出现应力集中现象;股骨颈前倾角越大,应力传递在股骨干区域受到的遮挡效应越大,股骨远端骨骺在横断面的变形也加大。股骨颈前倾角 15°时股骨应力分布好。

本研究不足之处:本研究以股骨远端骨骺应力与位移代替膝关节面上的变化,在分析过程中忽略了肌肉、韧带及其协调作用,虽未改变受力的趋势与走向,但在一定程度上与实际情况产生了数值上的差异。

利益冲突 所有作者声明不存在利益冲突

作者贡献声明 李杰、龙江涛、王倩倩负责研究的设计、实施和起草文章;程鑫葵、成毅、徐树明负责病例数据收集及分析;席红卫负责研究设计与酝酿,并对文章知识性内容进行审阅

参 考 文 献

- [1] 翁刘其,李明,刘传康,等.股骨颈前倾角的矫正在治疗儿童 DDH 的价值[J].重庆医学,2013,42(24):2866-2868. DOI: 10.3969/j.issn.1671-8348.2013.24.018.
Weng LQ, Li M, Liu CK, et al. Application of femoral neck anteversion's correction for developmental dysplasia of the hip in children[J]. Chongqing Med, 2013, 42(24):2866-2868. DOI:

10. 3969/j. issn. 1671-8348. 2013. 24. 018.
- [2] Jia GQ, Wang EB, Lian P, et al. Anterior approach with mini-bikini incision in open reduction in infants with developmental dysplasia of the hip [J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, 15 (1) : 180. DOI: 10.1186/s13018-020-01700-y.
- [3] 景小博, 张琦豪, 程富礼, 等. 儿童髋关节发育不良相关危险影响因素研究 [J]. 中华实验外科杂志, 2021, 38 (4) : 762-765. DOI: 10.3760/cma.j.cn421213-20200917-01318.
- Jing XB, Zhang QH, Cheng FL, et al. Risk factors related to hip dysplasia in children [J]. *Chin J Exp Surg*, 2021, 38 (4) : 762-765. DOI: 10.3760/cma.j.cn421213-20200917-01318.
- [4] 邵永科, 李慧武, 常永云, 等. 术前测量预估 DDH 患者全髋置换术后股骨柄前倾角方法 [J]. 医用生物力学, 2019, 34 (4) : 346-351, 364. DOI: 10.16156/j.1004-7220. 2019. 04. 002.
- Shao YK, Li HW, Chang YY, et al. Preoperative measurement to estimate stem anteversion in DDH patients after total hip arthroplasty [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34 (4) : 346-351, 364. DOI: 10.16156/j.1004-7220. 2019. 04. 002.
- [5] 贾国强, 王恩波, 赵群. 儿童髋臼发育不良与髋关节骨关节炎的相关研究进展 [J]. 中国骨与关节杂志, 2020, 9 (12) : 899-903. DOI: 10.3969/j. issn. 2095-252X. 2020. 12. 005.
- Jia GQ, Wang EB, Zhao Q. Research advances on acetabular dysplasia and hip osteoarthritis in children [J]. *Chin J Bone Joint*, 2020, 9 (12) : 899-903. DOI: 10.3969/j. issn. 2095-252X. 2020. 12. 005.
- [6] 唐学阳. 发育性髋关节脱位股骨颈前倾角矫正的相关问题 [J]. 临床小儿外科杂志, 2018, 17 (10) : 726-730. DOI: 10.3969/j. issn. 1671-6353. 2018. 10. 002.
- Tang XY. Correcting femoral neck anteversion for DDH [J]. *J Clin Ped Sur*, 2018, 17 (10) : 726-730. DOI: 10.3969/j. issn. 1671-6353. 2018. 10. 002.
- [7] Taniguchi N, Jinno T, Koga D, et al. Comparative study of stem anteversion using a cementless tapered wedge stem in dysplastic hips between the posterolateral and anterolateral approaches [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2019, 105 (7) : 1271-1276. DOI: 10.1016/j.otsr. 2019. 08. 006.
- [8] 李杰, 白德明, 龙江涛, 等. 3D 打印技术在儿童发育性髋脱位骨盆截骨运用中的临床研究 [J]. 中国药物与临床, 2020, 20 (13) : 2221-2223. DOI: 10.11655/zgywlc2020.13.055.
- Li J, Bai DM, Long JT, et al. Clinical study of 3D printing technology in DDH pelvic osteotomy [J]. *Chinese Remedies & Clinics*, 2020, 20 (13) : 2221-2223. DOI: 10.11655/zgywlc2020.13.055.
- [9] Bortoluzzi A, Furini F, Scirè CA. Osteoarthritis and its management-epidemiology, nutritional aspects and environmental factors [J]. *Autoimmun Rev*, 2018, 17 (11) : 1097-1104. DOI: 10.1016/j.autrev. 2018. 06. 002.
- [10] Tian H, Gao SC, Yu JJ, et al. Application of digital modeling and three-dimensional printing of titanium mesh for reconstruction of thyroid cartilage in partial laryngectomy [J]. *Acta Otolaryngol*, 2022, 142 (3/4) : 363-368. DOI: 10.1080/00016489. 2022. 2055138.
- [11] Tu Q, Ding HW, Chen H, et al. Preliminary application of 3D-printed individualised guiding templates for total hip arthroplasty in Crowe type IV developmental dysplasia of the hip [J]. *Hip Int*, 2022, 32 (3) : 334-344. DOI: 10.1177/1120700020948006.
- [12] 程亮亮. 发育性髋关节发育不良的生物力学与血运研究及临床转化 [D]. 广州: 南方医科大学, 2018.
- Cheng LL. Biomechanics and blood supply of developmental dysplasia of the hip and clinical transformation [D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2018.
- [13] Song K, Gaffney BMM, Shelburne KB, et al. Dysplastic hip anatomy alters muscle moment arm lengths, lines of action, and contributions to joint reaction forces during gait [J]. *J Biomech*, 2020, 110: 109968. DOI: 10.1016/j.jbiomech. 2020. 109968.
- [14] Gaffney BMM, Harris-Hayes M, Clohisy JC, et al. Effect of simulated rehabilitation on hip joint loading during single limb squat in patients with hip dysplasia [J]. *J Biomech*, 2021, 116: 110183. DOI: 10.1016/j.jbiomech. 2020. 110183.
- [15] 田丰德, 赵德伟, 李东怡, 等. 三维有限元法分析成人髋关节发育不良重建髋臼的生物力学特征 [J]. 中国组织工程研究, 2018, 22 (35) : 5642-5647. DOI: 10.3969/j. issn. 2095-4344. 1010.
- Tian FD, Zhao DW, Li DY, et al. Biomechanical properties of acetabular reconstruction in adult developmental dysplasia of the hip by a three-dimensional finite element analysis [J]. *Chin J Tissue Eng Res*, 2018, 22 (35) : 5642-5647. DOI: 10.3969/j. issn. 2095-4344. 1010.

(收稿日期: 2022-05-06)

本文引用格式: 李杰, 龙江涛, 王倩倩, 等. 发育性髋关节脱位患儿不同股骨颈前倾角对股骨生物力学的影响研究 [J]. 临床小儿外科杂志, 2023, 22 (8) : 757-761. DOI: 10.3760/cma.j.cn101785-202205019-011.

Citing this article as: Li J, Long JT, Wang QQ, et al. Effect of different femoral neck anteversion angles on femoral biomechanics in children with developmental dislocation of the hip [J]. *J Clin Ped Sur*, 2023, 22 (8) : 757-761. DOI: 10.3760/cma.j.cn101785-202205019-011.