

文章编号:1004-7220(2019)03-0225-07

· 论 著 ·

DDH患者全髋关节置换中股骨偏心距对骨肌多体动力学和接触力学的影响

陈夕辉¹, 柴伟^{2*}, 高永昌³, 张志峰¹, 靳忠民¹

(1.西安交通大学机械工程学院,机械制造系统工程国家重点实验室,西安710054;
2.中国人民解放军总医院骨科,北京100853;3.长安大学工程机械学院,西安710064)

摘要:目的 探讨先天性髋关节发育不良(developmental dysplasia of the hip, DDH)患者全髋关节置换(total hip arthroplasty, THA)中股骨偏心距的生物力学影响。方法 以1例Crowe IV型DDH女性患者的相关数据为材料,基于骨肌多体动力学软件AnyBody,建立与患者对应的个体化THA下肢骨肌多体动力学模型,分析股骨偏心距在 ± 20 mm内变化时髋关节力、外展肌力的改变。同时建立不同偏心距下股骨-S-ROM假体动态有限元模型,由骨肌模型计算的不同偏心距下水平匀速行走步态内的动态载荷被加载至相应的有限元模型,对S-ROM假体柄与袖套之间的应力、接触应力和微动进行分析。结果 股骨偏心距 ± 20 mm内的变化对髋关节力峰值影响较小,股骨偏心距减小会导致外展肌力峰值显著增加,股骨偏心距增大会导致柄的最大应力、接触应力和微动显著增加。结论 DDH患者THA中股骨偏心距改变对外展肌力和假体最大应力、接触应力与微动影响显著,医生应予以考虑。

关键词:先天性髋关节发育不良;全髋关节置换;骨肌多体动力学;有限元分析;生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.03.001

Effects of Femoral Offset on Musculoskeletal Multi-Body Dynamics and Contact Mechanics of Artificial Hip Joint for DDH Patients

CHEN Xihui¹, CHAI Wei^{2*}, GAO Yongchang³, ZHANG Zhifeng¹, JIN Zhongmin¹

(1. State Key Laboratory for Manufacturing System Engineering, School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China; 2. Department of Orthopaedics, General Hospital of PLA, Beijing 100853, China; 3. School of Construction Machinery, Chang'an University, Xi'an 710054, China)

Abstract: Objective To investigate the biomechanical effects of femoral offset (FO) on total hip arthroplasty (THA) patients with developmental dysplasia of the hip (DDH). **Methods** Based on the musculoskeletal dynamic software AnyBody and the related data from a female patient with Crowe IV DDH, the corresponding patient-specific lower extremity musculoskeletal multi-body dynamic model was constructed to analyze both hip joint forces and abductor forces within ± 20 mm variation of FOs. The dynamic finite element (FE) model of S-ROM stem with varying offsets was also established. The dynamic load during a whole walking gait cycle calculated by the multi-body musculoskeletal model was applied to this FE models, and the Von Mises stress, contact stress, and stem-sleeve micromotion were then analyzed. **Results** A variation of ± 20 mm offset had small influences on

收稿日期:2018-05-08;修回日期:2018-07-04

基金项目:国家自然科学基金项目(51323007),中央高校基金项目(300102258106)

通信作者:高永昌,讲师,E-mail:gye1982@chd.edu.cn

*为共同第一作者

peak forces of hip joints. However, the decrease in FO could lead to an obvious increase in peak abductor force, while the increase in FO could lead to an obvious increase in the maximum Von Mises stress, contact stress, and micromotion of S-ROM prosthesis stem. **Conclusions** The change in FO had an obvious influence on the abductor forces, the maximum Von Mises stress, the contact pressure and the consequent fretting wear of THA patients with DDH, which should be carefully considered by surgeons.

Key words: developmental dysplasia of the hip (DDH); total hip arthroplasty (THA); musculoskeletal multibody dynamics; finite element analysis; biomechanics

先天性髋关节发育不良 (developmental dysplasia of the hip, DDH) 是指髋臼、股骨头存在形态、大小、方向及组织学上的畸形, 包括髋臼发育不良、股骨头脱位、半脱位等疾病。研究发现, DDH 在新生儿中的发病率约为 1%, 男女比例为 1:4.5^[1]。全髋关节置换 (total hip arthroplasty, THA) 是治疗 DDH 患者功能失效的重要手段, 通过采用人工关节置换损伤关节的方法重建患者髋关节功能并消除关节疼痛, 在高脱位患者中取得了不错的疗效^[2]。但由于 DDH 患者股骨头高脱位, 导致外展肌挛缩, 使得术后外展功能恢复困难, 故医生必须通过调整股骨偏心距来优化外展肌强度, 增加人工髋关节稳定性。S-ROM 假体由于其高度的组配性能可精确调节股骨偏心距, 已广泛应用于高脱位 DDH 患者 THA 中。S-ROM 假体袖套与柄连接处采用 Morse 锥度连接, 接触面处微动产生的磨损腐蚀是导致假体失效的重要原因之一。尽管股骨偏心距的改变能调节外展肌强度, 但是其与 S-ROM 假体的微动磨损腐蚀同样有着直接关系。因此, 探讨股骨偏心距对髋关节骨肌多体动力学和假体接触力学的影响, 具有重要的意义。

临床研究发现, 普通患者 THA 中股骨偏心距减小会导致髋关节运动范围和外展肌强度降低、步态不正常和聚乙烯臼杯磨损增加^[3-4]。有研究认为, 如果不能重建解剖学偏心距, 可能导致患者出现疲劳、撞击、跛行或者假体脱位^[5-7]。但是目前针对 DDH 患者 THA 的相关临床研究较为匮乏, 且临床研究无法分析股骨偏心距对生物力学参数的具体影响, 故无法从生物力学角度对研究结果进行全面解释。Amirouche 等^[8]采用骨肌模型并结合有限元方法, 研究股骨偏心距对肌肉载荷和普通假体的影响, 发现股骨偏心距会直接影响肌肉力, 而偏心距 ± 10 mm 内的变化对假体与股骨之间微动无影响, 但

是该研究采用的骨肌模型未进行人工髋关节植入, 且未考虑患者真实的下肢解剖结构。而更准确的人工髋关节模型应该考虑假体植入后人工髋关节的几何接触变形、真实的骨骼几何模型和肌肉附着点的改变, 这样才能获得更加准确的预测结果。而目前关于 DDH 患者的理想骨肌模型以及股骨偏心距对 S-ROM 假体影响的研究, 鲜有文献报道。

本文基于 AnyBody 骨肌建模系统和三维有限元方法, 建立 DDH 患者个体化的 THA 下肢骨肌多体动力学模型和股骨-S-ROM 假体有限元模型。通过分析不同股骨偏心距下髋关节力、外展肌力和 S-ROM 假体股骨柄的接触力学, 为股骨偏心距的临床影响提供生物力学解释, 也为医生手术提供一定参考。

1 材料方法

1.1 患者实验数据

采集 1 例成年女性 Crowe IV 型左侧置换的 DDH 患者的相关实验数据进行建模和仿真研究, 患者数据采集前已签署知情同意书。数据包括: ① 患者双下肢股骨和胫骨 CT 数据。强生 BDS/F-1/I 生物型 S-ROM (DePuy Orthopaedics 公司, 美国) 股骨柄假体, 包括 1 套标准 S-ROM 假体股骨柄和袖套, 28 mm 直径陶瓷球头与聚乙烯臼杯; ② 患者水平匀速行走和静态站立步态 (包括测力台) 数据。首都医科大学附属北京康复中心 VICON 8 摄像头运动捕捉系统。

1.2 THA 下肢骨肌多体动力学模型构建

骨肌模型在软件 AnyBody 6.0 中建立, 建立的下肢骨肌模型在通用模型^[9-10]的基础上进行修改, 模型包括盆骨、大腿、小腿和足, 各体节构成髋、膝、踝关节。通过 Mimics 16.0 和 Geomagic 12.0 软件反求 CT 数据中的股骨和胫骨模型, 扫描 S-ROM 假

体,采用同样方法反求假体模型,假体几何模型包括股骨柄、袖套。在三维软件 SolidWorks 2015 中按照球头和臼杯尺寸重建球头和聚乙烯臼杯几何模型,将股骨柄、袖套、球头和臼杯在三维软件中进行装配。

按照个体化骨变形缩放定律对模型中双侧股骨和胫骨进行个体化缩放,缩放的同时下肢各肌肉的肌肉附着点也会根据骨骼几何进行调整,以更符合患者的真实解剖结构。将患者步态数据以 C3D 格式导入骨肌模型,进行运动学参数优化,对模型中未缩放的体节按照长度-质量-脂肪缩放准则进行缩放,并计算下肢关节运动角度。

将假体几何模型以 STL 格式导入 AnyBody 软件中,以髋关节中心为基准植入假体。去除原有的球形铰链式髋关节,根据基于力的运动学(force-dependent kinematics, FDK)^[11]方法重新定义新的6个自由度的人工髋关节模型,通过线性力-渗透体积定律^[12]计算关节之间的反作用力,最终建立骨肌模型(见图1)。

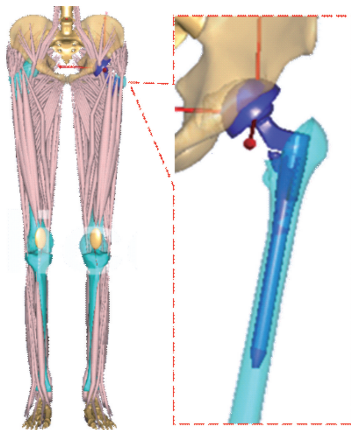


图1 THA 个体化患者骨肌多体动力学模型
Fig. 1 Patient-specific musculoskeletal multi-body dynamic model of THA

将运动学数据和测力台数据作为输入,进行逆动力学模拟,输出髋关节力和外展肌力的结果。针对5种不同的股骨偏心距进行模拟:重建股骨偏心距、股骨偏心距 ± 10 mm 和股骨偏心距 ± 20 mm,对预测的每种偏心距下髋关节合力和外展肌力进行对比分析。

1.3 股骨及假体的有限元模型构建

将重建的假体几何装配体参照 X 光片中假体

的位置模拟手术截骨和植入,在三维软件中植入到股骨几何模型,通过布尔运算去除多余的骨骼。对于5种不同的偏心距分别建立不同柄的模型。本文主要针对袖套与柄之间的接触力学,故去掉臼杯模型。

将股骨-假体模型导入 ABAQUS 13.0 软件中建立完整步态下的股骨-假体动态有限元模型。其中,柄和袖套定义为钛合金(Ti-6Al-4V)材质,弹性模量为 110 GPa,泊松比为 0.3;球头定义为 Co-Cr-Mo 合金,弹性模量为 210 GPa,泊松比为 0.3^[13];股骨材料属性则在 Mimics 中根据 CT 数据灰度值进行赋予^[14]。袖套与股骨、球头与柄之间的接触设置为绑定,袖套与柄、柄与股骨之间设置为面面接触,摩擦因数分别为 0.55 和 0.01^[15]。

对股骨干上 6 个节点进行全约束^[16]。载荷来自于骨肌模型中计算的 1 个完整步态周期内 DDH 患者的髋关节力和肌肉力。对于每种不同的偏心距情况,均使用对应的不同偏心距下的髋关节力和肌肉力。计算并分析 1 个完整步态周期内柄的应力、接触应力和微动,其中最大微动值为 1 个步态周期内柄与袖套之间的累计微动。最终建立的股骨及假体有限元模型如图 2 所示。

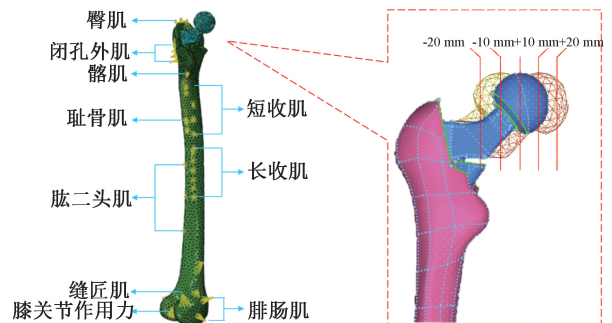


图2 股骨-S-ROM 假体有限元模型
Fig.2 Finite element model of the femur-S-ROM prosthesis

2 结果

2.1 骨肌多体动力学模型验证

将骨肌模型计算的髋关节合力[表示为体重(body weight, BW)的倍数]和关节力矩与 Bergmann 等^[17]实验测量的数据进行对比,发现在趋势和幅值上均较为一致(见图3)。

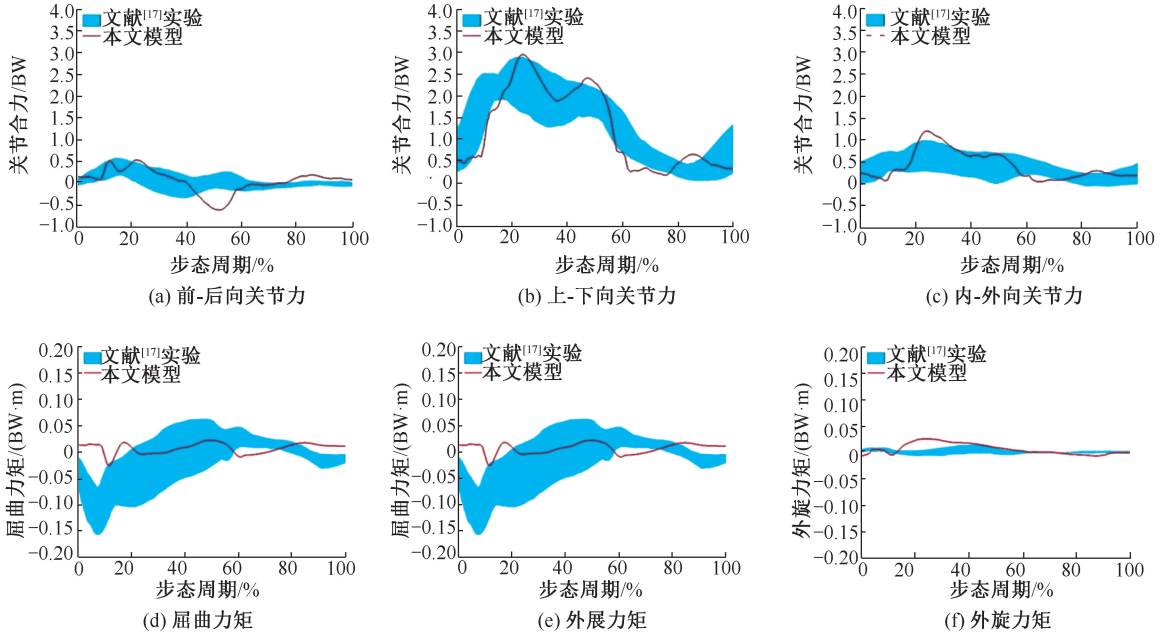


图3 骨肌模型计算的髋关节力和力矩与实验测量结果对比

Fig.3 Comparison of the computed hip joint force and hip joint moment by musculoskeletal model with experimental results

(a) Anterior-posterior hip joint force, (b) Superior-inferior hip joint force, (c) Lateral-medial hip joint force, (d) Hip flexion moment, (e) Hip abduction moment, (f) Hip external rotation moment

2.2 髋关节合力与外展肌力

由不同股骨偏心距时各参数在步态周期内的峰值可知:重建股骨偏心距时髋关节合力为3.70 BW,外展肌力为2.34 BW。股骨偏心距减小

10、20 mm 时髋关节合力分别增加了2.2%、7.0%,外展肌力分别增加9.4%和21.6%;股骨偏心距增大10、20 mm 时髋关节合力分别减小1.9%和3.2%,外展肌力分别减小7.4%和12.8%(见表1)。

表1 不同股骨偏心距下计算的最大值

Tab.1 Peak values calculated for different femoral offsets during a gait cycle

偏心距 变化/mm	髋关节力/ BW	外展肌力/ BW	应力峰值/MPa		接触应力峰值/MPa		最大 微动/ μm
			脚跟着地	脚尖离地	脚跟着地	脚尖离地	
0	3.70	2.34	174.3	188.3	70.8	62.6	34.02
-20	3.96	2.87	137.9	159.0	48.1	44.8	20.67
-10	3.78	2.56	155.4	174.7	59.2	53.4	27.23
+10	3.63	2.17	195.4	197.4	84.5	71.3	39.77
+20	3.58	2.04	222.9	195.7	102.7	78.4	20.67

2.3 应力

由不同股骨偏心距下柄的应力分布可知:当股骨偏心距增大时,在脚跟着地时刻柄的应力集中增加明显,偏心距增大10、20 mm 时,应力分别增加了12.1%和27.9%,但是在脚尖离地时刻其影响并不明显;当股骨偏心距减小时,在脚跟着地时刻柄的应力集中明显减小,偏心距减小10、20 mm 时,在

55%时刻应力分别减小了10.8%和20.9%,在脚尖离地时刻应力分别减小了7.2%和15.6%(见图4)。

2.4 接触应力

由不同股骨偏心距下柄的接触应力分布可知:当股骨偏心距增大时,柄的接触应力增加明显,且脚跟着地时刻的增幅要大于脚尖离地时刻。股骨偏心距增大10、20 mm 时,接触应力在脚跟时

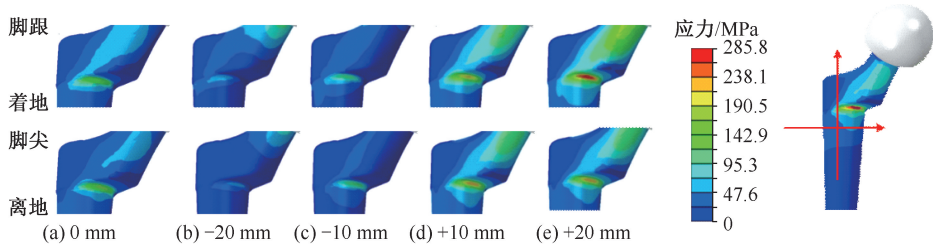


图 4 不同股骨偏心距下柄的应力分布

Fig.4 Stress distributions on stem at different femoral offsets (a) 0 mm, (b) -20 mm, (c) -10 mm, (d) +10 mm, (e) +20 mm

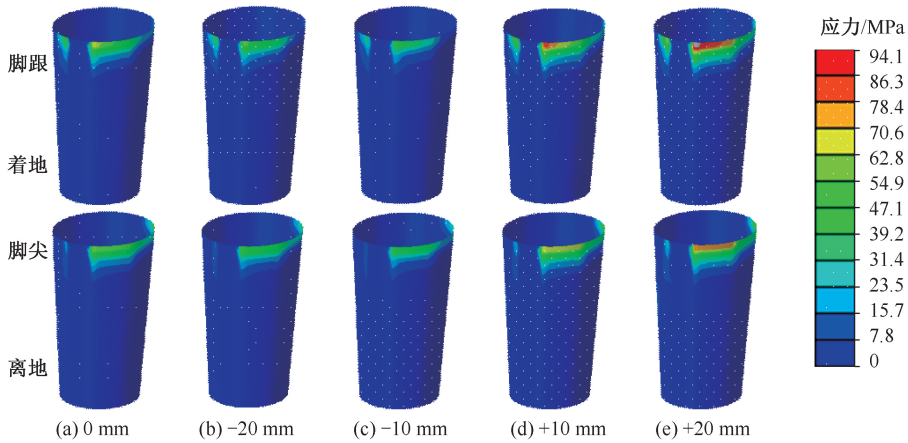


图 5 不同股骨偏心距下柄的接触应力分布

Fig.5 Contact stress distributions at different femoral offsets (a) 0 mm, (b) -20 mm, (c) -10 mm, (d) +10 mm, (e) +20 mm

刻分别增大 13.9% 和 25.1%, 在脚尖离地时刻分别增大了 19.4% 和 45%; 当股骨偏心距减小时, 柄的接触应力明显减小, 股骨偏心距减小 10、20 mm 时, 接触应力在脚跟着地时刻分别减小 16.4% 和 32.1%, 在脚尖离地时刻分别减小 14.7% 和 28.4% (见图 5)。

2.5 微动

由不同股骨偏心距下柄的最大微动分布可知: 股骨偏心距的增大会显著增大柄的微动。当股骨偏心距增大 10、20 mm 时, 柄的微动分别增大了 16.9% 和 25.5%; 当股骨偏心距减小 10、20 mm 时, 微动分别减小了 20.0% 和 39.2% (见图 6)。

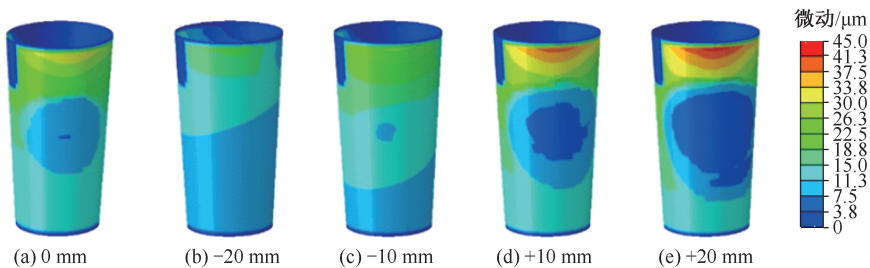


图 6 不同股骨偏心距下柄的最大微动分布

Fig.6 Maximum micromotion distributions at different femoral offsets (a) 0 mm, (b) -20 mm, (c) -10 mm, (d) +10 mm, (e) +20 mm

3 讨论

本文开发了 1 个 DDH 患者个体化 THA 下肢骨

肌多体动力学模型, 对比分析股骨偏心距在 -20 ~ 20 mm 内变化时髋关节力和外展肌力相对于解剖学偏心距的变化。采用 DDH 患者个体化的髋关节力

和肌肉力作为有限元模型的载荷输入,分析股骨偏心距对 S-ROM 假体的影响。结果表明:股骨偏心距 ± 20 mm 的改变对髋关节合力的影响较小,但是对外展肌力的影响显著,并且对柄的应力、接触应力和微动影响显著。

本研究还存在以下一些局限性:① 基于 1 例患者的个体化解剖学数据进行动态仿真,没有考虑不同患者身高、体质量差异可能产生的影响;② 只针对 S-ROM 假体这一种假体进行分析,实际操作时部分医生在 DDH 患者的手术中会选择其他材料和几何的假体。但本研究的优势如下:① 使用的骨肌模型根据患者骨骼进行个体化缩放,预测的结果会更加真实;② 使用骨肌模型中计算的关节力和肌肉力作为有限元分析的载荷输入,更符合患者真实的生物力学环境。

本研究发现,股骨偏心距对髋关节合力的影响较小,但股骨偏心距增加会导致外展肌力显著降低;推测原因是股骨偏心距增加导致外展肌力臂增加,从而降低外展肌负荷。这与相关临床研究结果相同。Sariali 等^[18]研究发现,减小股骨偏心距会导致外展肌力增加,加重外展肌负荷。同时,股骨偏心距过度减小可能会导致外展肌松弛,从而降低外展肌张力。因此,股骨偏心距的重建对恢复软组织平衡和维持盆骨稳定性具有重要意义。适当的股骨偏心距可以恢复外展肌力,从而使得在产生最小的关节力时能实现最大的外展力,即只需产生最小的外展肌力即可维持盆骨的稳定^[19]。Isao 等^[20]研究表明,增加股骨偏心距时股骨发生外移,能减少其与盆骨的撞击,增加股骨周围软组织的张力,从而能获得更好的髋关节稳定性。

S-ROM 假体柄与袖套之间的微动磨损腐蚀是其失效的主要原因之一,而磨损腐蚀后导致的柄的强度下降则会增加柄发生断裂的风险^[15]。本研究发现,股骨偏心距改变对柄的生物力学影响显著,股骨偏心距增加会导致柄的应力、接触应力和微动显著增加。这与 Sarin 等^[21]的研究结果相似,他们认为股骨偏心距增加会导致柄与假体接触界面应力增加,并可能导致假体的早期松动。Amirouche 等^[8]研究发现,股骨偏心距在 ± 10 mm 内变化时,柄与股骨之间的最大微动达到 $75 \mu\text{m}$ 。而本研究发现,股骨偏心距在 ± 20 mm 内变化时,袖套与柄之间

的微动达到 $40 \mu\text{m}$,低于柄与股骨之间的微动,这可能是由于柄与袖套均为钛合金材料,并且柄与袖套之间为 Morse 锥度连接,具有较好的抗旋转功能。同时,柄的接触应力峰值和最大微动发生在柄的近端,这在一定程度地解释了临床研究中观测到的柄近端严重的微动磨损腐蚀现象^[15]。本研究结果表明,S-ROM 假体在颈与柄过渡区域的内侧发生了应力集中,而普通假体柄与颈之间过渡平缓,不存在类似的应力集中。因此,本文认为,股骨偏心距的增加可能会一定程度地增大 S-ROM 股骨柄的断裂失效和微动磨损腐蚀风险。

4 结语

本文基于 1 例 DDH 患者的真实数据建立 THA 个体化下肢骨肌多体动力学模型和股骨-S-ROM 假体有限元模型,对不同股骨偏心距下髋关节骨肌力学和假体接触力学进行预测分析。研究发现,股骨偏心距 ± 20 mm 改变对髋关节合力的影响较小,但是对外展肌力和柄的应力、接触应力和微动影响显著。研究结果能为骨科医生对高脱位 DDH 患者行全髋关节置换术时股骨偏心距的选择提供生物力学方面的参考依据。

参考文献:

- [1] TONG SH, EID MA, CHOW W, *et al*. Screening for developmental dysplasia of the hip in Hong Kong [J]. *J Orthop Surg*, 2011, 19(2): 200-203.
- [2] 毛宾尧. 人工髋关节外科学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2001.
- [3] MCGRORY BJ, MORREY BF, CAHALAN TD, *et al*. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty [J]. *J Bone Joint Surgery Br*, 1995, 77(6): 865-869.
- [4] CASSIDY KA, NOTICEWALA MS, MACAULAY W, *et al*. Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2012, 27(10): 1863-1869.
- [5] LECERF G, FESSY MH, PHILIPPOT R, *et al*. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2009, 95(3): 210-219.
- [6] CHARLES MN, BOURNE RB, DAVEY JR, *et al*. Softtissue balancing of the hip: The role of femoral offset restoration [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2004, 86(5): 1078-1088.
- [7] BACHOUR F, MARCHETTI E, BOCQUET D, *et al*. Radiographic preoperative templating of extra-offset cemented

- THA implants: How reliable is it and how does it affect survival? [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2010, 96(7): 760-768.
- [8] AMIROUCHE F, SOLITRO G, WALIA A. No effect of femoral offset on bone implant micromotion in an experimental model [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2016, 102(3): 379-385.
- [9] 陈瑛贤, 王玲, 靳忠民, 等. 全膝关节置换个体化患者右转步态的骨肌多体动力学仿真[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 397-403.
- CHEN ZX, WANG L, JIN ZM, *et al.* Musculoskeletal multi-body dynamic simulation on patient-specific total knee replacement during right-turn gait [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 397-403.
- [10] DAMSGAARD M, RASMUSSEN J, CHRISTENSEN ST, *et al.* Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system [J]. *Simul Model Pract Th*, 2006, 14(8): 1100-1111.
- [11] ANDERSEN MS, RASMUSSEN J. Total knee replacement musculoskeletal model using a novel simulation method for non-conforming joints [C]//*Proceedings of ISB 2011*. Brussels:[s.n.], 2011.
- [12] 刘冬旭, 严新谊, 华子恺. 单腿站立姿态下 I + II + III 型标准半骨盆假体生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 495-500.
- LIU DX, YAN XY, HUA ZK. Biomechanical study on type I + II + III standard hemipelvic prosthesis under single-leg stance [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 495-500.
- [13] AnyBody. " Anyscript reference manual/AnyForceSurface-Contact" [R]. Aalborg: AnyBody Technology, 2004.
- [14] HOBATHO MC, ASHMAN RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone [J]. *Med Eng Phys*, 1995(5): 347-355.
- [15] PALIWAL M, ALLAN DG, FILIP P. Retrieval analysis of a cementless modular total hip arthroplasty prosthesis [C]//*Proceedings of 7th IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering*. Boston: IEEE, 2007.
- [16] MEENA VK, KUMAR M, PUNDIR A, *et al.* Musculoskeletal-based finite element analysis of femur after total hip replacement [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2016, 230(6): 553-560.
- [17] BERGMANN G, DEURETZBACHER G, HELLER M, *et al.* Hip contact forces and gait patterns from routine activities [J]. *J Biomech*, 2001, 34(7): 859-871.
- [18] SARIALI E, KLOUCHE S, MOUTTET A, *et al.* The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty [J]. *Acta Orthop*, 2014, 85: 123-127.
- [19] 吕作刚, 孔荣. 股骨偏心距变化可影响髋关节置换后相关并发症的发生[J]. *中国组织工程研究*, 2012, 16(13): 2309-2312.
- [20] ISAO A, SAMATCHAI C, SIMPSON KJ, *et al.* Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2005, 20(4): 414-420.
- [21] SARIN VK, PRATT WR, BRADLEY GW. Accurate femur repositioning is critical during intraoperative total hip arthroplasty length and offset assessment [J]. *J Arthroplasty*, 2005, 20(7): 887-891.