

文章编号: 1004-7220(2024)06-1107-07

髋臼周围截骨术对站立位下骶髂关节受力的影响

周陶勇¹, 韩谢川¹, 鲁宁², 李文金², 唐浩²

(1. 昆明理工大学机电工程学院, 昆明 650500; 2. 昆明医科大学第二附属医院骨科, 昆明 650101)

摘要:目的 建立患者简化盆骨模型并模拟髋臼周围截骨术(periacetabular osteotomy, PAO), 探究 PAO 对站立位下骶髂关节受力的影响。方法 对患者髋关节模型前方中心边缘角(anterior center edge angle, ACEA)与外侧中心边缘角(lateral center edge angle, LCEA)进行调节, 得到除术前的 27 个模拟术后模型。在单腿和双腿站立两种情况下, 对各模型进行有限元计算分析, 探究骶髂关节软骨受力变化规律与分布情况, 并结合髋关节受力情况进行分析。结果 单腿站立时, 正常人骶髂关节软骨最大应力为 18.2 MPa, 随着 ACEA 增大, 患者骶髂关节软骨 von Mises 应力从 34.5 MPa 降低到 19.8 MPa, 骶髂软骨整体应力呈现下降趋势。髋臼软骨最大 von Mises 应力从 4.767 MPa 降低到 2.7 MPa。但在 ACEA=36°前, 髋臼软骨整体应力呈现下降趋势; 在 ACEA=36°后开始增大, 应力分布明显改善。双腿站立时, 患者病侧骶髂关节软骨最小 von Mises 应力为 2.8 MPa, 最大 von Mises 应力为 6.5 MPa。正常侧受力未有太大变化, 双侧受力差值逐渐减小。结论 PAO 不仅能使髋关节受力情况得到改善, 也能使骶髂关节的受力情况得到好转, 但是骶髂关节的改善规律和髋关节并不相同。在手术前, 根据髋关节与骶髂关节进行综合性规划, 能为医师手术做参考, 对髋臼发育不良患者治疗得到更好效果具有重要意义。

关键词: 髋臼周围截骨术; 骶髂关节; 应力; 站立

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.06.014

Effects of Periacetabular Osteotomy on Stress of Sacroiliac Joints in Standing Position

ZHOU Taoyong¹, HAN Xiechuan¹, LU Ning², LI Wenjin², TANG Hao²

(1. Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650500, China; 2. Department of Orthopedics, the Second Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming 650101, China)

Abstract: Objective A simplified pelvic model of a patient was established, and periacetabular osteotomy (PAO) was simulated to investigate its effects on the stress in the sacroiliac joints in the standing position. **Methods** The anterior center edge angle (ACEA) and lateral center edge angle (LCEA) of the patient's hip model were adjusted, and 27 postoperative models were obtained. Finite element calculations and analyses of each model were performed during single-leg standing and double-leg standing. Furthermore, an investigation of the stress variations and distributions on the sacroiliac cartilage was conducted in combination with a hip joint stress analysis. **Results** During single-leg standing, the maximum stress on the sacroiliac cartilage of a healthy individual was 18.2 MPa. With an increase in the anterior center edge angle (ACEA), the von Mises stress of the sacroiliac cartilage decreased from 34.5 MPa to 19.8 MPa. The maximum von Mises stress in the acetabular cartilage decreased from 4.767 MPa to 2.7 MPa. Before the ACEA attained 36°, the maximum von Mises stress

收稿日期: 2024-04-07; 修回日期: 2024-05-08

基金项目: 国家自然科学基金项目(82260297)

通信作者: 周陶勇, 讲师, E-mail: kmzty@163.com

exhibited a downward trend. After it attained 36° , the stress distribution began to increase, and the stress distribution improved significantly. During double-leg standing, the minimum and maximum von Mises stresses on the sacroiliac cartilage of the affected leg side were 2.8 and 6.5 MPa, respectively. The sacroiliac cartilage stress on the normal leg side did not vary significantly, and the stress difference between the two leg sides decreased gradually. **Conclusions** PAO can improve the hip joint stress and sacroiliac joint stress. Additionally, the improvement of sacroiliac joint stress is identical to that of hip joint stress. Prior to surgery, a comprehensive planning of the hip and sacroiliac joints can be used as a reference by doctors. This is of high significance for patients with developmental dysplasia of the hip (DDH) to achieve better outcomes.

Key words: acetabular osteotomy; sacroiliac joint; equivalent stress; stance

髋关节发育不良 (development dysplasia of the hip, DDH) 的髋臼对股骨头覆盖不足, 导致髋臼侧软骨与股骨头应力异常。髋臼软骨因其应力集中而产生磨损, 进而会发展成骨性关节炎。髋臼关节作为人体中心, 不仅起着力传导的作用, 更是对整体受力具有减震、润滑和缓冲作用^[1-2]。髋臼关节连接髋骨与髌骨, 活动范围很小, 有利于支持体重和传递重力。髋臼关节是距离髋臼最近的大型关节, DDH 会导致髋臼关节的应力分布异常, 由于受力异常, 导致髋臼关节的软骨和神经受异常压迫, 在运动时引发腰椎至腰下部分的疼痛^[3-4]。

临床上主要采取手术方法对 DDH 进行治疗, 运用髋臼周围截骨 (periacetabular osteotomy, PAO) 对髋臼进行旋转调整。在 PAO 手术时, 常用中心边缘角 (center edge angle, CEA) 判断髋臼窝调整是否合适。对于 DDH 的诊断方法有很多, 一般医师较多采用通过患者 CT 片中 $CEA < 20^\circ$ 与 Sharp 角 $> 40^\circ$ 的方法来诊断^[5]。鲍圣亮等^[5]探讨了 PAO 对髋臼的受力影响, 得到在步态下髋臼的受力变化规律。Ryota 等^[1]对比了患者手术前后髋臼的受力变化情况。曹来宾等^[6]分析了 DDH 对髋臼、膝关节和腰椎的影响程度。但是 PAO 对周围骨结构的具体影响规律, 还鲜有报道。本文构建了 DDH 患者盆骨模型, 模拟截骨, 探究在站立时 PAO 对髋臼的受力影响; 并结合髋臼受力情况, 综合评价最佳手术角度范围。研究结果对治疗 DDH、改善髋臼受力情况、延缓和防止后期髋臼病变退化具有重要意义。

1 材料与方法

1.1 研究对象

获取 1 名 DDH 患者与 1 名健康志愿者盆骨 CT

扫描数据。患者年龄 15 岁, 身高 175 cm, 体质量 58 kg, 髋关节 1 级关节炎, 腰椎与髋臼关节未开始发生病变。健康志愿者年龄 25 岁, 身高 162 cm, 体质量 51 kg, 关节发育正常。利用 16 排 CT (Philips 公司, 荷兰), 从病人腰椎 L1 开始到股骨中段进行扫描 (2 mm 切片厚度), 再对扫描图像数据以 DICOM 格式保存, 然后在计算机中进行模型重建。本研究得到昆明医科大学第二附属医院伦理委员会审核并批准, 患者与健康志愿者均已经签署知情同意书。

1.2 模型建立与处理

1.2.1 三维模型创建 将 DICOM 格式数据文件 [见图 1(a)] 导入 Mimics 21.0 (Materialise 公司, 比利时) 中, 生成股骨、髋骨、髌骨和腰椎 L5 粗糙的三维模型, 并进行初步表面优化。在正视图和侧视图上, 以股骨头中心为测量中心, 竖直 Z 轴为 0 线, 髋臼窝外上缘为测量点, 测得患者的 LCEA 为 42° , 前方中心边缘角 (anterior center edge angle, ACEA) 为 11° ; 正常人 LCEA 为 48° , ACEA 为 37° ; 患者术后 LCEA 为 44° , ACEA 为 21° 。

在 Mimics 21.0 中先提取粗糙的三维模型, 而后导入 3-matic 中模拟髋臼截骨。由于目前大部分手术角度依据的范围为 $LCEA = 25^\circ \sim 45^\circ$ 、 $ACEA = 30^\circ \sim 40^\circ$, 若旋转角度不在此范围内, 失败率是范围内的 3 倍^[7]。因此, 从 ACEA 原始角度以 5° 增长至 41° ($ACEA = 11^\circ, 16^\circ, 21^\circ, 26^\circ, 31^\circ, 36^\circ, 41^\circ$), 将原始角度 LCEA 以 5° 减少至 27° ($LCEA = 27^\circ, 32^\circ, 37^\circ, 42^\circ$), 得到除术前模型外的 27 个模拟术后模型, 外加术前、真实术后与正常人模型, 共计 30 个模型。而后将保存为 STL 格式的模型文件导入 Geomagic Wrap 2021 (Geomagic 公司, 美国) 中, 对模

型进行表面优化,生成曲面片,再保存为 STEP 格式。

将 STEP 文件导入 SolidWorks 2020(Dassault 公司,法国)中。因为条件限制,在 Mimics 21.0 中并没提取出软骨几何形状,故需要在 SolidWorks 2020 中基于髌臼与骶髌的几何形状生成软骨实体并优化^[8]。将各个模型部位装配成整体,保存为 STEP 格式。

1.2.2 模型仿真处理 本文仿真模拟工具为 Workbench 2021(ANSYS 公司,美国),将 STEP 格式的 3D 模型导入静态分析模块中,生成 3D 模型后,先对皮质骨、松质骨与各个软骨进行不同属性材料的赋值。为了简化,本文将所有的组织材料都定义为均匀且各向同性的弹性材料,将腰椎髓核纤维设置为软骨材料属性(见表 1)。

表 1 材料属性参数

Tab.1 Parameters of material properties

组织	E/MPa	ν
椎体皮质骨 ^[9-10]	12 000	0.30
骶骨皮质骨 ^[11]	6 140	0.29
髌骨皮质骨 ^[11]	17 000	0.30
股骨皮质骨 ^[12]	15 100	0.30
椎体松质骨 ^[12]	100	0.30
骶骨松质骨 ^[12]	1 400	0.30
髌骨松质骨 ^[12]	70	0.30
股骨松质骨 ^[12]	445	0.22
关节软骨 ^[12]	10.5	0.45

为方便计算,本研究中的相关韧带与肌肉用弹簧代替,各个弹簧代替的韧带与设置参数见表 2。由于韧带在人体中主要起拉伸作用,故统一设置压缩刚度为 0。

1.2.3 边界接触设置 各接触关系:骶髌关节由骶髌关节软骨连接骶骨和髌骨形成,连接方式与腰

表 2 弹簧参数

Tab.2 Spring parameters

部位	刚度/(N·mm ⁻¹)	数量
骶髌前韧带 ^[13]	87.5	8
骶髌后短韧带 ^[13]	50	8
骶髌后长韧带 ^[13]	500	2
骶棘韧带 ^[13]	750	2
骶结节韧带 ^[13]	750	2
腹股沟韧带 ^[14]	125	2
耻骨上韧带 ^[14]	500	1
耻骨弓状韧带 ^[14]	500	1
髌骨韧带 ^[14]	200	2
耻股韧带 ^[14]	39	2
坐骨韧带 ^[14]	39	2
外展肌 ^[14]	67	6

椎连接方式相同^[15],是人体中较稳定的关节,骶髌关节的移动空间很小,故骶髌关节接触设置为绑定连接,而髌臼软骨与股骨软骨之间因为有滑液的存在,设置为无摩擦接触。其余接触都为绑定连接。单腿站立时是对患者的患病侧进行力加载,此时正常侧腿并不受力,故运用反作用力对股骨头进行加载,在边界设置时,由于股骨软骨与髌臼软骨之间有间隙,故对患病侧股骨远端 5 个自由度进行限制,将竖直方向上 Z 轴移动自由度开放,对 L5 腰椎上表面和耻骨端顶点进行固定支撑,在股骨软骨表面加载 2.38 倍体重的压力^[5],其角度根据股骨头中心建立坐标,力方向为髌臼与骶髌关节连线方向,对力正交分解为 X、Y、Z 3 个分量,以体重正压力 500 N 为基础进行加载,分解后分量 X=152.7 N、Y=76.4 N、Z=1 188.3 N[见图 1(b)]。

双腿站立情况下,人体自身的压力自上而下,故对两股骨远端分别进行固定约束,在腰椎 L5 上表面加载竖直向下 500 N 力,且限制 5 自由度,开放 Z 轴自由度[见图 1(c)]。

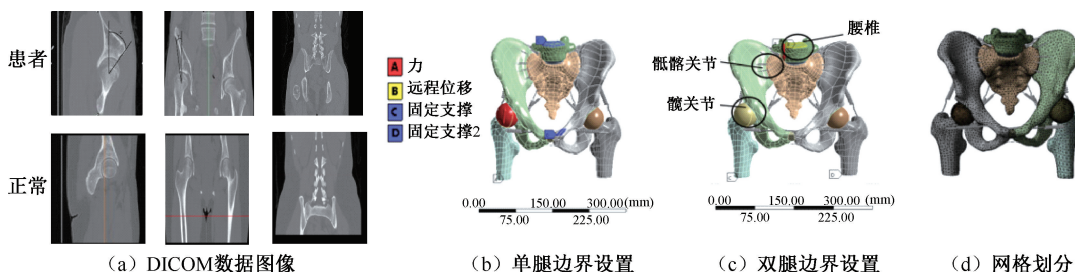


图 1 盆骨示意图

Fig.1 Schematic diagram of the pelvis (a) Images of DICOM data, (b) Single-leg boundary setting, (c) Double-leg boundary setting, (d) Mesh generation

为了能够迎合复杂的几何形状,并顺利划分网格,本文统一采用四面体划分网格[见图 1(d)],设置骨骼皮质骨与松质骨网格尺寸为 6 mm。由于软骨过小且作为力传导的桥梁,为减小误差,设置网格尺寸为 1 mm,得到网格数量为 149 716 个。

1.3 模型验证

由于条件限制,本文采用模型仿真结果对比以往研究结果进行验证。主要探究髋关节不同手术角度对髋臼关节的影响,故验证分两部分:① 髋关

节应力分布情况和应力变化,② 髋臼关节应力分布情况与应力变化。

本文以 DDH 为中心展开,故采用患者模型受力变化情况对髋关节验证,单腿站立,边界条件与文献[13-14]一致。结果显示,由于每个病人情况具有差异,导致术前髋臼软骨应力分布具有一定差异,但手术后应力分布都有明显改善,且改善情况相似。髋臼软骨 von Mises 应力变化趋势大致相同(见图 2)。因此,本文所建模型具有可行性。

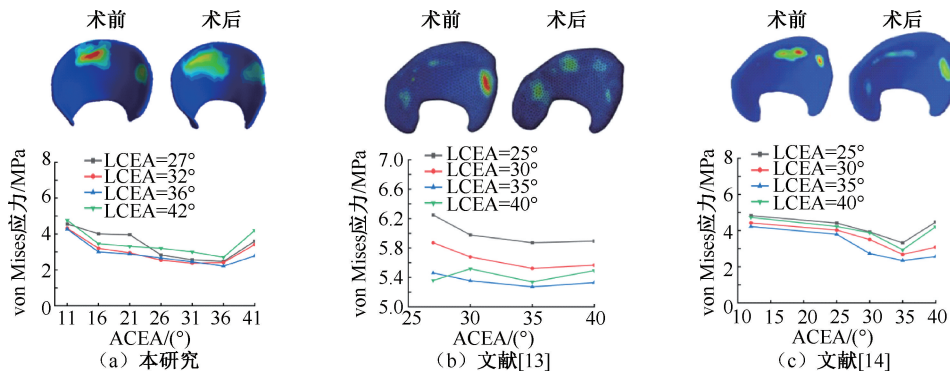


图 2 髋臼软骨 von Mises 应力与分布变化

Fig. 2 Von Mises stress and distribution changes in acetabular cartilage (a) This study, (b) Literature [13], (c) Literature [14]

由于在 DDH 的研究中,针对髋臼关节的研究并不多,且本文患者髋臼关节正常,故采用正常人模型进行验证。根据王天乐^[16]与石杜芳^[11]对髋臼关节的研究,髋臼关节软骨的受力分布集中在髋臼关节软骨的前部[见图 3(a)、(b)];仿真条件为双腿站立位,本研究边界条件与文献一致,结果见图 3(c)。

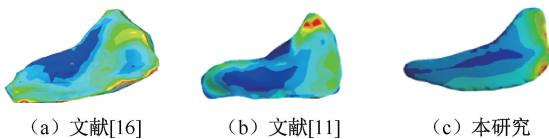


图 3 髋臼关节应力分布变化

Fig. 3 Stress distribution changes in the sacroiliac joint

(a) Literature [16], (b) Literature [11], (c) This study

本文中正常人,以及文献[11,16]报道的髋臼关节最大 von Mises 应力分别为 4.3、12、6 MPa,三者应力分布对比有些许差异,推测是软骨建模方法存在差异。本文与文献[11,16]软骨建模均根据髋臼关节缝隙形状,但会因为布尔操作产生许多菱角。本文为了

规避菱角带来的影响,在 Geomagic Wrap 中进行优化去除菱角^[8],得到的软骨更加光滑,应力相对较小。文献[11]报道的髋臼关节最大应力为 12 MPa,处于软骨顶间处,而前下部最大应力为 5.1 MPa。本文认为,出现此情况的原因是建立模型时软骨上方突变尖锐且薄;由于髋臼关节软骨表面不规则,故建模时常出现此情况。因此,本研究模型与建模方法有效。

2 结果

本文主要以患者患病侧髋臼窝旋转角度为变量,以单、双腿站立为前提,以髋臼关节的受力变化情况为目标进行研究,不同情况下髋臼关节软骨 von Mises 应力见表 3。

2.1 单腿站立结果

单腿站立时,对比正常人和患者术前髋臼关节软骨应力分布发现,最大应力都集中在髋臼软骨的前上边缘,而患者的应力更明显;但是相对患者,正常人的髋臼关节应力分布相对均匀,主要从前上随着前下边缘一直延伸到后下边缘,沿着软骨边缘

表3 骶髂关节软骨应力模拟结果

Tab.3 Simulation results of stresses in sacroiliac cartilage

单位:MPa

ACEA/(°)	单腿站立患病侧				双腿站立患病侧				双腿站立健康侧			
	27°	32°	37°	42°	27°	32°	37°	42°	27°	32°	37°	42°
11	30.2	26.8	34.1	34.5	6.23	4.7	6.3	6.5	3.5	3.4	3.6	3.0
16	26.9	26.4	31.6	31.0	4.78	5.2	5.8	4.2	3.27	3.2	3.2	3.4
21	24.8	24.8	25.2	26.7	5.15	4.9	4.7	4.7	3.23	3.3	3.3	4.4
26	24.8	23.0	28.2	23.9	5.15	4.4	5.1	4.2	3.39	3.4	3.4	3.3
31	23.7	22.1	24.0	20.9	3.68	4.7	4.7	2.8	3.61	3.4	3.4	3.6
36	20.4	21.4	24.7	20.0	4.6	4.0	5.0	4.0	3.4	3.4	3.2	3.4
41	19.8	29.8	22.0	21.0	4.8	6.32	3.7	4.7	3.4	3.5	3.5	3.2

注:27°、32°、37°、42°为LECA。

分布。患者、正常人骶髂关节最大 von Mises 应力分别为 34.552、18.2 MPa(见图 4)。

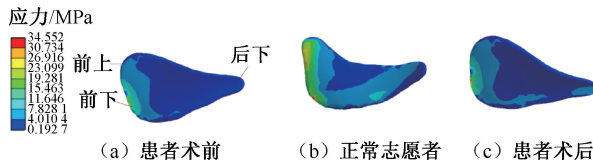


图4 骶髂关节应力分布情况

Fig.4 Stress distributions of the sacroiliac joint

(a) Pre-operation, (b) Normal volunteers, (c) Post-operation

展示应力分布变化情况。随着 ACEA 的角度不断增加,其应力分布会逐渐向后下延伸增大,最大应力会逐渐减小,在 ACEA = 36°时应力相对分布面积达到已有模型的最大。在所有 28 个模型中,应力分布最均匀为 ACEA = 36°、LECA = 42°模型 [见图 5(a)],且是单腿站立时 von Mises 应力最小点位,最小 von Mises 应力为 20 MPa。整体折线图显示,在单腿站立时,随着 ACEA 增加,最大应力呈现逐步下降的趋势。而 LECA 角度增大时,在 ACEA 为 11°~16°时,其最大应力有上升的趋势,但是该趋势随着 ACEA 的增大逐渐减缓 [见图 5(b)]。

由于模型过多,图 5 以 LECA = 42°数据组为例,

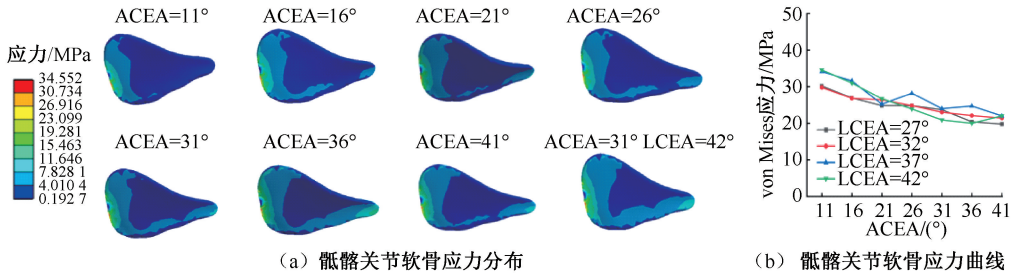


图5 LECA=42°骶髂关节软骨应力分布与 von Mises 应力折线图

Fig.5 Stress distributions and von Mises stress curves of sacroiliac joint cartilage at LECA = 42° (a) Stress distributions of sacroiliac articular cartilage, (b) Stress curves of sacroiliac articular cartilage

2.2 双腿站立结果

双腿站立时,两边骶髂关节都会参与受力传导。人体在站立时,理论上正常人两侧受力最好的结果是能够达到平衡,故本文也对健康侧进行探究。结果显示,随着 ACEA 的增大,整体上患病侧在 ACEA = 31°时应力相对较好。虽然在 LECA = 32°、37°数据组中,ACEA = 31°并不是最好的结果,但 ACEA = 31°所对应的 LECA = 27°、32°、37°、42°分别是 4 组 von Mises 应力数据组的凹点, von Mises 应力分别为 3.68、4.4、4.7、

2.8 MPa。在相同 ACEA 角度时,会出现 LECA 先增大后减小的趋势,特别在双腿站立 ACEA = 31°时尤为明显 [见图 6(a)]。相较之下,正常侧骶髂关节软骨上的受力情况并没有太大的变化,其 von Mises 应力稳定在 3~5 MPa 内 [见图 6(b)]。从双侧的数值差异可以明显看到,总体上应力差值越来越小,说明双侧的平衡性趋于好转,特别是在 ACEA = 31°、LECA = 27°与 ACEA = 41°、LECA = 37°时,应力差值几乎为 0 [见图 6(c)]。

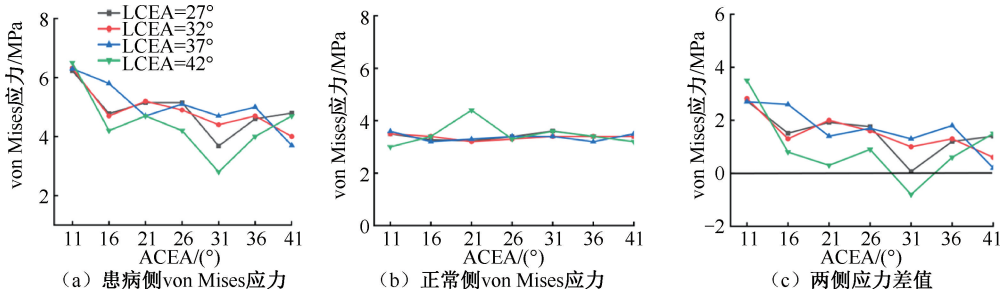


图6 双腿站立时骶髂关节效应应力曲线

Fig. 6 Curves of sacroiliac joint stress during double-leg standing (a) Von Mises stress of the affected leg side, (b) Von Mises stress of the normal leg side, (c) Stress differences between two leg sides

3 讨论

临床上, DDH 常伴随着骶髂关节退变^[17-18]。DDH 的一个临床表现为腰痛, 但骶髂关节退变也会有腰痛和坐骨神经痛一样的症状^[19-21], 且会导致骶髂关节缝隙变窄, 软骨纤维化或变薄。以往针对 DDH 与周围关节关系的研究发现, DDH 对腰椎和骶髂关节影响最大^[6]。针对 DDH 患者, PAO 是目前运用相对广泛有效的治疗方法。有学者应用 PAO 对髌臼软骨应力分布与 von Mises 应力的变化规律开展研究, 为临床手术规划提供参考^[13-14]。本文探究了 PAO 对骶髂关节的应力改善情况, 以及骶髂关节软骨应力分布变化规律。通过对比发现, 骶髂关节受力变化情况与髌关节并不相似, 故髌关节受力情况不应作为唯一的手术规划参考指标, 理应结合髌关节与骶髂关节进行综合评价, 以此得到手术规划所需的最佳参考角度。本文所得到的骶髂关节结论与 Ryyota 等^[1] 骶髂关节软骨部分结论相同, 间接地验证了本文结论。本文发现, 若只是考虑髌关节手术, 或许髌关节与骶髂关节受力都有改善, 但是骶髂关节可能并未完全改善。随着时间推移, 特别是在中老年期, 骶髂关节大概率出现退化, 表现出腰痛现象, 且活动受限。根据骨科医学工作者交流, 在手术康复后, 有一部分康复者出现腰痛现象, 但疼痛源并不清楚。结合研究结果, 本文认为, 其中疼痛因素之一可能是手术后骶髂关节受力未改善造成。

3.1 结果分析

根据软骨应力分布与应力变化, PAO 对骶髂关节的受力环境有着积极的改善作用。本文发现:

① 单腿站立时, 随着 ACEA 的增加, 其应力分布相对越来越均匀, 且最大应力越来越小。理论上, 角度调节应该越大越好; 但是根据应力分布情况, 从 ACEA = 41° 时开始, 应力分布的面积开始减小。综合分析, 在已有模型中, ACEA = 31° ~ 41° 之间的角度最好, 在此范围内, LCEA 的变化浮动并不大。
② 双腿站立时, 患者病侧应力变化规律整体上和单腿站立时相似, 都是随着 ACEA 逐渐增大, von Mises 应力逐渐减小, von Mises 应力或平衡性在 ACEA = 26° ~ 36° 时相对最好。

综上所述, 骶髂关节最佳矫正角度范围为: LCEA = 27° ~ 42°, ACEA = 31° ~ 36°。然而, 骶髂关节手术最佳角度范围并不能作为手术范围, 需要结合髌臼软骨分析, 在综合评价下确定 ACEA 与 LCEA 的角度范围。本文确定角度在 ACEA = 26° ~ 36°、LCEA = 27° ~ 37° 之间最佳。综合骶髂关节与髌关节的结果, 最佳角度范围为: ACEA = 31° ~ 36°, LCEA = 27° ~ 37°; 而其中最佳校正角度为: ACEA = 36°, LCEA = 32°。

3.2 局限性

本研究的局限性如下: ① 骶骨、髌骨与软骨之间的接触表面有细小的凹凸不平表面, 特别是骶髂关节退化的患者, 在 CT 数据提取时, 因为条件有限, 材料层厚为 2 mm, 在建立模型时, 骶髂关节软骨只能参照骶骨与髌骨之间的缝隙生成, 其几何形状可能与实际几何形状具有差异。② 韧带肌肉未实体化, 采用弹簧代替, 不能分析韧带肌肉的受力反馈情况。③ 每个患者都具有差异性, 研究所得角度范围并不能用于所有患者。

后续研究拟采用 1 mm 层厚建模, 对多位病人

进行研究统计,并将肌肉韧带实体化,探究各韧带肌肉影响机制,探讨较为通用的合理范围,在医师需要尽快对病人治疗时,为他们提供一个合理参考范围,配合其经验对病人进行治疗。

4 结论

PAO 不仅会改善髌关节力学环境,也能够改善髌髋关节受力情况,改变 ACEA 对术后髌髋应力分布情况有明显改善,且与髌关节受力情况改善规律不同。ACEA = 36°、LACE = 32° 为患者最佳手术角度,但由于不同患者存在个体化差异,故手术前应基于不同患者情况制定个性化手术方案。本文提出的通过髌髋关节与髌关节综合评价为弧形髌臼周围截骨术进行术前规划,对提高手术效果具有重要意义。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:周陶勇、韩谢川负责力学理论知识、模型建立和仿真、论文撰写与修改;鲁宁、李文金、唐浩负责医学生物材料的收集与医学知识指导。

参考文献:

[1] RYOTA T, AYUMI K, NORIYUKI T, et al. A patient-cohort study of numerical analysis on sacroiliac joint stress distribution in pre- and post-operative hip dysplasia [J]. *Sci Rep*, 2022, 12(1): 14500.

[2] 张春秋,高丽兰. 关节软骨生物力学与力学生物学 2022 年研究进展[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(1): 4-13.

ZHANG CQ, GAO LL. Research progress on biomechanics and mechanobiology of articular cartilage in 2022 [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(1): 4-13.

[3] YAICHIRO O, KOJI G, YU S, et al. Sacroiliac joint degeneration is common in patients with end-stage hip osteoarthritis secondary to unilateral developmental dysplasia of the hip: Factors associated with its severity and laterality [J]. *J Orthop Sci*, 2020(26): 135-140.

[4] RYOTA T, DAISUKE K, NIELS H, et al. Finite element analysis of load transition on sacroiliac joint during bipedal walking [J]. *Sci Rep*, 2020, 1(10): 13683.

[5] 鲍圣亮,许平,鲁宁,等. 步态周期中髌髋关节软骨应力分布对弧形髌臼周围截骨手术的影响[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(4): 614-616.

BAO SL, XU P, LU N, et al. Stress distributions of hip cartilage during gait cycle and its effects in curved periacetabular osteotomy [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(4): 612-617.

[6] 曹来宾,崔建岭,徐爱德,等. 214 例强直性脊柱炎之髌髋关节与脊柱和髌髋关节病变的关系以及扫描的评估[J]. *实用放射学杂志*, 1992, 8(4): 193-195.

[7] HARTIG-ANDREASEN C, TORELSEN A, THILLEMANN TM, et al. What factors predict failure 4 to 12 years after periacetabular osteotomy [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2012, 470(11): 2978-2987.

[8] 周陶勇,杨永盛,鲁宁,等. 膝关节骨性关节炎轻症患者膝关节三维有限元建模及力学分析[J]. *中国医学物理学杂志*, 2024, 41(3): 382-388.

[9] 徐玉玲,严荣国,郭田雨,等. 基于脊柱矢状面曲线建立腰椎 L4 ~ 5 力学简化模型及其有效性验证[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(6): 1083-1087.

XU YL, YAN RG, GUO TY, et al. Construction and validation of simplified mechanical model of L4-5 lumbar based on sagittal spinal curve [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(6): 1083-1087.

[10] 王尚城,王冬梅,张宁华,等. 冲击条件下骨盆动脉损伤有限元模型的建立及验证[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 206-210.

WANG SC, WANG DM, ZHANG NH, et al. Establishment and validation of finite element model for pelvis artery injury under impacts [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 206-212.

[11] 石杜芳. 髌髋关节退变的非线性生物力学研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2010.

[12] 文鹏飞,李亚宁,路玉峰,等. 腰椎-骨盆-髌髋关节有限元模型建立及生物力学分析[J]. *中国组织工程研究*, 2023, 27(36): 5741-5746.

[13] 王瑞昌,许平,鲁宁,等. 利用有限元方法对髌臼弧形截骨术进行术前规划[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(3): 377-383.

WANG RC, XU P, LU P, et al. Preoperative planning of acetabular arc osteotomy using finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(3): 377-383.

[14] 鲍圣亮. 弧形髌臼截骨术对髌髋关节生物力学变化的影响研究[D]. 昆明: 昆明理工大学, 2022.

[15] 坂本建雄,桥本尚词. 人体解剖图[M]. 石家庄: 河北科学技术出版社, 2017: 36-39.

[16] 王天乐. 经产妇髌髋关节有限元分析[D]. 吉首: 吉首大学, 2020.

[17] VIGNESH P, KRISHNAMOORTHY MD, EDWARD C. Radiographic prevalence of sacroiliac joint abnormalities and clinical outcomes in patients with femoroacetabular impingement syndrome [J]. *Orthop J Sports Med*, 2019, 35(9): 2598-2605.

[18] MAKI A, DAISAKU T, YUJI A, et al. Degeneration of the sacroiliac joint in hip osteoarthritis patients: A three-dimensional image analysis [J]. *Belg Soc Radiol*, 2019, 103(1): 36.

[19] VLEEMING A, SCHUENKE MD, MASI AT, et al. The sacroiliac joint: An overview of its anatomy, function and potential clinical implications [J]. *J Anat*, 2012, 221(6): 537-567.

[20] VISSER LH, NIJSSEN PG, TIJSSEN CC, et al. Sciatica-like symptoms and the sacroiliac joint, clinical features and differential diagnosis [J]. *Eur Spine J*, 2013, 22(7): 1657-1664.

[21] VANELDEREN P, SZADEK K, COHEN SP, et al. Sacroiliac joint pain [J]. *Pain Pract*, 2010, 10(5): 470-478.