

文章编号: 1004-7220(2022)06-1076-07

步态周期下髋臼生物力学特征

熊婉樾¹, 丁晓红¹, 段朋云¹, 李嘉成¹, 王攀峰², 张春才²

(1. 上海理工大学 机械工程学院, 上海 200093; 2. 海军军医大学附属长海医院 急诊科, 上海 200433)

摘要:目的 研究正常步态周期下髋臼周围区域应力分布规律,并进一步探究髋臼各柱的生物力线和骨皮质厚薄形态分布。**方法** 通过人体逆向动力学分析获取人体步态周期8个典型阶段的肌肉及髋关节载荷,应用三维重建技术构建髋关节三维模型,以所得载荷作为加载边界条件进行有限元分析及拓扑优化。**结果** 步态周期支撑相下髋关节载荷较大,中柱应变能占总应变能55%~69%,髋臼顶部应力较大;摆动相下髋关节载荷减小,中柱应变能所占百分比减小。髋关节不同的运动角度影响肌肉力,进而影响髋关节上应力分布规律。所获得髋臼各柱的生物力线分布与解剖学所提出的生物力线及骨小梁排布基本吻合,与拓扑优化结果中骨皮质较厚区域相对应。**结论** 通过数值模拟方法可以确定髋臼各柱的生物力线和骨皮质厚薄形态分布,为骨折治疗内固定装置的合理放置提供理论指导。

关键词: 生物力线; 步态周期; 有限元模型; 拓扑优化

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.016

Biomechanical Characteristics of Hip Joint under Gait Cycle

XIONG Wanyue¹, DING Xiaohong¹, DUAN Pengyun¹, LI Jiacheng¹, WANG Panfeng², ZHANG Chuncai²

(1. School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Emergency Department, Changhai Hospital Affiliated to Naval Military Medical University, Shanghai 200433, China)

Abstract: Objective To study the patterns of stress distributions on the area around the acetabulum during normal gait cycle, and to further explore the distribution of biology force lines of each column of the acetabulum as well as the thickness morphology of cortical bones. **Methods** The muscle and hip loads under 8 typical phases of human gait cycle were obtained through human reverse dynamics analysis. The three-dimensional (3D) model of hip joint was built by 3D reconstruction technology, and the finite element analysis and topology optimization of cortical bones were conducted by using the obtained loads as loading boundary conditions. **Results** In support phase, the hip joint load was larger, the strain energy of the middle column accounted for 55%-69% of the total strain energy, and the stress at top of the acetabulum was larger. In swing phase, the hip joint load decreased and the percentage of strain energy in the middle column decreased. Different motion angles of the hip joint affected muscle forces and further affected stress distributions on hip joints. The obtained biology force lines of each column of the acetabulum based on finite element method were basically consistent with biology force lines and bone trabecular arrangement proposed by the anatomy, and corresponded to thicker areas of cortical bones in topology optimization simulation results. **Conclusions** Biology force lines of each column of the acetabulum and thickness morphology distributions of cortical bones can be determined by numerical simulation, which provides theoretical references for reasonable placement of the internal fixation for fracture treatment.

Key words: biology force line; gait cycle; finite element model; topology optimization

收稿日期: 2021-08-24; 修回日期: 2021-10-20

基金项目: 国家自然科学基金项目(51975380)

通信作者: 丁晓红, 教授, 博士生导师, E-mail: dingxh@usst.edu.cn

内固定装置常用于高能量损伤所致的骨盆、髋臼骨折,但若内固定装置放置不合理可能将会导致内固定装置断裂失效,并引起严重的术后并发症^[1-3]。人体骨骼结构生理受力线称为生物力线,内固定装置的放置应顺应骨的生物力线,并适应骨皮质厚薄形态特征,以实现骨折的解剖复位,并以预期后恢复受伤前的负重方式及水平^[3-5]。人体髋臼各柱的生物力线分布主要受直立运动生物力学特征的影响。因此,研究髋臼周围区域在步态下的应力分布规律,并进一步探究髋臼各柱的生物力线及骨皮质厚薄形态分布等生物力学特征,对骨盆、髋臼骨折内固定治疗具有重要意义。

目前研究骨的生物力学特征主要有两种方法。一是基于解剖学测量或实验,其直观易判断,但不能获得人体在任意体位下骨骼的应力分布,且需要大量的统计分析^[5-7]。二是基于有限元分析方法,数值仿真可快速进行定量生物力学研究,模拟多种影响因素。目前,将有限元分析技术应用于髋臼、骨盆等生物力学特征研究已被大量报道,包括有限元模型的精确建立^[8-11]、各步态阶段的应力分布规律^[12-14]等。

骨皮质形态特征是人体在各种体态下受力的综合结果,同时骨皮质的坚实部位是主要承载部位,而骨的坚实程度与骨主应力相关。因此,本文在探讨在步态 8 个典型阶段单独作用下髋臼周围区域应力分布的基础上,分析步态八期合理权重的综合步态下的主应力分布,以此探讨生物力线的分布;并进一步基于结构拓扑优化技术,探究骨皮质的厚薄形态分布规律。

1 材料和方法

1.1 正常步态周期髋关节及肌肉载荷提取

1 个步态周期主要分为 8 个阶段,在此期间,该侧下肢经历了与地面接触的支撑阶段和不接触的摆动阶段,也称为支撑相和摆动相^[15]。如图 1 所示,以右脚为观测对象,阶段 1~5 为支撑相,阶段 6~8 为摆动相。阶段 1、2、8 右髋关节为屈曲运动,阶段 4~6 为伸展运动,步态各阶段的具体情况如表 1 所示^[14]。

采用 AnyBody 软件获取正常步态周期下左右髋关节所承受的髋关节载荷及 20 个肌肉载荷^[16-18]。调用模型库中人体步态模型,根据本文研

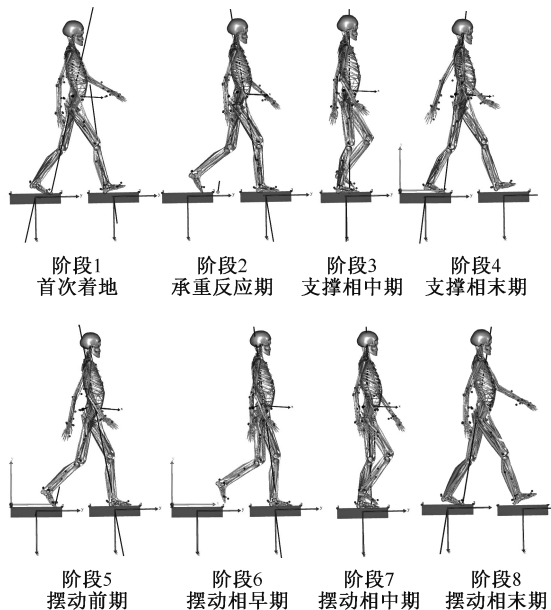


图 1 人体步态周期 8 个阶段示意图

Fig. 1 Schematic diagram for eight phases of human gait cycle

表 1 步态周期各阶段具体描述

Tab. 1 Description for each phase of the gait cycle

阶段	具体描述	步态周期占比/%
1 首次着地	两腿同时着地支撑,左腿准备开始摆动	11
2 承重反应期	右腿开始单独支撑,左腿离地摆动	22
3 支撑相中期	重心位于右支撑腿的正上方	13
4 支撑相末期	右支撑腿足跟离地,左腿的足跟即将着地	4
5 摆动前期	两腿同时着地支撑,右腿准备开始摆动	11
6 摆动相早期	左腿开始单独支撑,右腿离地摆动	22
7 摆动相中期	重心位于左支撑腿的正上方	13
8 摆动相末期	左支撑腿足跟离地,右腿的足跟即将着地	4

究的髋关节模型,设定该人体身高为 170 cm,体重为 60 kg,进行逆向动力学分析。输出步态 8 个典型阶段的子步态载荷文件,其中右髋关节在步态周期前 4 个阶段所受载荷如表 2 所示。

1.2 双侧健康髋关节有限元分析

采用多层螺旋 CT 扫描机对 1 名身高 170 cm 男性人体骨骼模型(标准版)中的髋关节模型进行扫描,将所得 CT 扫描数据以 DICOM 格式存储,并导入 Mimics 14.0 对髋关节进行三维重建。将三维几何模型导入 HyperMesh 12.0 进行前处理,在骨骼外表面建立 1 层壳单元模拟皮质骨,弹性模量为 18 GPa,

表 2 阶段 1~4 右侧髋关节载荷及肌肉载荷

Tab. 2 Hip and muscle loads of the right hip joint under phase 1-4

肌肉	阶段 1			阶段 2			阶段 3			阶段 4		
	F_x/N	F_y/N	F_z/N	F_x/N	F_y/N	F_z/N	F_x/N	F_y/N	F_z/N	F_x/N	F_y/N	F_z/N
髋关节	175	355	762	618	428	1 777	278	-18	1 021	596	-430	1 902
股直肌	—	—	—	—	—	—	2	-5	-42	0.1	-67	-507
半腱肌	-3	-45	-58	3	-39	-60	—	—	—	—	—	—
半膜肌	-1	-56	-70	9	-65	-97	1	-2	-15	—	—	—
股二头肌	-27	-104	-131	-21	-160	-230	-4	-7	-38	—	—	—
缝匠肌	—	—	—	—	—	—	1	0.8	-7	30	38	-123
髂肌	—	—	—	—	—	—	—	—	—	-25	116	-106
臀小肌	—	—	—	-57	-8	-131	-36	7	-87	-87	38	-206
臀中肌	-53	28	-134	-272	107	-649	-152	90	-363	-82	141	-237
臀大肌	-38	-47	-67	-51	-52	-80	-15	-10	-41	—	—	—
阔筋膜张肌	—	—	—	—	—	—	0.9	0.5	-17	0.8	23	-89
股薄肌	-1	-4	-6	—	—	—	—	—	—	-0.7	2	-6
长收肌	-1	-1	-3	—	—	—	—	—	—	-30	31	-68
大收肌	-27	-103	-102	-0.5	-2	-1	—	—	—	—	—	—
短收肌	-2	-1	-2	—	—	—	—	—	—	-25	19	-19
下孖肌	—	—	—	-13	-10	2	-3	-2	0.7	-18	-15	6
上孖肌	—	—	—	-14	-7	-6	-6	-3	-2	-14	-6	-4
闭孔外肌	-3	-0.3	-0.7	-31	-11	4	—	—	—	-109	-8	54
闭孔内肌	—	—	—	-118	-75	-10	-36	-21	-1	-113	-65	3
耻骨肌	—	—	—	—	—	—	—	—	—	-14	14	-14
股方肌	-11	-4	-2	-4	-2	-1	—	—	—	-23	2	6

泊松比为 0.3; 内部建立实体单元模拟松质骨, 弹性模量为 150 MPa, 泊松比为 0.2^[8]。另外, 步态周期下, 各侧髋关节反作用力及肌肉力将对双侧髋关节产生 1 个扭矩的作用, 且理论上左右髋关节应具有相同的形态结构, 将建立的一侧肌骨模型沿 YOZ 平面对称, 左右两耻骨间距离为 2 mm, 并在耻骨联合处建立绑定接触, 约束耳状面处单元的所有自由度^[8-9], 最终所建立的有限元模型如图 2 所示。将肌肉力施加于对应肌肉所附着的单元节点, 髋关节反力作用于髋臼主要负重区中柱月状面, 进行静力学分析。

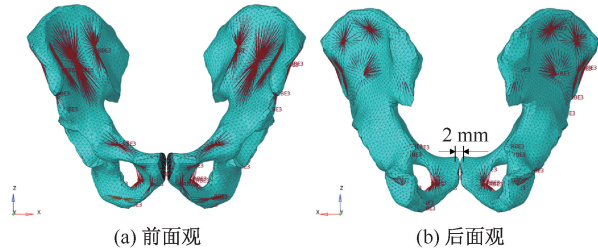


图 2 双侧髋关节有限元模型

Fig. 2 Finite element model of bilateral hip joints (a) Front view, (b) Back view

1.3 髋关节骨皮质厚薄形态分布模拟

据 Wolff 定律, 骨的形态特征受力学环境的影

响, 其通过调整自身结构及重量以适应所处的力学环境。在承载较大部位, 骨皮质更坚实。而在以结构刚度最大为优化目标的拓扑优化中, 在应变能较大区域增加材料, 在应变能较小区域减少材料, 使材料得到充分的利用, 这与骨的生长机制有着本质的相似性。

本文基于变密度理论固体各向同性材料惩罚模型 (solid isotropic material with penalization, SIMP) 对髋关节骨皮质进行拓扑优化, SIMP 法以单元的相对密度为设计变量, 其值在 0~1 之间变化。由于其为假想的密度, 通常又称之为“伪密度”, 越接近“1”代表材料伪密度越大, 材料分布越多。为了用材料单元的密度函数形式来表示材料的物理属性, 建立单元 i 相对密度 x_i 和弹性模量 $E(x_i)$ 之间的关系:

$$E(x_i) = E_0 x_i^p \quad (1)$$

式中: E_0 是相对密度为“1”材料单元的弹性模量, 即 $E_0 = 18 \text{ GPa}$; x_i 在 $[x_{\min}, 1]$ 内取值, 为避免在有限元运算时出现奇异刚度矩阵, x_{\min} 通常取接近“0”的较小值, 本文取 $x_{\min} = 0.01$; 材料惩罚因子 p 是为了减少中间密度, 使材料相对密度向 0、1 靠近, 其取值一

一般在2~3之间,本文取 $p=3$ ^[19]。

以髋关节骨皮质步态八期加权结构应变能最小作为优化目标,体分比作为约束,建立优化数学模型:

$$\begin{aligned} \text{find } \mathbf{x} &= (x_1, x_2, \dots, x_n)^T \\ \min C &= \sum_{j=1}^m \omega_j c_j = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \omega_j (x_i)^p \mathbf{u}_{i,j}^T \mathbf{k}_0 \mathbf{u}_{i,j} \\ \text{s. t. } \mathbf{KU} &= \mathbf{F} \\ f_v &= V/V_0 \leq 0.5 \\ 0 < x_{\min} &\leq x_i \leq 1, \quad i = 1, 2, \dots, n \end{aligned} \quad (2)$$

式中: \mathbf{x} 为骨皮质单元相对密度矢量; n 为骨皮质单元个数; c_j 为步态第 j 个阶段骨皮质单元的应变能, C 为骨皮质步态 m 个阶段的加权应变能之和;本文共有8个阶段, ω_j 为步态第 j 个阶段的权重因子,根据各阶段在步态周期中所占比例,分别取0.11、0.22、0.13、0.04、0.11、0.22、0.13、0.04; \mathbf{U} 、 \mathbf{F} 分别为系统总体位移向量和载荷向量; \mathbf{K} 为结构总体刚度矩阵; \mathbf{k}_0 为材料相对密度为“1”的单元刚度矩阵; $\mathbf{u}_{i,j}$ 为第 i 个单元在步态第 j 个阶段下的位移向

量; V_0 和 V 分别表示设计区域初始体积及优化后体积。

2 结果

2.1 步态周期中髋关节有限元分析结果

由表1可知,左脚在前4个阶段与右脚在后4个阶段运动状态相同,选取步态前4个阶段的有限元计算结果进行分析。阶段1,双脚均处于支撑相;阶段2~4,左脚处于摆动相,右脚处于支撑相。结果表明,支撑相下髋关节的承载显著大于摆动相下的承载。阶段1~2,左脚处于伸展运动,右脚处于屈曲运动;阶段4,左脚处于屈曲运动,右脚处于伸展运动。对比该3个阶段左、右髋关节后面观的计算结果可知,在伸展运动下,髂前上棘至髋臼顶部应力较大;在屈曲运动下,髂后下棘经坐骨大切迹至坐骨处应力较大。而前面观髋髌关节经弓状线外侧至髋臼前上部及部分至耻骨处在各阶段应力均较大(见图3)。

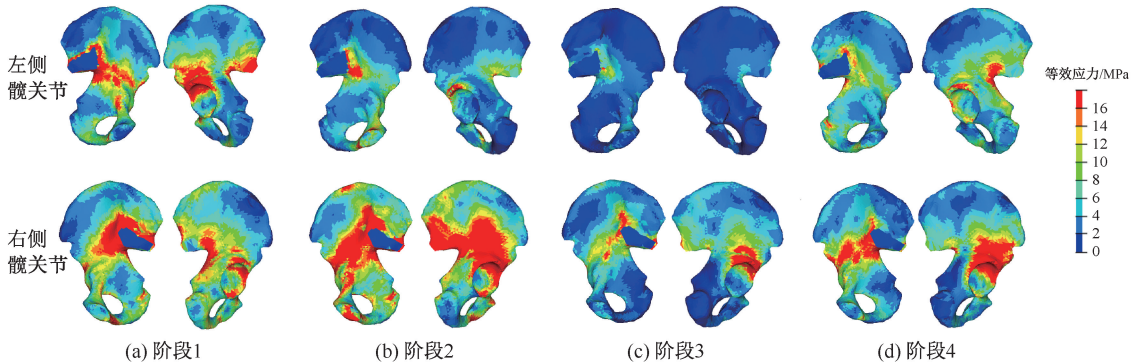


图3 左、右髋关节步态周期前4阶段等效应力云图

Fig. 3 Von Mises stress contour of the left and right hip joint under first four phases of gait cycle (a) Phase 1, (b) Phase 2, (c) Phase 3, (d) Phase 4

本文基于髋臼三柱壁理论,将右侧髋关节分为前、中、后柱^[20](见图4)。为进一步探究各柱的承载情况,分别计算各柱在步态周期不同阶段的应变能。并根据以下公式

$$E = E_f + E_m + E_b \quad (3)$$

$$\mu_\delta = E_\delta / E \quad (\delta = f, m, b) \quad (4)$$

计算三柱应变能总和 E 及各柱应变能占总应变能的百分比,结果如表3所示。式中: E_f 、 E_m 、 E_b 分别为前、中、后各柱应变能; μ_f 、 μ_m 、 μ_b 分别为前、中、后各柱应变能占总应变能百分比。

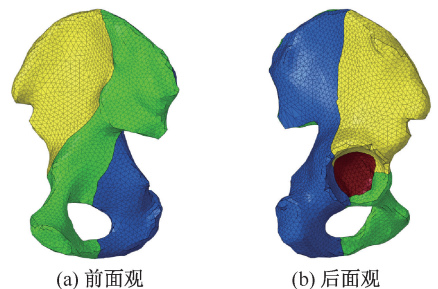


图4 髋臼三柱壁模型

Fig. 4 Acetabulum three-column model (a) Front view, (b) Back view

注:绿色区域为前柱,蓝色区域为后柱,黄色区域为中柱。

表3 三柱应变能计算结果

Tab. 3 Results of three column strain energy

阶段	E_f/mJ	$E_{f'}/mJ$	$\mu_{f'}/\%$	E_m/mJ	$\mu_m/\%$	E_b/mJ	$\mu_b/\%$
1 支撑相	259.19	70.45	27	142.58	55	46.16	18
2 支撑相	239.93	57.74	24	144.82	60	37.37	16
3 支撑相	88.73	17.84	20	61.23	69	9.66	11
4 支撑相	243.29	52.51	22	161.05	66	29.73	12
5 支撑相	156.74	43.89	28	86.98	55	25.87	17
6 摆动相	46.62	25.06	54	13.34	28	8.22	18
7 摆动相	7.56	4.35	58	1.48	19	1.73	23
8 摆动相	65.29	19.99	31	16.88	26	28.42	43

由表3可知,摆动相下髌臼三柱的应变能之和小于支撑相下应变能之和。在支撑相时,三柱应变能分布有相同的趋势,即中柱的应变能高于前柱及后柱的应变能,前柱的应变能又略高于后柱应变能;在摆动相时,前柱的应变能所占百分比增高。

为进一步探究髌关节在屈曲与伸展的运动状态下髌关节的承载情况,分别选取右髌关节处于伸展阶段(阶段4~6)与屈曲阶段(阶段1、2、8),计算其前柱应变能与后柱应变能的比值:

$$\lambda_j = E_{fj} / E_{bj} \quad (j = 1, 2, 8, 4, 5, 6) \quad (5)$$

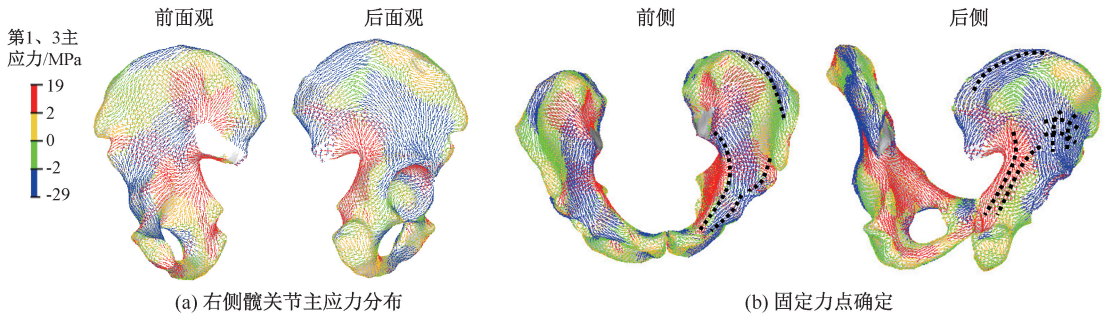


图5 生物力线及固定力点确定

Fig. 5 Determination of biology force lines and fixation points (a) Principal stress distribution of the right hip joint, (b) Fixation points

注:图5(a)中用红、黄色表示为拉应力($\sigma > 0$ MPa);用蓝、绿色表示为压应力($\sigma < 0$ MPa)。

髌关节骨皮质拓扑优化结果表明,伪密度较大区域骨皮质厚,由此可知坐骨大切迹、耻骨前支、耻骨后支、骶髂关节经弓状线至髌臼前上部、髌前下棘经髌耻隆起至髌臼前上部、髌后下棘至髌臼顶部拥有较厚的骨皮质(见图6)。

3 讨论

本文通过有限元分析探究步态周期各阶段髌

式中: E_{fj} 与 E_{bj} 分别代表第 j 个阶段下的前柱与后柱应变能。由表4计算结果可知,在屈曲时,前柱与后柱应变能比例相对于其在伸展时略有减小。

表4 髌关节屈伸运动前、后柱应变能之比

Tab. 4 Ratio of strain energy between anterior column and posterior column during flexion and extension motion of the hip joint

阶段	右脚运动状态	λ_j
1	屈曲	1.526
2	屈曲	1.545
8	屈曲	0.703
4	伸展	1.766
5	伸展	1.697
6	伸展	3.049

2.2 步态周期髌臼各柱生物力线及骨皮质厚薄形态分布

取一侧髌关节将其综合步态下的第1、3主应力分布绘制于图5(a)。本文将主应力绝对值大于某一阈值 $[\sigma]$ 的应力迹线视为主要生物力线(本文 $[\sigma] = 2$ MPa),并根据其分布,进一步确定各柱骨折的固定力点[见图5(b)]。

关节的承载情况。结果表明,支撑相下髌关节的承载显著大于摆动相下的承载,髌臼顶部承受较大的髌关节反力,应力较大,故中柱的应变能显著高于其他两柱应变能;摆动相下,髌关节反力减小,前柱应变能所占百分比上升。不同髌关节的运动角度将影响肌肉的拉伸程度,进而影响肌肉力大小。屈曲运动时,后侧肌肉拉伸剧烈,如位于坐骨的半腱肌、半膜肌、股二头肌等肌肉力较大,使得后柱髌后

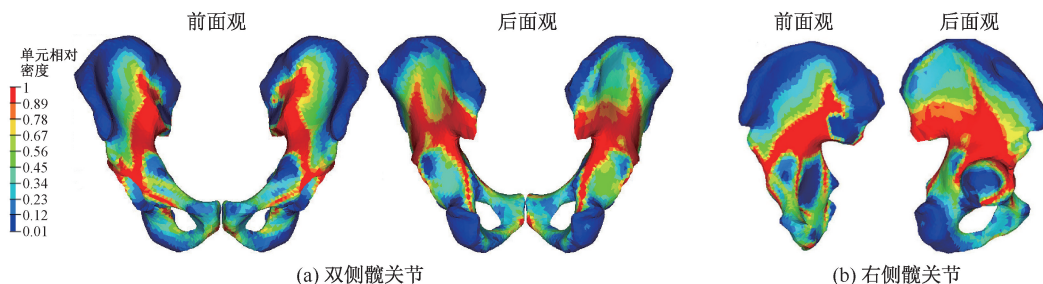


图6 髋关节骨皮质相对厚薄形态模拟结果

Fig. 6 Simulated results of the relative cortical thickness morphology of hip joints (a) Bilateral hip joints, (b) Right hip joint

上棘经坐骨大切迹至坐骨处应力较大;伸展运动时,位于前侧肌肉拉伸程度较大,如位于髂前上棘、髂前下棘的缝匠肌、股直肌、阔筋膜张肌等肌肉力较大,使得中柱髌前上棘经髌耻隆起至髋臼前上部、髌前上棘至髋臼顶部应力较大。因此,受肌肉力的影响,前、后柱应变能之比在伸展运动状态更大。

本文基于结构拓扑优化技术,探究髋关节骨皮质厚薄形态分布。结果表明,髋臼前上部至耳状面、髋臼顶部至髌后下棘及坐骨大切迹与弓状线起始部材料分布多、骨皮质厚,该部分是将躯体重量传递到髋臼的主要力学部分。此外,髌前下棘对应髋臼月状面最坚实部位,弓状线、耻骨前支、耻骨后支也拥有较厚的骨皮质^[5]。由拓扑优化结果可看出,这些部位均有较大的单元相对密度。骨皮质厚薄形态特征与其所处的力学环境有着密切的联系,骨皮质较厚部位应力相对较大(见图3)。同时,拓扑优化的结果反映了力在结构上的传递路径。本文发现,骨皮质较坚实部位与主要生物力线分布区域大致相同(见图5、6)。

解剖学主要通过骨皮质的坚实程度与其纹路方向确定生物力线的分布,而骨皮质的坚实程度及纹路方向与骨小梁的排布相关,骨小梁的排布与骨主应力的分布一致^[21-22]。Campanacci 确定了4类骨小梁系统^[3],其中髌骨-髋臼与髌骨-耻骨骨小梁与图5(a)中从髌髌关节经弓状线部分至髋臼前上部,部分至耻骨联合处的前柱力线相对应;髌骨-坐骨骨小梁与从髌后下棘、髌后上棘经坐骨大切迹至坐骨处的后柱力线相对应。本文基于结构拓扑优化技术模拟得出的骨皮质较厚部位与解剖形态一致,与主要生物力线分布部位相对应,所提出的生

物力线分布与通过解剖测量所确定的生物力线分布及骨小梁的排布相一致^[3,5],有限元结果不仅与骨实际受力时的情况相符,也与文献[12-14]中的结果相近,说明了该模型的准确有效性。

高能量损伤所致的髋臼骨折常会导致髋臼应力发生改变,故研究正常步态下髋臼周围区域应力分布规律,有助于了解骨盆、髋臼骨折、畸形与重建后可能的改变^[23]。内固定装置应放置于骨质坚强且厚实的部位,其与生物力线相对应^[3]。因此,生物力线可指导骨折复位固定力点的选择^[5]。本文结果表明,从髌髌关节经弓状线至耻骨以及髌耻隆起至耻骨处是髋臼前柱的主要固定力点区域;沿髌嵴分布的中柱力线及髌前上棘、髌前下棘至髋臼前上部是髋臼中柱盆内侧的主要固定力点区域;坐骨大切迹外侧至坐骨处为髋臼后柱主要固定力点区域;髋臼中柱后壁(白顶)上部井字区域为髋臼中柱外侧的主要固定力点区域(见图5)。

4 结论

本文研究了正常步态周期下髋臼周围区域的应力分布规律,确定生物力线及骨皮质厚薄形态分布。结果表明,步态周期下髋关节的应力分布规律与肌肉载荷密切相关,确定的生物力线分布与骨小梁的排布有较高的吻合度,拓扑优化结果中骨皮质坚实部位与主要生物力线所在部位相对应。所获得的生物力线及骨皮质厚薄形态分布,可为内固定装置的合理放置提供指导。

参考文献:

- [1] 张春才,禹宝庆,许硕贵,等. 应用生理性成骨力值概念治疗骨折与骨不连——兼论MO现象与有效固定[J]. 中国骨

- 伤, 2007, 20(6): 361-363.
- [2] 戴尅戎. 骨折内固定与应力遮挡效应[J]. 医用生物力学, 2000, 15(2): 69-71.
DAI KR. Fracture internal fixation and stress shielding [J]. J Med Biomech, 2000, 15(2): 69-71.
- [3] 王满宜, 吴新宝. 积水潭创伤骨科手术技巧丛书——髌臼骨折[M]. 北京: 北京科学技术出版社, 2016: 1-110.
- [4] 聂涌, 马俊, 康鹏德, 等. 正常步态周期中髌臼周围区域的应力分布及其在 THA 髌臼重建中的指导[J]. 医用生物力学, 2014, 29(1): 31-37.
NIE Y, MA J, KANG PD, *et al.* Periacetabular stress distributions during normal gait cycle and its guiding function in acetabular reconstruction of THA [J]. J Med Biomech, 2014, 29(1): 31-37.
- [5] 张春才, 许硕贵, 纪方, 等. 髌臼骨折治疗学 新概念与新技术[M]. 上海: 上海科学技术出版社, 2015: 1-16.
- [6] 丁海, 朱振安. 髌臼的解剖形态及生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2008, 23(5): 411-414.
DING H, ZHU ZA. Recent advances in anatomy and biomechanics of acetabulum [J]. J Med Biomech, 2008, 23(5): 411-414.
- [7] 汤洋, 章云童, 张春才, 等. 髌臼后壁解剖学测量及定量分析[J]. 中国骨伤, 2014, 27(12): 1024-1028.
- [8] PHILLIPS ATM, PANKAJ P, HOWIE CR, *et al.* Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions [J]. Med Eng Phys, 2007, 29(7): 739-748.
- [9] WATSON PJ, DOSTANPOR A, FAGAN MJ, *et al.* The effect of boundary constraints on finite element modelling of the human pelvis[J]. Med Eng Phys, 2017, 43: 48-57.
- [10] EICHENSEER PH, SYBERT DR, COTTON JR. A finite element analysis of sacroiliac joint ligaments in response to different loading conditions [J]. Spine, 2011, 36(22): E1446-E1452.
- [11] 田昊, 许平, 鲁宁, 等. Bernese 髌臼截骨术前规划中骨盆建模对结果的影响[J]. 医用生物力学, 2020, 35(6): 712-717.
TIAN H, XU P, LU N, *et al.* The effect of pelvic modeling on outcome in preoperative planning for Bernese acetabular osteotomy [J]. J Med Biomech, 2020, 35(6): 712-717.
- [12] TOYOHARA R, KUROSAWA D, HAMMER N, *et al.* Finite element analysis of load transition on sacroiliac joint during bipedal walking [J]. Sci Rep, 2020, 10(1): 1-10.
- [13] VOLINSKI B, KALRA A, YANG K. Evaluation of full pelvic ring stresses using a bilateral static gait-phase finite element modeling method [J]. J Mech Behav Biomed, 2018(78): 175-187.
- [14] DALSTRA M, HUISKES R. Load transfer across the pelvic bone [J]. J Biomech, 1995, 28(6): 715-724.
- [15] VAUGHAN CL, DAVIS BL, O'CONNOR JC. Dynamics of human gait [M]. South Africa: Human Kinetics Publishers, 1999: 7-14.
- [16] 罗林聪, 马立敏, 林泽, 等. 基于 AnyBody 骨骼肌肉多体动力学分析的有限元仿真[J]. 医用生物力学, 2019, 34(3): 237-242.
LUO LC, MA LM, LIN Z, *et al.* Finite element simulation of AnyBody-based musculoskeletal multi-body dynamics [J]. J Med Biomech, 2019, 34(3): 237-242.
- [17] 刘慧, 沈国权, 张喜林, 等. 肌肉加载下腰椎间盘突出有限元研究[J]. 医用生物力学, 2019, 34(5): 493-499.
LIU H, SHEN GQ, ZHANG XL, *et al.* Finite element study of lumbar disc herniation loaded with muscle force [J]. J Med Biomech, 2019, 34(5): 493-499.
- [18] SARASWAT P, ANDERSEN MS, MACWILLIAMS BA. A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis [J]. J Biomech, 2010, 43(9): 1645-1652.
- [19] KUMAR KES, RAKSHIT S. Topology optimization of the hip bone for gait cycle [J]. Struct Multidiscip Optim, 2020, 62: 2035-2049.
- [20] 张春才, 苏佳灿, 许硕贵, 等. 髌臼三柱概念与髌臼骨折浮动分类及临床意义[J]. 中国骨伤, 2007, 20(7): 433-436.
- [21] 孙剑伟, 颜冰珊, 尹望平, 等. 不同物种髌臼的骨小梁方向[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(26): 4751-4758.
- [22] 孙剑伟, 尹望平, 张春才, 等. 髌臼区域松质骨骨小梁束的大体分布及力学[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(30): 5554-5557.
- [23] 汪光晖. 步态中骨盆髌臼生物力学及髌臼三维记忆内固定系统治疗髌臼骨折的有限元分析[D]. 上海: 第二军医大学, 2007.