

髋臼假体放置角度对髋臼周围应力分布的影响

聂涌, 马俊, 胡钦胜, 石小军, 裴福兴

(四川大学华西医院 骨科, 成都 610041)

摘要:目的 研究全髋关节置换(total hip arthroplasty, THA)髋臼侧重建中不同髋臼假体安放角度对髋臼周围内外应力分布的影响,探索提高THA术后髋臼假体稳定性的方法。方法 基于材料属性的非均匀赋值模型和由不同髋臼假体前倾角(15°,20°,25°)与外展角(40°,45°,50°)的9种组合方式构建包括正常髋模型在内的10种有限元模型,并以正常步行模式单支撑相中的髋关节最大接触力为载荷条件进行求解。以正常髋模型分析结果为对照,按照从定性到定量原则对比分析各模型的内外应力。结果 当髋臼假体的放置角度与正常髋臼的解剖角度(前倾19°、外展46°)最接近时,髋臼周围的应力遮挡现象最明显。此外,当髋臼假体的外展角放置于45°,前倾角在15°~25°变化不会对模型整体应力分布造成较大的影响;而且在15°前倾角条件下,模型不仅在应力分布方面具有良好的稳定性,同时在皮质骨和松质骨上应力遮挡现象相比于处于正常髋臼解剖角度时明显改善。结论 对于髋臼的正常解剖形态未发生明显改变且需要接受THA手术的患者,应把髋臼假体放置在正常外展角45°,而前倾角应小于正常解剖前倾角5°左右并居于15°~20°之间。

关键词: 全髋关节置换; 髋臼重建; 应力分布; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Influence from acetabular component orientation on stress distributions of periacetabulum

NIE Yong, MA Jun, HU Qin-sheng, SHI Xiao-jun, PEI Fu-xing (Department of Orthopedics, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

Abstract: Objective To study the influence from different placement angles of acetabular component on inner and outer stress distributions of periacetabulum in acetabular reconstruction of total hip arthroplasty (THA), so as to explore proper orientation for improving stability of acetabular component after THA. Methods Based on model with inhomogeneous material property assignment, nine THA models with acetabular component at different anteversion angles (15°, 20°, 25°) and abduction angles (40°, 45°, 50°) as well as one normal hip model were constructed. The maximal hip contact force in phase of single leg stance during normal gait cycle was chosen as the loading condition. In addition, according to the qualitative and quantitative principle, inner and outer stress distributions on 9 THA models were analyzed and compared with the normal hip model as control. Results When abduction angle of acetabular component was the nearest to anatomic angle (19° anteversion, 46° abduction) of acetabulum, the phenomenon of stress shielding on periacetabulum was the most obvious. When abduction angle of acetabular component was placed at 45° and anteversion angle changed from 15° to 25°, no significant influence was exerted on the whole stress distributions of THA models. Meanwhile, when anteversion angle of acetabular component was 15°, the THA model had good stability in stress distributions, and the phenomenon of stress shielding on cortical and cancellous bone was obviously improved. Conclusions For patients who have normal anatomic acetabulum and need to be treated with THA, the abduction angle of acetabular component should be placed at 45°, as that of normal acetabulum; the anteversion angle should be 5° smaller than that of

normal acetabulum and between 15° and 20° .

Key words: Total hip arthroplasty (THA); Acetabular reconstruction; Stress distribution; Finite element analysis

全髋关节置换(total hip arthroplasty, THA)对于各种原发或继发的晚期髋关节病,如股骨头坏死、骨关节炎以及类风湿关节炎等是一种行之有效的治疗方法^[1]。THA手术包括髋臼侧和股骨侧的重建,其中髋臼的重建工作尤为重要,因为它直接决定了整个髋关节的生物力学、下肢长度以及股骨端的重建过程。髋臼假体的放置角度与髋关节脱位、撞击、聚乙烯内衬的磨损以及假体周围骨溶解等并发症密切相关^[2-3]。当前认为在THA手术中髋臼假体的最佳外展角为 45° ,而最佳前倾角为 $10^{\circ} \sim 20^{\circ}$ ^[4]。对于髋臼仍具有正常解剖形态的患者,髋臼假体的安放角度应尽可能与髋臼的解剖结构一致。然而,不管选择何种角度安放髋臼假体,应力遮挡现象依旧存在。无论在临床上还是实验测试中都已经发现,存在应力遮挡臼顶区域的骨会发生适应性吸收,这通常又与假体松动有关^[5]。因此,在目前所推荐的最佳外展角与前倾角范围内以及在髋臼的正常解剖角度下,进一步研究髋臼假体的放置角度对髋臼周围尤其是臼顶区域应力分布的影响,对提高术后假体的稳定性以及预防假体松动具有重要临床意义。

由于髋骨具有比股骨更为复杂的几何结构,目前在运用体外模型研究假体对周围骨的力学效应方面,普遍存在模型精确有效性的不足^[6-7]。例如,Scott等^[8]利用由合成材料构造的髋骨,选择髋臼假体材料、外展角(35° 和 50°)为因子构建8种模型,并通过应变规的测试和数字化图像技术获得髋臼周围的应变分布情况。其研究结果显示,髋臼假体的整体刚度对应变分布的影响最大。此外,李冬松等^[9]通过构建人体骨盆三维有限元模型,在模型上测定不同臼杯的摆放位置对髋臼周围应力分布的影响,结果发现髋臼假体外展角在 $40^{\circ} \sim 50^{\circ}$ 范围内是臼杯置入理想的安全范围,而且不同前倾角的臼杯摆放位置对假体-骨界面间的应力及剪切应力分布无影响。虽然如此,此类研究在还原髋骨模型的真实性和准确性方面存在不足,无法保证所得测量或计算结果的准确性。其次,在选择髋臼假体放置角度时并未考虑髋臼的正常解剖角度,所得研究结果的临床指导意义较为欠缺。

鉴于此,本研究为提高THA术后患者髋臼假体的稳定性,基于材料属性的非均匀赋值模型,选择不同髋臼假体前倾角与外展角组合方式构成的包括正常髋模型在内的10种有限元模型,以正常步行模式单支撑相中的髋关节最大接触力为载荷条件进行求解,再以正常髋模型分析结果为对照,从定性到定量分析研究不同髋臼假体放置角度对髋臼周围内外应力分布的影响以及各模型的应力稳定性,为THA手术中髋臼侧重建过程提出临床指导建议。

1 材料与方法

1.1 髋关节三维模型构建与有限元网格划分

采用CT(Philips公司,荷兰)对一正常成人骨盆(髋臼前倾角 19° ,外展角 46°)沿横断面连续扫描,扫描电压120 kV,扫描电流200 mA,骨组织窗扫描,层厚1 mm。将CT扫描断层数据以DICOM格式导入Mimics 10.01软件(Materialise公司,比利时),生成整个骨盆与股骨近端的三维模型。为保证有限元计算时效,基于模型的对称性并通过对模型的分割与表面光滑处理,生成右侧髋骨与股骨头的三维模型。利用Mimics与ANSYS 12.0(ANSYS公司,美国)间的接口,把从Mimics输出的由三角面片组成的髋关节三维表面模型导入ANSYS中,生成正常髋关节三维实体模型(见图1(a))。

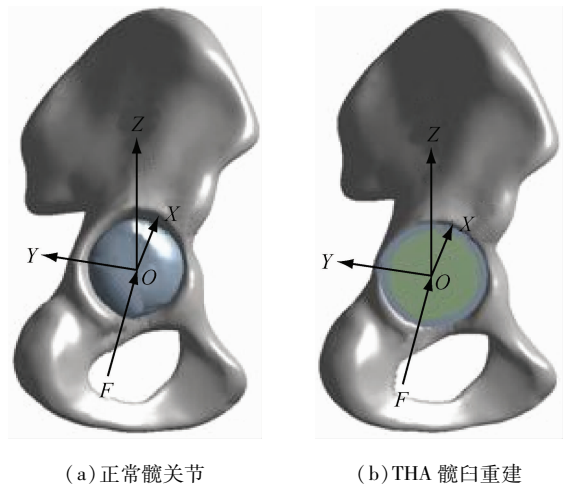


图1 髋关节三维模型示意图

Fig. 1 Schematic diagram of 3D hip joint model (a) Normal hip, (b) Acetabular reconstruction of THA

在上述右侧髌骨三维实体模型基础上,选择不同髌臼假体前倾角(15°, 20°, 25°)与外展角(40°, 45°, 50°)的9种(3×3)组合方式,在ANSYS中构建髌臼假体、内衬以及股骨头模型。由于本研究主要关注髌臼周围的应力分布情况,故把髌臼内衬和股骨头假体做合并简化处理。通过布尔运算处理,生成9种THA髌臼侧重建模型,其中一种如图1(b)所示。

在有限元网格划分方面,选择Solid 92单元通过自由网格划分方式对上述所有实体模型进行网格划分。考虑骨材料的非均匀性,对右侧髌骨和股骨头单元采取非均匀材料赋值方法。此外,定义臼杯为钛合金材料(弹性模量106 GPa);内衬和股骨头为氧化铝陶瓷材料(弹性模量404 GPa),泊松比则均为0.3。

1.2 单元材料属性的非均匀赋值方法

目前大部分研究把骨这种特殊材料仅作为骨密质和骨松质2种材料的区分,分别赋予固定数值的弹性模量,未考虑不同个体骨几何结构的差异性与骨材料的非均匀性,故在还原骨材料的真实性方面存在不足。为充分保证髌关节有限元模型的真实性和精确性,本研究采用Mimics提供的非均匀性材料属性赋值方法为模型中的每一单元独立地赋予材料密度与弹性模量值。Mimics所采取的非均匀性材料属性赋值方法的基本原理为:利用CT值(HU)与骨表观密度(ρ_{app}),以及骨表观密度与骨弹性模量(E)之间的线性关系,根据每个单元内的CT值计算 E 值的连续区间,再通过数值积分处理,计算各个单元的 E 值。

设置材料泊松比为0.3^[10-11]。同时确定 ρ_{app} 与HU的表达式:

$$\rho_{app}(\text{g/cm}^3) = -0.1382 + 0.0043 HU \quad (1)$$

确定 E 与 ρ_{app} 的关系为^[12]

$$E(\text{GPa}) = 2.0173\rho_{app}^{2.46} \quad (2)$$

将式(1)、(2)提供的参数输入到Mimics材料属性赋值模块中,即可实现为模型中的每一单元独立赋予材料属性。

1.3 载荷与约束条件的施加

本研究主要考虑髌臼周围的应力分布情况,故对载荷条件进行简化处理,只考虑股骨头对髌臼的作用力,并采用如图1所示的坐标系进行加载。坐

标系中 X 、 Y 、 Z 轴分别代表向内、向后和向上。由于股骨头对髌臼的作用力理论上应通过髌关节的旋转中心,故选择针对股骨头或骨头假体半剖体平面的圆心 O 作为接触力 F 的作用点。此外,根据Bergmann等^[13]对各种步态模式中关节接触力的研究,选择最具代表意义的正常步行模式单支撑相中的髌关节最大接触力作为本研究的载荷条件。经计算该载荷在 X 、 Y 、 Z 方向的大小分别为325、-195、1462.5 N。

其次,在约束条件设置方面,考虑到股骨头与髌臼间的非线性接触可能为整个求解过程带来不确定性,本研究运用约束方程对股骨头或假体与髌臼的接触面做约束处理,把非线性接触问题转化为线性接触问题,以此保证求解过程的稳定性。此外,根据骨盆的解剖结构,对处于耻骨联合与骶髂关节位置的相应节点添加固定位移约束(见图2)。

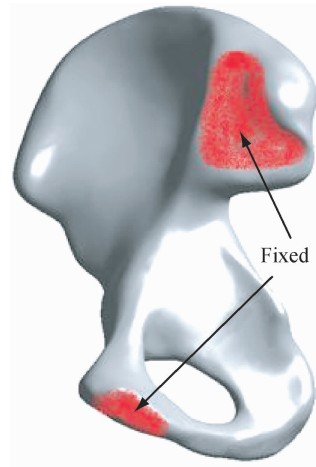


图2 添加位移约束条示意图

Fig.2 Schematic diagram of adding displacement constraints

1.4 结果判定方法

目前在骨生物力学领域有限元结果分析方面,大多数研究仅对模型表面节点或单元的应力、应变和位移进行分析处理,未对模型内部力学行为开展分析,故其分析结果的代表性与准确性有待进一步考量。为此,本研究采用由表面至内部的定性定量相结合的方式对有限元结果进行处理。此外,由于在有限元模型中把骨材料当做线弹性材料处理,根据第4强度理论选择Von Mises等效应力作为不同有限元模型间对比分析的参考标准。

将正常髋有限元模型分析结果作为对照模型,根据有限元解提供的等效应力云图,把9种具有不同髋臼假体放置角度的髋臼重建模型分析结果与对照模型进行模型表面结果的定性比对分析,然后通过剖切模型进行内部应力的定性定量对比分析。如图3所示,以通过髋中心的横断面为起始面,从下往上每隔5 mm取一剖面,共计10个剖面进行内应力分析。

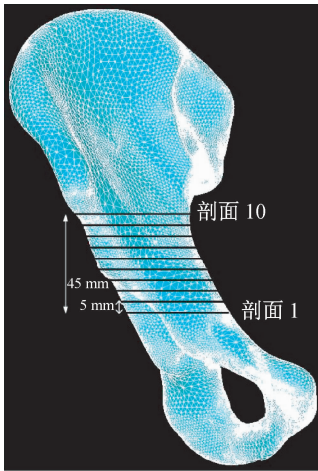


图3 模型剖切处理方法

Fig. 3 Method of sectioning the model

2 结果

通过自由网格划分,包括正常髋与不同髋臼假体放置角度在内的10种髋关节模型右侧髋骨有限元网格单元数均在 5×10^5 个水平。进行单元材料属性的非均匀赋值后,通过加载求解获得各个模型的表面及内应力情况。

2.1 髋骨表面应力分布结果

由不同髋臼假体前倾角以外展角组合后的THA髋臼侧重建的9种模型髋表面应力分布云图可知,髋臼假体对髋臼月状面以及臼顶周围均有不同程度的应力遮挡现象(见图4)。特别是当髋臼假体放置在前倾25°、外展45°时,髋臼假体对髋臼及周围的应力遮挡最为严重;而此时髋臼假体的外展角与该正常髋臼的解剖外展角46°最为接近。

正常髋模型的最大等效应力值为76.96 MPa,而从各模型有限元解中髋骨的最大等效应力值来看(见表1),在不同髋臼假体放置角度下髋骨应力的

最大值均高于此值。此外,将同一外展角下不同前倾角以及同一前倾角下不同外展角的髋骨最大应力值中的最大值减去最小值,并以此差值表示对应条件下的模型整体应力分布稳定性,差值越小模型越稳定。当髋臼假体处于同一外展角45°条件下,该差值最小(18.43 MPa)。

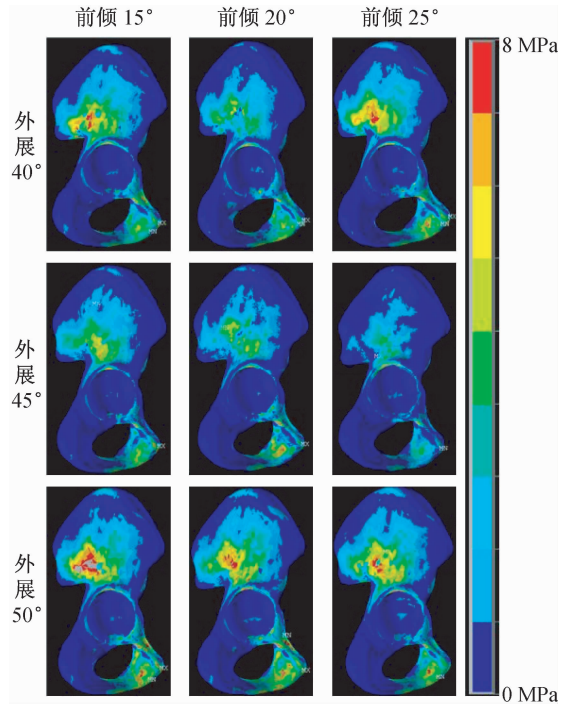


图4 不同髋臼假体放置角度下髋骨表面应力分布云图

Fig. 4 Surface stress contour on THA model with different acetabular component orientation

表1 不同髋臼假体放置角度下髋骨应力最大值

Tab. 1 The maximal stress of THA hip model with different acetabular component orientation

外展角/(°)	应力/MPa			最大与最小值之差
	前倾角/(°)			
	15	20	25	
40	164.99	113.75	146.48	51.24
45	162.16	163.94	180.59	18.43
50	200.44	134.53	198.77	65.91
最大与最小值之差	38.28	50.19	52.29	—

2.2 髋臼剖切面内应力分布结果

对上述各模型髋骨表面的应力分布比较发现,髋臼月状面上方与臼顶周围区域是应力的主要传递

区域;为更进一步分析这些区域的应力情况,通过对模型的剖切处理进行内应力分析。图5所示为正常髋模型10个剖面的应力分布云图,应力主要分布于髋臼前后柱以及内外侧壁皮质骨上;而位于臼顶的6~10剖面显示臼顶松质骨的应力随着剖面上升呈从前往后转移趋势。

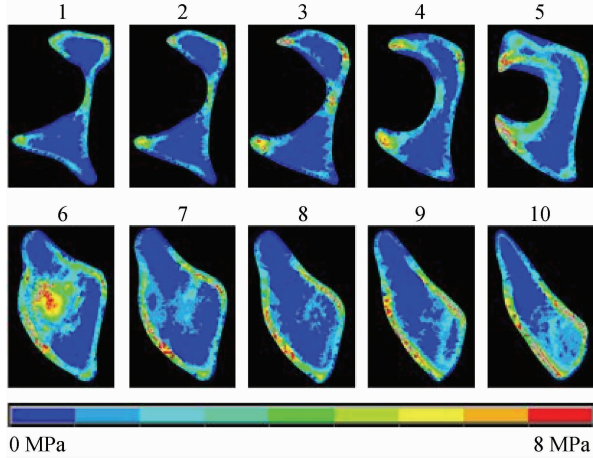


图5 正常髋不同剖面应力分布云图

Fig.5 Stress contour of different sections in normal hip model

比较上述正常髋模型10个剖面以及由不同髋臼假体前倾角与外展角组合得到的9种模型10个剖面的应力分布,结果发现各模型剖面应力分布随剖面位置的上升逐渐趋于一致,故选择本研究重点关注的髋臼上方最接近臼顶的剖面7进行应力比较分析(见图6)。由于髋臼假体的应力遮挡,松质骨的应力分布相比于正常髋中相同剖面松质骨的应力分布面积明显减少。而在9种模型剖面应力结果中,髋臼假体处于前倾角20°、外展角45°时松质骨分布面积最小,而此时髋臼假体的放置角度也与该正常髋臼的解剖角度(前倾19°、外展46°)最为接近。

此外,由于各模型在皮质骨处的应力分布相比于松质骨较为稳定,选择在各模型剖面7外侧骨皮质处取30~40个节点,并计算这些节点等效应力的平均值,以进一步定量分析比较各模型臼顶区域的应力情况。正常髋模型中应力均值为6.08 MPa,当髋臼假体处于前倾角25°、外展角45°时,外侧皮质骨应力均值最小(5.24 MPa)。把同一外展角下不同前倾角以及同一前倾角下不同外展角的应力均值

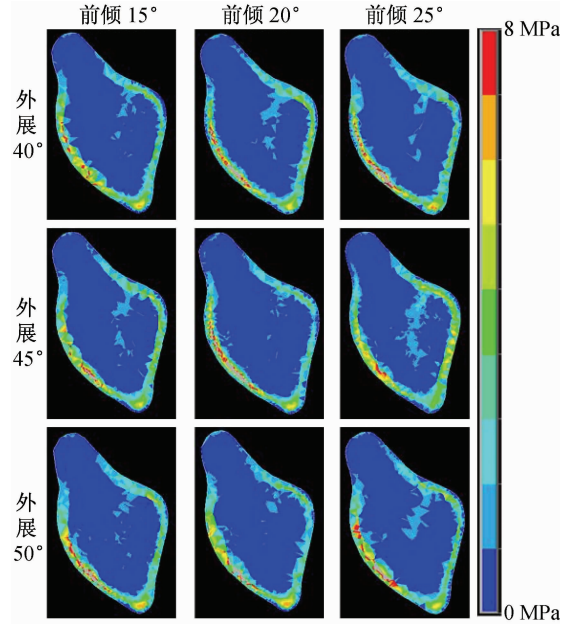


图6 不同髋臼假体放置角度下剖面7应力云图

Fig.6 Stress contour of THA model in the 7th section with different acetabular component orientation

中的最大值减去最小值,并以此差值表示对应条件下臼顶区域应力分布的稳定性,差值越小应力分布越稳定。当髋臼假体处于同一前倾角15°条件下,该差值最小(0.85 MPa);其次当髋臼假体分别处于同一外展角45°以及同一前倾角20°条件下,该差值较为接近,分别为1.49和1.52 MPa。而其余3种条件下的差值均在3 MPa左右(见表2)。

表2 不同髋臼假体放置角度下剖面7外侧骨皮质应力均值

Tab.2 Average stress on lateral cortical bone of THA model in the 7th section with different acetabular component orientation

外展角/(°)	应力/MPa			最大与最小值之差
	前倾角/(°)			
	15	20	25	
40	5.38	7.89	8.37	2.99
45	5.73	6.73	5.24	1.49
50	6.23	8.25	5.66	2.59
最大与最小值之差	0.85	1.52	3.13	—

3 讨论

相关临床研究表明,髋臼假体对髋臼的应力遮挡与骨溶解以及假体松动密切相关^[14-15],故进一步

理解 THA 手术中髌臼侧重建的关键因素(髌臼假体的放置角度)在髌臼周围力学分布方面产生的影响对于分析初次 THA 手术的远期效果十分必要^[8]。本研究主要从有限元模型求解得到的各模型应力分布以及模型应力分布稳定性两方面展开分析。

3.1 模型应力分布特点分析

首先,从各模型髌骨表面应力分布来看,在正常髌模型中应力主要分布于髌臼月状面上方以及臼顶区域,这是因为来自股骨头的关节接触力主要通过 Z 方向往髌臼传递。然而,相比于正常髌模型,其他 9 种 THA 髌臼侧重建模型在髌臼月状面以及臼顶区域的应力遮挡现象主要是由于髌臼假体和同假体接触的髌臼骨质具有不同弹性模量所致,具有较高弹性模量的髌臼假体会分担更多的负荷。上述得到的正常髌骨应力分布以及髌臼假体对髌臼周围区域的应力遮挡现象同 Huiskes 等^[5]建立的经典模型所得结果一致。

其次,从各模型髌臼剖切面内应力分布来看,骨材料的非均匀性决定了皮质骨具有更高的弹性模量,故在正常髌模型中应力主要分布于髌臼前后柱以及内外侧壁皮质骨上。由于髌髌关节是力的传递节点,在正常髌模型中位于臼顶的松质骨应力分布会随着剖面上升呈从前往后转移的趋势。此外,各髌臼假体放置模型臼顶剖面内部松质骨的应力分布,由于髌臼假体的应力遮挡相比于正常髌模型中相同剖面松质骨的应力分布面积明显减少;该现象不仅与从髌骨表面应力分布分析得到的应力遮挡结果一致,而且与 Pitto 等^[16]得到的 THA 术后髌臼处的应力遮挡临床研究结果也相符。然而,在 9 种模型剖面应力结果中,当髌臼假体处于与正常髌臼的解剖角度(前倾 19°、外展 46°)最为接近的前倾 20°、外展 45°时,松质骨应力分布面积最小,同正常髌模型中相同剖面下松质骨的应力分布差距最大;这表明当髌臼假体处于正常髌臼解剖角度下,应力遮挡不仅会影响臼顶处皮质骨和松质骨上的应力分布,而且会影响臼顶处应力通过松质骨传导的路径。

3.2 模型应力分布稳定性分析

本研究通过获取 9 种不同髌臼假体放置位置髌臼重建模型的最大等效应力值和臼顶处剖面外侧皮质骨的应力均值,并以此两值的变化范围衡量模型

整体与局部的应力分布稳定性。

首先,通过分析各模型有限元解中髌骨的最大等效应力值发现,当髌臼假体处于同一外展角 45°条件下,髌骨最大应力值中的最大与最小值之差最小(18.43 MPa);这说明当髌臼假体的外展角与髌臼的正常解剖角度吻合时,髌臼假体前倾角在 15°~25°变化不会对模型整体应力分布造成较大的影响。因此,当髌臼假体处于髌臼正常解剖外展角度时的模型相比于其他模型较为稳定。

其次,通过分析各模型最接近臼顶处剖面外侧皮质骨的应力均值发现,当髌臼假体处于前倾角 25°、外展角 45°时,外侧皮质骨应力均值为 9 种髌臼重建模型中的最小值(5.24 MPa),并小于正常髌模型中应力均值(6.08 MPa)。此外,当髌臼假体分别处于同一前倾角 15°、同一前倾角 20°以及同一外展角 45°的 3 种条件下,应力均值中的最大与最小值之差相比于其余 3 种条件较小。上述结果进一步验证了髌臼假体对髌臼周围表面皮质骨的应力遮挡结果(见图 4);提示当髌臼假体处于正常髌臼外展角以及 15°前倾角时,模型不仅具有良好的应力分布稳定性,同时在皮质骨和松质骨上应力遮挡现象相比处于正常髌臼解剖角度时明显改善。

3.3 临床意义分析

综合上述对模型应力分布特点与模型应力稳定性的分析,从髌臼重建模型应力稳定性出发,分别从以下两个方面分析本研究的临床意义。

(1) 保证髌臼假体的外展角处于 45°位置,不仅具有良好的整体和区域应力分布稳定性,而且在此外展角下髌臼假体前倾角在 15°~25°变化并不会对整体应力分布产生较大影响。这一分析结果为目前所推荐的最佳外展角 45°的髌臼假体放置方法提供了在应力分布水平上的理论基础,同时也进一步证实了该方法的可靠性。

(2) 当髌臼假体处于外展角 45°条件下,而前倾角为 15°时,不论是整体应力分布还是臼顶区域的应力分布,模型均处于最佳稳定状态,同时还改善了假体的应力遮挡现象。该分析结果从理论上进一步验证了目前所推荐的髌臼假体前倾角放置范围的可靠性。

因此,针对股骨头坏死以及骨关节炎早期需要接受 THA 手术的患者,由于此类患者髌臼的正常解

剖结构未发生明显改变,在THA髌臼重建时,根据髌臼的正常外展角和前倾角,应把髌臼假体放置在正常外展角 45° 。而综合考虑THA术后脱位与撞击等并发症,建议髌臼假体的前倾角范围为 $15^{\circ} \sim 20^{\circ}$ ^[17]。

4 结语

本研究构建了正常以及不同髌臼假体放置位置的有限元模型,通过对各模型应力分布特点以及模型应力分布稳定性分析,提出了针对髌臼正常解剖形态未发生明显改变且需要接受THA手术患者的髌臼假体外展角、前倾角放置临床指导建议。此外,在后续研究中应对模型进行改进,特别是对外展角与前倾角的关系进行深入分析,以进一步获得更具有临床指导意义的结果。

参考文献:

- [1] 张先龙,蒋垚,陈云苏. 人工髌关节外科学[M]. 北京:人民军医出版社,2009:252-253.
- [2] D'Lima DD, Urquhart AG, Buehler KO, *et al.* The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2000, 82(3): 315-321.
- [3] Sexton SA, Yeung E, Jackson MP, *et al.* The role of patient factors and implant position in squeaking of ceramic-on-ceramic total hip replacements [J]. *J Bone Joint Surg Br*, 2011, 93(4): 439-442.
- [4] Terry Canale S, Beaty JH. 坎贝尔骨科手术学[M]. 北京:人民军医出版社,2009:283-284.
- [5] Mow VC, Huiskes R. 骨科生物力学暨力学生物学[M]. 济南:山东科技出版社,2009:567-568.
- [6] 丁秀敏,侯丽丽,郭子学,等. 半球与椭圆髌臼假体对骨性髌臼应力分布的对比分析[J]. 医用生物力学,2008,23(6):465-470.
Ding XM, Hou LL, Guo ZX, *et al.* Comparative study of stresses on acetabulum after implanted hemisphere and ellipse cup [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(6): 465-470.
- [7] 郑琦,廖胜辉,石仕元,等. 个性化全骨盆三维有限元建模及髌髌关节骨折脱位模拟[J]. 医用生物力学,2008,23(4):296-300.
Zheng Q, Liao SH, Shi SY, *et al.* Patient-specific FE modeling of whole pelvis and simulation of sacroiliac joint fracture [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(4): 296-300.
- [8] Scott R, Small MS, Michael E, *et al.* Acetabular cup stiffness and implant orientation change acetabular loading patterns [J]. *J Arthroplasty*, 2013, 28(2): 359-367.
- [9] 李冬松,刘建国,李叔强,等. 非骨水泥型白杯位置对髌臼内应力分布的影响及临床意义[J]. 生物医学工程学杂志,2008,25(1):97-100.
- [10] Janko DJ, Miomir LJ. Finite element modeling of the vertebra with geometry and material properties retrieved from CT-scan data [J]. *Mech Eng*, 2010, 8(1): 19-26.
- [11] Schileo E, Dall'Ara E, Taddei F, *et al.* An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2483-2491.
- [12] Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site [J]. *J Biomech*, 2003, 36(7): 897-904.
- [13] 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.
- [14] Meneghini RM, Ford KS, McCollough CH, *et al.* Bone remodeling around porous metal cementless acetabular components [J]. *J Arthrop*, 2010, 25(5): 741-747.
- [15] Stepniewski AS, Egawa H, Sychterz-Terefenko C, *et al.* Periacetabular bone density after total hip arthroplasty [J]. *J Arthrop*, 2008, 23(4): 593-599.
- [16] Pitto RP, Bhargava A, Pandit S, *et al.* Retroacetabular stress-shielding in THA [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2008, 466(2): 353-358.
- [17] Ha YC, Lee YK, Kim JY, *et al.* Acetabular component positioning using anatomic landmarks of the acetabulum [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2012, 470(12): 3515-3523.