

文章编号: 1004-7220(2022)01-0040-05

全髋关节置换术对股骨近端骨重建的影响

井野^{1,2}, 吕林蔚^{1,2}, 宫赫³, 史菲菲⁴

(1. 天津理工大学 机械工程学院, 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 天津 300384; 2. 天津理工大学 机电工程国家级实验教学示范中心, 天津 300384; 3. 吉林大学 机械与航空航天工程学院, 长春 130022; 4. 北斗(天津)夹具装备有限公司, 天津 300300)

摘要:目的 采用 Wolff 骨重建理论分析全髋关节置换(total hip arthroplasty, THA)对股骨近端骨重建进程的影响。方法 根据骨重建控制方程,利用 Python 语言编写骨重建程序。在 ABAQUS 软件中分别建立术前股骨模型与术后股骨及假体有限元模型。对比 THA 手术前后骨重建进程,分析假体植入对 THA 术后中远期股骨力学性能的影响。结果 假体植入后,股骨近端应力持续降低,受力点由股骨头转移到假体,出现明显的应力遮挡现象。应力遮挡区域内骨丢失现象严重。股骨干皮质骨变薄,应力遮挡有所缓解。假体底端内侧受挤压,应力显著高于外侧,此处骨质分布不均。结论 THA 术后股骨近端内侧出现明显的应力遮挡,导致骨丢失,造成假体松动;假体底端两侧应力水平存在差异,引起骨质分布不均,导致假体与股骨配合不紧密,造成术后患者大腿中段的疼痛。

关键词:全髋关节置换; 股骨; 骨重建; 应力遮挡

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.01.006

Effects of Total Hip Arthroplasty on Proximal Femoral Bone Remodeling

JING Ye^{1,2}, LÜ Linwei^{1,2}, GONG He³, SHI Feifei⁴

(1. Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China; 2. National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China; 3. College of Mechanical and Aerospace Engineering, Jilin University, Changchun 130022, China; 4. Beidou (Tianjin) Jig Equipment Co., LTD., Tianjin 300300, China)

Abstract: Objective To analyze the influence of total hip arthroplasty (THA) on the process of proximal femoral bone remodeling by using the Wolff bone remodeling theory. **Methods** According to control equation of bone remodeling, the program of bone remodeling was written in Python language. Preoperative femur model and postoperative femur and prosthesis finite element models were established respectively in ABAQUS software. The process of bone reconstruction before and after THA operation was compared to analyze the effect of prosthesis implantation on mechanical properties of the femur in the middle and long term after THA operation. **Results** The stress in proximal femur continued to decrease after prosthesis implantation, and the stress site was transferred from the femoral head to the prosthesis, resulting in an obvious stress shielding phenomenon. Bone loss in the stress shielding area was serious. The femoral shaft cortical bone became thinner and the stress shielding was relieved. The medial side at the bottom of the prosthesis was compressed, and the stress was significantly higher than that of the lateral side, where the bone

收稿日期: 2020-11-29; 修回日期: 2021-03-15

基金项目: 国家自然科学基金青年基金项目(11702191), 中国博士后科学基金(2018M631751)

通信作者: 吕林蔚, 讲师, E-mail: lvlw@tjut.edu.cn

was unevenly distributed. **Conclusions** After THA operation, obvious stress shielding occurred at proximal medial side of the femur, leading to bone loss and prosthesis loosening. The difference in stress levels on both sides at the bottom of the prosthesis resulted in an uneven bone distribution, causing the discordance between the prosthesis and the femur, as well as postoperative pain in the middle part of the thigh.

Key words: total hip arthroplasty (THA); femur; bone remodeling; stress shielding

全髋关节置换(total hip arthroplasty, THA)是治疗股骨头坏死、类风湿性关节炎等疾病的有效方法,但术后10年内发生假体松动的概率仍高达10%^[1-3]。假体植入产生应力遮挡破坏股骨术前的力学环境,骨组织感受不到合适的应力刺激,由适应性骨重建转变为废用性骨重建,从而导致假体松动^[4-5]。

利用有限元仿真分析假体植入对骨重建影响是常见的研究方法。其理论基础为“骨自适应理论”和“力学调控稳态机制”,两者均认为,骨重建是一个根据所受力学激励与稳态之间差值而进行调整的反馈系统^[6-7]。Fyhrie等^[8]将定性骨重建理论参数化,给出控制方程用于数值模拟,预测骨密度变化。Weinans等^[9]在控制方程基础上,设定骨重建是一个通过密度变化来获得单位骨量应变能密度稳态预设值的函数。Gong等^[10]通过高阶非线性方程分析骨重建过程,并利用表观密度作为变量,描述和评价骨强度的变化。

Hirata等^[11]通过有限元仿真和骨密度仪测量发现,短柄非水泥型假体可以减少应力遮挡,降低骨丢失率,促进生理骨重建。杨洋洋等^[12]研究表明,增加股骨柄与宿主骨的接触面积以及减小股骨柄的有效横截面积,可以提高植入后中远期稳定性。Oba等^[13]建立TMZF型假体植入模型,发现楔形柄的设计有助于生理载荷的分配,实现股骨近端的初期稳定。

本文将骨重建控制方程编译成脚本程序,分别模拟健康股骨和THA股骨的骨重建过程;通过比较股骨的应力分布与密度分布的变化,研究假体植入对股骨骨重建的影响,找到应力状态和密度分布不合理的位置,并提出假体的优化方案。

1 理论与方法

1.1 骨重建程序

Fyhrie等^[8]提出的控制方程,以骨组织表观密度的变化率来描述骨重建过程:

$$d\rho/dt = B(S - K) \quad (1)$$

式中: ρ 为骨组织表观密度,表示骨组织重建状态; B 为骨重建变化率的时间常数,与骨组织本身有关; S 为力学激励,可以选择包括等效应力、等效应变及应变能密度在内的力学特性因素; K 为力学稳态的参考值常数。

Weinans等^[9]在此基础上,把单位质量的应变能密度 Un/ρ 作为式(1)中的力学激励 S :

$$d\rho/dt = B(Un/\rho - K), \quad 0 < \rho \leq \rho_{cb} \quad (2)$$

$$E = C\rho^r \quad (3)$$

式中: Un 为应变能密度; E 为骨的表观弹性模量; C 为模量-密度常数; r 为影响指数; ρ_{cb} 为皮质骨表观密度,本文假定 ρ_{cb} 为最大骨密度。

朱兴华等^[16]认为,在不同密度范围内,弹性模量与密度关系是不同,两者关系用分段函数形式表达:

$$E = \begin{cases} 1\,007 \times \rho^2, & \rho \leq 0.25 \\ 255 \times \rho, & 0.25 < \rho \leq 0.4 \\ 2\,972 \times \rho^2 - 933 \times \rho, & 0.4 < \rho \leq 1.2 \\ 1\,763 \times \rho^{3.2}, & \rho > 1.2 \end{cases} \quad (4)$$

本文采用Weinans等^[9]以单位质量的应变能密度作为力学激励的控制方程,以及朱兴华等^[14]提出的分段细化的模量-密度关系,编写骨重建程序。将骨重建仿真模拟设定为一个循环迭代的过程,通过骨组织表观密度的变化率控制其重建,利用有限元法迭代计算出模型各个单元的力学激励数值,与参考值比较,判断是否达到平衡态。平衡条件有两个:①骨密度不再随时间变化而改变,即 $d\rho/dt=0$;②骨密度达到最大或最小值。本文中, $\rho_{\max}=\rho_{cb}=1.92\text{ g/cm}^3$, $\rho_{\min}=0.01\text{ g/cm}^3$ 。骨重建数值模拟流程如图1所示。

若满足平衡条件,则迭代结束,输出密度、应力场变量,分析健康状态和假体植入后对股骨各个部

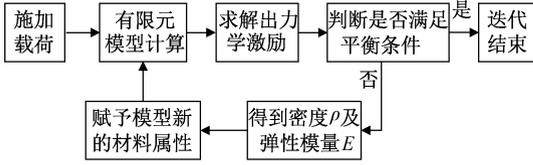


图 1 骨重建数值模拟流程

Fig.1 Flow chart for numerical simulation of bone remodeling

位骨重建过程。若未满足平衡条件,则将新的密度、弹性模量赋予模型,继续迭代,直至平衡。

1.2 有限元仿真

1.2.1 建立有限元模型 利用 CT 影像技术对体重为 70 kg 男性的股骨进行扫描,扫描参数:像素值 0.684 mm,分辨率 251×355 ,层厚 1.5 mm,电压 80 kV,电流 $260 \text{ mA} \cdot \text{s}$,获取 251 张 DICOM 格式 CT 图像。将 CT 图像导入 Mimics 20.0 软件,进行阈值分割、区域增长等操作,得到股骨三维模型。

模拟健康状态下的骨重建情况:在 Magics 21.0 软件中切取股骨冠状面,并导入 ABAQUS 2020 软件,得到股骨有限元模型[见图 2(a)]。通过网格(Mesh)模块划分网格,采用 CPS4R 单元,网格尺寸为 1.5 mm,划分 3 783 个单元。

在 Magics 软件中模拟 THA 操作:首先从小转子上部约 1.5 cm 至股骨颈外侧大转子根部进行切除,模拟手术截骨操作;然后将 Corail 型假体与股骨装配,进行布尔运算,模拟扩髓及假体植入过程。切取冠状面,导入 ABAQUS 草图模块,建立有限元模型,并划分 7 个兴趣域(region of interest, ROI)[见图 2(b)]。通过网格模块分别对假体、股骨划分网格,采用 CPS4R 单元,网格尺寸为 1.5 mm,假

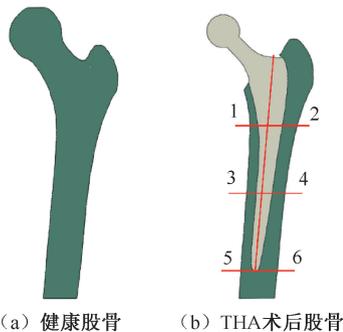


图 2 有限元模型

Fig.2 Finite element model (a) Healthy femur, (b) Femur after total hip arthroplasty

体划分 1 335 个单元,股骨划分 1 502 个单元。

1.2.2 创建材料属性关系 假体在 ABAQUS 软件中赋予材料属性,设置钛合金弹性模量为 110 GPa,泊松比为 0.3。股骨弹性模量与密度为分段函数关系^[14]。

1.2.3 设置载荷及约束条件 人体双足站立时,所受主要载荷为关节力和肌肉力,具体载荷大小、施力位置和作用方向如表 1 所示。在模型远端施加完全约束,限制其全部自由度。

 表 1 双足站立载荷条件^[15]

 Tab.1 Loading conditions of standing on both feet^[15]

载荷	施力位置	与 Y 轴夹角/(°)	F/N
关节合力	股骨头	15	300
肌肉合力	大转子	20	225

2 结果

2.1 应力分布

由健康状态、THA 术后股骨的应力分布可知,当髋关节处于健康状态时,股骨模型端应力相对较低,最大应力出现在股骨干外侧,髓腔的应力最低。当假体植入后,位于股骨近端的 ROI 1、ROI 7 区股骨应力持续降低,假体的最大应力出现在 ROI 2、ROI 6 区股骨与假体交界处,股骨最大应力出现在 ROI 4 区内侧与假体末端的接触位置(见图 3)。各 ROI 区最大应力比较如图 4 所示。

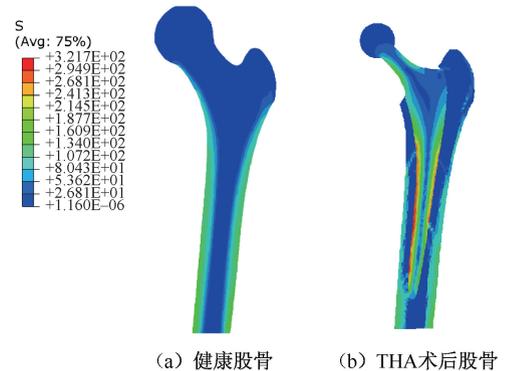


图 3 应力分布

Fig.3 Stress distributions (a) Healthy femur, (b) Femur after total hip arthroplasty

2.2 骨密度分布

由健康状态、THA 术后股骨重建的密度云图可

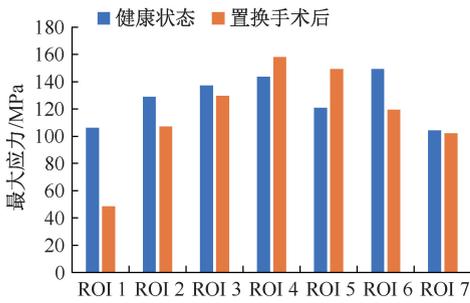


图4 股骨最大应力对比

Fig.4 Comparison of the maximum femur stress

见,当髋关节处于健康状态时,股骨头及大转子部位密度为 $0.328 \sim 1.283 \text{ g/cm}^3$,形成松质骨,股骨干表面骨密度逐渐增强,形成皮质骨,股骨干髓腔密度趋近于0,呈现为“空腔”。当假体植入后,与假体接触位置的骨密度明显降低,位于股骨中段内侧 ROI 2、ROI 3 区密度降低程度高于外侧的 ROI 5、ROI 6 区。假体柄末端 ROI 4 区内侧密度增加,皮质骨变厚,ROI 4 区外侧皮质骨变薄(见图 5)。

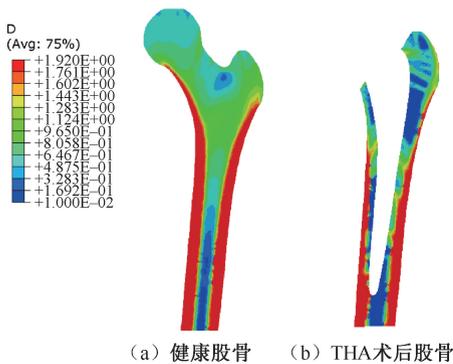


图5 骨组织密度分布

Fig.5 Bone density distributions (a) Healthy femur, (b) Femur after total hip arthroplasty

3 讨论

THA 目前存在的问题是植入后人工假体会产生应力遮挡效应导致骨丢失,这是术后假体无菌性松动的主要原因。本文在 ABAQUS 软件中进行二次开发,首先根据控制方程,编写骨重建算法;然后分别建立健康股骨和 THA 股骨模型进行骨重建仿真,对比两者力学性能的差异;通过应力、骨密度分布变化,分析假体植入对股骨骨重建情况的影响。

当髋关节处于健康状态时,股骨头、大转子应力分布比较均匀,平均应力较低。股骨颈内侧及股

骨干皮质骨应力最高,最大应力为 145.8 MPa ,应力由外向内逐渐降低,直至髓腔处应力最小[见图 3(a)]。当假体植入后,近端股骨的应力自上而下开始持续降低。股骨近端内侧在假体植入后主要受力区域从股骨头转移到假体,出现了明显的应力遮挡现象[见图 3(b)]。相比于健康状态,ROI 1 区最大应力降低了 54.24% 。严世贵等^[16]研究 Charnley Elite 型假体植入后的应力遮挡现象,也得到相同结论,假体承担主要应力,股骨内侧骨质应力显著降低。位于近端外侧的 ROI 7 区由于受力位置并未改变,最大应力只降低了 1.97% ,这符合大转子优先重建原则,有助于外展肌力快速恢复^[17]。应力从近端至股骨干逐渐增高,相比近端,股骨干中段及远端应力遮挡现象有所缓解。此外,股骨与假体接触界面应力也有同样的趋势,这在文献[18]中得到验证。ROI 4 区内外侧应力分布不均,特别是假体末端内侧出现应力集中,推测这是髋关节置换手术患者大腿中段疼痛的原因^[19]。

图 5(a) 显示,股骨近端以松质骨为主。股骨颈与转子交界处出现低密度的位置,增加了发生骨折的概率,故本文选取该处为截骨位置。股骨干外侧为皮质骨,髓腔密度趋近为 0。雷周激欣等^[20]以应变能密度、等效应力作为激励变量模拟骨重建过程,得到与本研究结果相一致的密度分布。股骨近端通过骨重建作用,调整、优化其自身结构,所得的密度分布情况可以表现真实股骨的结构特征,证明所编写骨重建算法的有效性。图 5(b) 显示,假体植入后,处于股骨近端的 ROI 1 区内侧及 ROI 7 区内侧除大转子部位以外的部位,密度显著降低,骨吸收现象十分明显。相比健康状态,THA 术后股骨干皮质骨变薄,外侧皮质骨由近至远骨吸收效果逐渐下降,这种趋势与林剑浩等^[21]的研究结果相一致。ROI 4 区假体柄外侧出现严重骨丢失,造成股骨中段骨折。沈长青^[22]测量了 121 例患者术后 1 年患处的骨密度,结果也显示,ROI 4 区的骨密度下降高于其他位置。

对比健康和 THA 术后股骨应力及密度云图可知:假体植入后,股骨近端应力遮挡现象明显,骨密度显著下降;股骨干中段区域应力降低,皮质骨变薄;ROI 4 区应力分布不均,假体柄底端内侧出现应力集中,此处皮质骨明显厚于外侧。分析应力及密

度变化可以发现,当应力改变时,骨量会随之改变。在应力减小的部位,骨密度降低,产生应力遮挡效应,会导致该处骨量丢失;而应力集中的发生,则导致其骨质变厚。显然,假体植入的力学性能变化满足 Wolff 定律,骨组织会根据力学环境的改变,发生适应性重建,引起骨量的变化。

本研究的局限性如下:① 人体处于站立位时,股骨主要负载集中在其冠状面^[13]。因此,本文采用二维模型,在保证准确性的同时,又可以简化计算。但如果研究其他状态力学情况,受力位置更多,需要将二维模型拓展到三维。② 仅分析了双足站立工况。对于其他工况,骨骼要承受更复杂的载荷和约束,计算难度过大。但总体来说,通过与其他研究进行比较,本文的受力分析结果说明,本研究可以反映髋关节 THA 对股骨力学性能的影响。

4 结论

本文建立健康与 THA 术后股骨模型,通过骨重建仿真,分析 THA 手术前后骨组织的材料与力学性能分布规律,得到的结论如下:

(1) THA 术后股骨近端内侧从截骨位置至沿股骨干方向约 2 cm 处,该处的最大应力降低了 54.24%,出现明显的应力遮挡现象,可能会造成假体松动问题;

(2) 假体柄底端内侧受挤压,单元应力高于外侧 29.27%,内外侧应力水平的差异可能导致假体与股骨配合不紧密等问题。

基于上述应力分布情况,对于临床正在使用的假体,本文建议患者在后期康复过程中要控制体质量,不进行负重活动,减少承载负担,以降低载荷分布的不均,进而缓解股骨近端的应力遮挡,预防假体松动;不要采用卧与患侧的睡姿,不要屈膝或盘腿而坐,避免肌肉力在沿股骨柄方向增大,尽可能降低其底端的应力集中,有助于术后中远期的稳定。

本文通过模拟 THA 术后股骨的骨重建进程发现,术后中远期假体周围骨组织出现明显的骨重建效应,改变了原有的骨密度分布,以适应新的力学环境。另外,即便 THA 术后中远期假体周围骨重建能够达到新稳态作用,术前假体结构设计优化仍然是削弱应力遮挡效应的关键手段。

参考文献:

- [1] 王俏杰,张先龙.人工髋关节置换术的现状与热点[J].中华关节外科杂志(电子版),2015,9(6):718-724.
- [2] 向黎,项云安.人工髋关节置换术治疗老年人股骨转子间骨折的进展[J].临床合理用药杂志,2018,11(16):180-181.
- [3] 谭维琴,杨士军,崔建和.人工假体置换后的无菌性松动[J].中国组织工程研究与临床康复,2011,15(43):8133-8136.
- [4] 唐刚,王建革,罗红霞.髋关节置换前后不同步态下股骨应力分布[J].医用生物力学,2015,30(2):143-147. TANG G, WANG JG, LUO HX. Stress distributions on the femur under different gaits before and after hip joint replacement [J]. J Med Biomech, 2015, 30(2): 143-147.
- [5] 李亢,姜燕,田大为,等.个性股骨假体的三维仿真及模拟力学试验[J].中国组织工程研究,2018,22(11):1731-1736.
- [6] MULLENDER MG, HUISKES R. Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law [J]. J Orthop Res, 1995, 13(4): 503-512.
- [7] FROST HM. Bone "mass" and the "mechanostat": A proposal [J]. Anat Rec, 1987, 219(1): 1-9.
- [8] FYHRIE DP, CARTER DR. Femoral head apparent density distribution predicted from bone stresses [J]. J Biomech, 1990, 23(1): 1-10.
- [9] WEINANS H, HUISKES R, GROOTENBOER HJ, et al. The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models [J]. J Biomech, 1992, 25(12): 1425-1441.
- [10] GONG H, ZHU D, GAO J, et al. An adaptation model for trabecular bone at different mechanical levels [J]. Biomed Eng Online, 2010, 9(1): 32-32.
- [11] HIRATA Y, INABA Y, KOBAYASHI N, et al. Comparison of mechanical stress and change in bone mineral density between two types of femoral implant using finite element analysis [J]. J Arthroplasty, 2013, 28(10): 1731-1735.
- [12] 杨洋洋,杨磊,王跃,等.髋关节翻修中不同假体柄长对股骨的力学影响[J].机械,2018,45(6):20-26.
- [13] OBA M, INABA Y, KOBAYASHI N, et al. Effect of femoral canal shape on mechanical stress distribution and adaptive bone remodelling around a cementless tapered-wedge stem [J]. Bone Joint Res, 2016, 5(9): 362-369.
- [14] 朱兴华,宫赫,白雪飞,等.弹性模量与表观密度的分段函数关系用于股骨近端的结构模拟[J].中国生物医学工程学报,2003,22(3):250-257.
- [15] NOYAMA Y, MIURA T, ISHIMOTO T, et al. Bone loss and reduced bone quality of the human femur after total hip arthroplasty under stress-shielding effects by titanium-based implant [J]. Mater Trans, 2012, 53(3): 565-570.