

文章编号:1004-7220(2015)02-0143-05

髋关节置换前后不同步态下股骨应力分布

唐刚, 王建革, 罗红霞

(上海海事大学 物流工程学院, 上海 201306)

摘要:目的 探讨人工髋关节置换(total hip replacement, THR)前后慢走及上下楼梯两种不同步态下股骨的生物力学性能,为髋关节假体的优化设计和制造提供理论基础。**方法** 建立人工髋关节股骨的三维有限元模型,并进行有效性验证;计算慢走和上下楼梯时 THR 前后股骨的应力分布及应力遮挡率。**结果** 慢走运动时,THR 前股骨应力由近端到远端逐渐递增,在股骨中下段达到最大,最大应力为 90.6 MPa;THR 后股骨出现应力遮挡现象,股骨的应力幅值有所下降,最大应力为 82.5 MPa,股骨近端假体周围大转子附近股骨遮挡率最大,总体遮挡率为 14.9%~99.0%。此外,假体颈部出现过大的应力集中现象。上下楼梯运动时,股骨应力分布的变化规律与慢走运动时大体相似,但应力遮挡效应更为明显。**结论** 植入假体后,上下楼梯时股骨近端出现较大应力遮挡,并且假体自身出现过大的应力集中,会影响 THR 手术质量,建议病人在术后应尽量减少关节角变化较大的运动。

关键词: 髋关节置换; 应力遮挡; 应力分布; 步态

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.02.143

Stress distributions on the femur under different gaits before and after hip joint replacement

TANG Gang, WANG Jian-ge, LUO Hong-xia (*Logistics Engineering College, Shanghai Maritime University, Shanghai 201306, China*)

Abstract: Objective To investigate biomechanical properties of the femur during slow walking and stair climbing before and after total hip replacement (THA), so as to provide theoretical basis for optimal design and manufacturing of the prosthetic hip. **Methods** The 3D finite element model of hip femur was established and validated first, and the stress distributions and stress shielding rates during slow walking and stair climbing before and after THA were calculated. **Results** During slow walking, the stress increased gradually from the proximal femur to the distal femur, reaching the maximum 90.6 MPa at the lower part of the femur before THA. A stress shielding phenomenon occurred on the femur after THA, but the stress amplitude decreased, with the maximum stress reaching 82.5 MPa. The maximum shielding rate appeared near the greater trochanter of the proximal femoral prosthesis and the total stress shielding rate reached 14.9%–99.0%. In addition, excessive stress concentration occurred at the prosthetic neck. Meanwhile, the stress distribution during stair climbing had a similar regular pattern as that appeared during slow waling, but with a more obvious stress shielding effect. **Conclusions** The greater stress shielding of the proximal femur and the excessive stress concentration on the prosthetic hip during stair climbing will both influence the THA surgery quality, so patients should minimize the movement involving large joint angle after THA.

Key words: Total hip replacement (THA); Stress shielding; Stress distribution; Gait

收稿日期:2014-03-19; 修回日期:2014-06-05

基金项目:国家自然科学基金项目(31300783),教育部博士点基金联合资助项目(20123121120004),中国博士后科学基金项目(2014M561458),上海海事大学科研基金项目(20130474),上海高校一流学科-管理科学与工程,国家863计划项目(2013A2041106)。

通信作者:唐刚,讲师, E-mail:gangtang@shmtu.edu.cn。

髋关节是人体最大的关节之一,是人体承载较大的关节^[1]。日常活动中,髋部股骨承受大约体重3.5倍的载荷^[2];在奔跑、攀爬等重体力活动中,这种载荷甚至能达到体重的12倍。髋关节受力较为复杂,并且活动范围较大,加上人们日常运动时不注意保护髋关节,当关节之间的软骨组织磨光后,将会影响髋关节的正常功能。同时,一些非传染性疾病如髋关节炎、各种原因引起的股骨头缺血性坏死、股骨近端或髋臼肿瘤以及先天性髋关节半脱位等都会影响髋关节的功能。人工髋关节置换(total hip replacement, THR)手术利用机械性能和生物相容性良好的材料制成类似人体骨关节的假体,将其置换到破坏的关节面用以缓解甚至消除病痛;同时有效维持了关节的稳定性和自由度,恢复关节的正常性能。但置换后的髋关节可能存在局部应力集中和应力遮挡现象,严重者将导致髋关节在置换后产生无菌松动、骨折现象。因此,本文着重对股骨柄的应力分布以及THR前后应力遮挡效应和应力集中现象进行分析,以期从生物力学角度为人工髋关节假体的优化设计和制造提供理论基础^[3-4]。

1 三维有限元模型建立

1.1 模型建立

遗体捐赠者提供的CT图像数据(图层厚度为0.75 mm,380层,格式为DICOM)经过几何变换(平移、旋转)进行配准,使图像序列位于同一坐标系中,然后用Mimics 10.01对图片进行人工手动切割,通过数据参数化提取所需股骨模型的轮廓线,从而进行股骨的曲面建模。将建好的股骨模型与国产某型号假体柄模型导入Unigraphics NX中进行截骨和装配,假体柄的材料为医用钛合金。截骨和装配在相应医生的指导下完成,遵守临床手术过程中的原则和要求。假体装配时应尽量满足:假体柄轴线与股骨干轴线重合一致,假体柄干部尽量与骨髓腔匹配,假体颈轴线与股骨颈轴线尽量重合一致,假体颈部轴线应尽量通过股骨头中心。股骨金属假体适宜的植入角度为外翻 $135^{\circ} \sim 145^{\circ}$ ^[5]。

1.2 相关材料属性

THR手术是为了减轻病人伤痛,提高髋关节稳定性的同时实现髋关节的活动度。本文主要研究THR前后股骨的力学特性,对应材料的参数见表1。

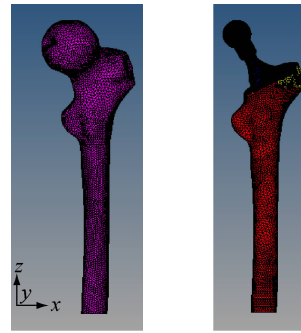
表1 材料属性参数^[4]

Tab. 1 Parameters of the material properties

材料	泊松比	弹性模量/MPa
医用钛合金	0.32	96 000
皮质骨	0.36	16 200
松质骨	0.30	389

1.3 有限元模型网格划分

在有限元软件Hypermesh 10.0中对股骨和THR后股骨模型(见图1)进行网格划分,网格尺寸为2 mm,单元类型采用10节点四面体单元。完成网格划分后,股骨模型共有19 410个节点,89 783个单元;置换后股骨模型共有47 197个节点,235 421个单元。在股骨柄的近、远端区分皮质骨和松质骨,股骨与假体之间采用共节点方式接触^[6]。



(a) 股骨

(b) 装配假体

图1 有限元模型示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the finite element model

(a) The femur, (b) The assembly of femur and prosthesis

1.4 加载方式及边界条件

本文主要分析人们日常生活中慢走及上下楼梯运动时股骨的力学性能。根据Heller等^[7]提出的髋关节肌肉力和关节力加载方式,模拟体重70 kg的患者平地慢走以及上下楼梯运动时的关节受力,计算THR前后股骨的应力分布。慢走时,关节除了受最大的关节力外,还受外展肌、阔筋膜张肌近端和远端、股外侧肌4个肌肉力;而上下楼梯时,关节则受关节力和外展肌、阔筋膜张肌近端和远端、髂筋束肌近端和远端、股外侧和内侧肌7个肌肉力(见表2)。为使分析更具合理性,把假体分为近端、中端、远端3个节段。坐标系基于股骨解剖形态,X轴指向股骨内侧,Y轴指向股骨前方,Z轴竖直向上。

表2 模型施加的关节力和肌肉力

Tab.2 Joint and muscle forces loaded on the model

加载	方向	关节力/N	外展肌/N	阔筋膜张肌		髂胫束肌		股外侧肌/N	股内侧肌/N
				近端/N	远端/N	近端/N	远端/N		
慢走	X	-370.4	397.9	49.4	-3.4	—	—	-6.1	—
	Y	-225.0	29.5	79.6	-4.8	—	—	126.9	—
	Z	-1 572.3	593.4	90.6	-130.3	—	—	-637.3	—
爬楼梯	X	-406.8	480.9	72.0	-3.4	21.3	-1.4	-15.1	-60.4
	Y	-415.7	197.6	20.6	-5.5	33.6	-2.1	153.7	271.7
	Z	-1 621.0	582.4	87.8	-115.2	19.9	-44.6	-926.8	-1 832.0

2 计算结果分析与讨论

2.1 模型有效性验证

有限元模型无法脱离传统的生物力学实验而单独存在,在仿真过程前需要对模型进行有效性验证,故首先对所建模型进行收敛性测试。在慢走时,对股骨加载生理载荷,计算股骨的应力分布。将文献[7-8]中的实验仿真结果与本文有限元模型结果进行对比(见图2);横坐标表示应力分布趋势,把股骨分为10个区域,比较3个模型对应区域的应力分布。本研究所建有限元模型的应力分布趋势与文献[7-8]实验仿真结果较为一致,具体的数值差异推测与加载载荷大小的不同有关。

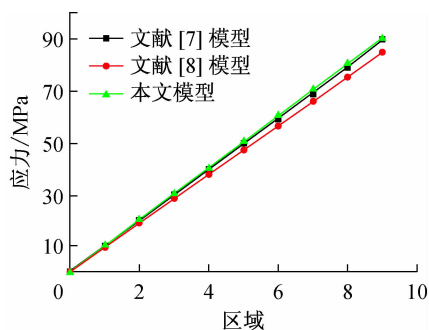


图2 模型收敛性验证

Fig.2 Convergence test of the finite element model

2.2 慢走时 THR 前后股骨应力分布

慢走时 THR 前后的股骨应力分布如图3所示。THR 前,完整股骨的应力由近端到远端逐渐递增,在股骨中下段达到最大,最大应力为90.6 MPa。同时,股骨内侧和前侧应力较大。股骨前侧主要承受

拉应力,应力范围为0.04~30.20 MPa;而股骨后侧承受压应力,应力范围为40~80 MPa。THR 后,假体柄颈部出现过大的应力集中现象,推测假体柄材料的弹性模量过大,同时柄的颈部形状不规则导致过大的应力集中;但是股骨的应力分布依旧从近端到远端递增,在中下部达到巅峰,最大应力为82.5 MPa。THR 前后并没有改变股骨的应力分布模式,前侧压应力比后侧要小,这是由于慢走运动时,关节力在股骨上产生了弯矩效应。

2.3 上下楼梯时 THR 前后股骨应力分布

上下楼梯时 THR 前后的股骨应力分布如图4所示。对比图3、4可以看出,上下楼梯时股骨的受力模式以及应力变化与慢走时相似;但是股骨承受更大的应力,应力峰值为215.3 MPa。THR 后,假体柄承受较大的应力,从而导致股骨承受的应力有一定幅度的减小。股骨前侧应力分布明显小于股骨内外侧以及后侧。此外,在假体颈部依旧出现过大的应力集中现象,这是因为在上下楼梯的过程中,股骨踝接受应力并向上传导,在股骨远端迅速集中,导致股骨远端与假体柄颈部成为应力集中高发区。

2.4 股骨模型应力遮挡效应

当两个或者两个以上具有不同弹性模量的成分组成一个机械系统加载时,发生载荷、应力、应变的重分配行为,高弹性模量承担较多载荷,导致低弹性模量少承担或者不承担载荷,相应的应变也会较小,这一效应称为应力遮挡效应^[9]。由于假体材料的弹性模量远远大于骨骼的弹性模量,造成 THR 后假体承受了一定的载荷,则通过假体传递到股骨的载荷出现减小。应力遮挡的计算公式为:

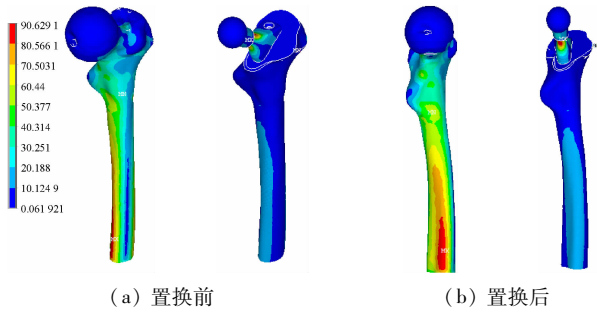


图3 慢走时股骨置换前后应力分布

Fig.3 Stress distributions on the femur during slow walking

(a) Before THR, (b) After THR

$$\eta = \frac{\sigma_0 - \sigma_1}{\sigma_0} \times 100\%$$

其中： σ_1 为 THR 后相应的股骨等效应力， σ_0 为 THR 前完整股骨对应的等效应力^[10]。

由 Wolff 定律可知，骨骼将会根据新的生物力学环境进行适应性的骨重建。应力遮挡会使骨骼本身脱离适合自身生长、发育的应力范围。因此，当应力遮挡率过大时，将会改变正常股骨的应力分布规律，导致骨质再吸收，骨量流失，皮质骨逐渐变薄，最终导致假体松动，有时甚至会出现骨折现象。

为了更清楚、直观地分析应力遮挡现象，把股骨模型分为 A1、A2、A3、D1、D2、D3 共计 6 个区域，分别计算相应区域植入假体后的应力遮挡效应。上下楼梯运动时各个区域的应力遮挡率如图 5 所示。THR 后，股骨应力明显下降。此外，应力遮挡率过大的区域位于股骨近端和中端，尤其在大转子附近达到最大为 99.0%，而中端的最大遮挡率为 57.6%。这是因为 THR 前关节力直接从股骨头通过骨小梁传递到股骨上，股骨受力比较均匀；而 THR 后关节力则需通过假体柄传递到骨水泥再传递到股骨，这将改变髋关节的应力分布规律。由于假体柄、假体头的弹性模量过大，故假体承担更多的关节力和肌肉力，造成股骨的应力遮挡。假体远端应力遮挡率逐渐变小，为 15.3%。股骨前侧应力遮挡的变化规律与内侧相似，在股骨近端较大，为 90.6%；在中下端逐渐减小，为 15.2% ~ 32.2%。慢走时，股骨的应力遮挡效应与上下楼梯时大体相似，股骨前、后侧遮挡率分别为 34.7%、41.4%。可以看出，由于慢走时所受的关节力和肌肉力较小，应力遮挡效应较为改善，这与林凤飞等^[11]用实验证明置换后股骨

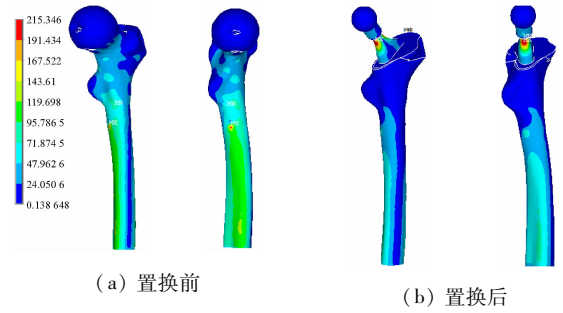


图4 上下楼时股骨置换前后应力分布

Fig.4 Stress distributions on the femur during stair climbing

(a) Before THR, (b) After THR

假体周围存在应力遮挡现象，同时应力由近端向远端呈递减趋势的结果相近。

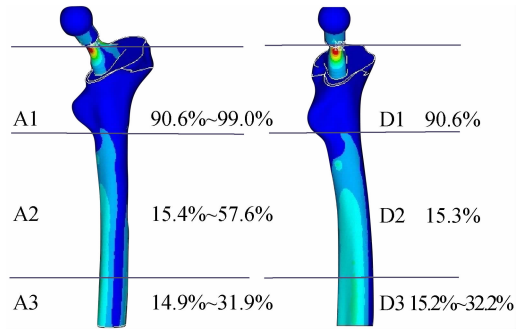


图5 上下楼梯运动下置换前后的应力遮挡效应

Fig.5 Stress shielding during stair climbing before and after THR

2.5 应力集中现象

应力集中过大将导致磨损加剧甚至加速断裂，磨损则会造成骨溶解，最终逐渐累积形成无菌性松动。同时，由于股骨颈部的结构类型为悬臂结构，在过大的应力集中作用下会引发断裂、骨折等。因此，应力集中将导致髋关节在极限载荷的循环作用下易发生骨折现象，同时不规则假体在 THR 手术过程不好安装，会间接增加手术难度并影响手术质量。

从 THR 前后股骨的应力分布云图可以看出，在生理载荷作用下，股骨受力大小与载荷呈现一定的正比关系。THR 前，无论是慢走还是上下楼梯，在股骨近端内侧均出现较为明显的应力集中现象；股骨矩附近出现明显的高应力分布现象，在骨小梁部位应力集中最为明显，推测正常股骨的内侧所受压应力在股骨中下端向外偏转，同时由于关节力过大，作用在股骨头上，股骨颈部结构形状较为不规则。然而 THR 后，假体柄颈部、假体头下端产生明显的

应力集中现象,最大应力分别为 371、365 MPa,推测关节置换后切除的正常股骨头被假体所取代,但一般假体颈部的直径小于正常股骨头的直径,容易导致在假体颈部造成应力明显提高,产生应力集中现象。这是由假体的材料以及形状决定,对假体的长期使用存在不利的影 响。本研究结果与郭子学等^[12]利用有限元分析蝶形柄的应力分布结果类似。

从仿真结果可以看出,上下楼梯运动时 THR 前后股骨的应力分布模式与慢走时相似。但是上下楼梯时髋关节承受更多载荷,故股骨以及假体的应力分布值总体较大。此外经过计算发现,上下楼梯运动时应力遮挡率较慢走时更为明显。

3 结语

本文采用三维有限元方法分析慢走和上下楼梯两种不同步态下人工髋关节假体柄的生物力学性能,为髋关节假体柄的优化设计和制造提供一定的技术支持。THR 手术后,关节角变化较大的运动容易影响手术质量,故建议患者应尽量较少关节角度变化较大的运动。有限元分析方法不仅在一定程度上代替了传统的生物力学实验,而且能在对实验条件进行控制的前提下模拟人体的生物力学情况。本研究也存在一定的局限性。由于单元格组成的网格并不能精确代表假体的形态,其弹性模量也不能精确代表假体内力学性能的分部情况,故对假体进行精确的分析计算十分困难。因此,本文计算结果并不能完全精确反映实际情况,但通过与其他学者类似研究进行对比可知本文分析具有一定指导意义。

参考文献:

[1] 韩树洋,葛世荣. 人工全髋关节置换术对天然股骨生物力学行为的影响[J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 471-474.
Han SY, Ge SR. Effect of total hip arthroplasty on biomechanical behavior of natural femur [J]. J Med Biomech,

2010, 25(6): 471-474.

- [2] 马朝石. 全髋关节置换术假体位置的生物力学研究及临床应用[D]. 长春: 吉林大学博士学位论文, 2012.
- [3] 郑晓雯, 封小建, 张延宾. 人工股骨柄形状和表面处理对置换术后假体和人体股骨应力分布影响的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2007, 21(4): 322-327.
Zheng XW, Fen XJ, Zhang YB. Finite element analysis of the influence of shape and surface treatment of artificial stem on stress distribution of prostheses and femur after total hip replacement [J]. J Med Biomech, 2007, 21(4): 322-327.
- [4] 仲照明. 全髋关节置换中股骨和假体的三维重建及有限元分析[D]. 长春: 吉林大学硕士学位论文, 2012.
- [5] 展影, 雷新玮, 屈瑾, 等. 不同股骨假体植入角度的髋关节表面置换术后股骨近端力学的有限元研究[J]. 国际医学放射学杂志, 2010, 33(5): 451-455.
- [6] 徐南伟, 孙荣彬, 王禹基, 等. 组配式髋表面置换股骨头假体植入后股骨近段应力变化的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2008, 23(6): 459-464.
Xu NW, Sun RB, Wang YJ, *et al.* Finite element analysis of changes in proximal femur stress after modular hip resurfacing arthroplasty [J]. J Med Biomech, 2008, 23(6): 459-464.
- [7] Heller MO, Bergmann G, Kassi JP, *et al.* Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing [J]. J Biomech, 2005, 38(5): 1155-1163.
- [8] 刘石磊. 人工髋关节柄-宿主骨系统生物力学研究[D]. 上海: 上海交通大学硕士学位论文, 2012.
- [9] 严世贵, 何荣新, 陈维善, 等. 全髋关节置换前后股骨应力变化的有限元分析[J]. 中华骨科杂志, 2005, 24(9): 561-565.
- [10] 戴超斌. 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. Internal fixation of fracture and stress shielding [J]. J Med Biomech, 2000, 15(2): 69-71.
- [11] 林凤飞, 郑明, 林朝晖, 等. 人工髋关节不同材料假体对骨界面的应力分布研究[J]. 中国矫形外科杂志, 2008, 16(7): 540-550.
- [12] 郭子学, 侯丽丽, 赵峰, 等. 不同截面股骨假体置换后假体与股骨应力的有限元分析[J]. 中华骨科杂志, 2010, 30(11): 1167-1170.