

文章编号:1004-7220(2010)06-0471-04

人工全髋关节置换术对天然股骨生物力学行为的影响

韩树洋^{a,b}, 葛世荣^{a,b}

(中国矿业大学 a. 机电工程学院, 徐州 221116; b. 摩擦学与可靠性研究所, 徐州 221116)

摘要: 目的 研究人工全髋关节置换术后股骨的变形及应力改变, 同时研究关节置换术对股骨振型及固有频率的影响。**方法** 选取1名正常男性青年进行股骨段CT扫描, 构建正常股骨和术后股骨的有限元模型, 对其进行步态情况下的生物力学行为分析、模态分析。**结果** (1) 关节置换术后假体柄部有明显的应力集中, 并产生了应力遮挡; (2) 术后股骨的峰值应力增大到原来的4.36倍; (3) 约束模态的固有频率明显高于自由模态; (4) 振型阶次越高, 术后股骨与正常股骨固有频率的差距越大; (5) 股骨的振型主要为弯曲和扭转, 且置换前后振型变化不大。**结论** 假体的植入改变了股骨原有的力学结构特性。在假体设计方面, 必须考虑到股骨的振动特性, 避免共振带来的假体松动。

关键词: 全髋关节置换; 股骨; CT扫描; 生物力学; 有限元方法; 应力分布; 模态分析

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Effect of total hip arthroplasty on biomechanical behavior of natural femur

HAN Shu-yang^{a,b}, GE Shi-rong^{a,b} (*a. College of Mechanic and Electrical Engineering; b. Institute of Tribology and Reliability, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, China*)

Abstract: Objective To study the deformation and stress distribution of femur after total hip arthroplasty (THA) and its influence on the vibration mode and natural frequency of femur. **Method** Two finite element models of natural femur and femur after THA were developed on the basis of computed tomography (CT) scans from a normal young man to investigate the biomechanical behavior of the subject under gait condition and make the modal analysis. **Results** (1) After THA, obvious stress concentration was obtained around the prosthesis neck, and the stress shielding was observed; (2) The peak stress of femur model after THA increased to 4.36 times of the original one; (3) The natural frequency for constrained mode was much higher than that of free mode; (4) With the increase of vibration mode, the differences in natural frequency between two models became larger; (5) Bending and twisting were the main vibration mode of femur, and there were no significant changes in vibration mode before and after THA. **Conclusions** The prosthesis could change the mechanical and structural properties of the original femur. In order to avoid prosthesis loosening derived from sympathetic vibration, the vibration property of femur must be taken into consideration in the design of prosthesis.

Key words : Total hip arthroplasty (THA); Femur; CT scans; Biomechanics; Finite element method; Stress distribution; Modal analysis

作为20世纪最成功的手术之一, 人工关节置换术使很多骨关节疾病患者远离了病痛。全球每年约

有50余万人接受人工关节置换术^[1]。然而随访研究发现, 由于假体安装、材料磨损、假体松动等原因,

收稿日期:2010-09-10; 修回日期:2010-10-02

基金项目:国家自然科学基金重大国际合作项目(30810103908), 江苏省自然科学基金创新学者攀登项目(BK2008005)。

作者简介:韩树洋(1986-), 男, 博士研究生, 研究方向:人工髋关节的生物力学行为。

通讯作者:葛世荣, 教授, 博士研究生导师, E-mail: gesr@cumt.edu.cn。

导致术后人工关节只能维持10~15年的使用年限。为此,很多专家学者从生理学^[2]、摩擦学^[3-4]、材料科学^[5]以及假体安装和设计^[6-7]等众多方面对人工关节的特性进行了研究和试验。作为人工髋关节的宿主骨,股骨在手术前后的力学结构和受力环境都发生了很大的变化。根据Wolff定律,人体股骨的结构会随着它所在力学环境的变化而进行必要的改建,以适应新的负荷。而临床发现,术后股骨结构的变化会导致假体周围不同程度的骨丢失,引起假体松动,最终影响到人工关节的使用寿命^[8]。

模态分析是研究结构动力特性一种近代方法,通过模态分析方法可以了解股骨各阶主要模态的特性,进而就能够预测股骨的实际振动响应。Campbell等^[9]提出了变阻抗测量股骨振动特性的方法; Khalil等^[10]得出了尸体股骨的固有频率。然而,目前国内在这方面的相关研究较少,尤其是针对中国人股骨的振动特性分析研究尚处于起步阶段。因此,本文对建立的股骨有限元模型进行模态分析,从而为国人工髋关节的设计及振动分析提供一定的参考依据。

1 材料和方法

1.1 样本

对1名23岁男性志愿者进行CT断层成像,扫描范围为髋关节上部20 mm至膝关节下部20 mm。图像层间距为0.75 mm,投照条件为X射线电压130 KV,X线曝光量90 mA·s,共得到685张512×512的DICOM格式CT图像。

1.2 数据處理及建模

将上述DICOM格式的CT图像导入Mimics图像处理软件,得到包括骨盆、膝关节等在内的原始三维模型。然后采用阀值分割,边缘检测和跟踪等操作将股骨分割出来。分割出的股骨模型是不连续的,为了避免模型实体部分不连续导致产生大量的低质量单元,对股骨模型进行光滑处理,然后导入Ansys软件进行网格划分。

为了对全髋关节置换术后的股骨进行建模,首先在三维实体建模软件Solidworks中对人工假体进行设计。本文中的假体模型参考德国Waldemar Link GmbH&Co公司生产的生物型人工髋关节假体,其股骨头直径是28 mm。在Mimics中,重新导

入原始图像,将股骨头切除,然后导入假体模型,将假体置于股骨中正确的位置。然后对新的模型进行光滑、网格划分等操作,步骤同上。两个模型的单元总数分别是663 819和565 695。

1.3 材料属性

为了降低计算的复杂程度,本文通过CT灰度值来区分人体密质骨和松质骨,并根据EI'Sheikh等^[11]的报道,对股骨材料属性进行设定(见表1)。假体材料选用临幊上使用较多,生物相容性好的Ti6Al4V。

表1 髋关节各部分材料属性^[11]

Tab. 1 The material properties of hip components^[11]

材料属性	密质骨	松质骨	假体(Ti6Al4V)
弹性模量/MPa	162 00	389	100 000
泊松比	0.36	0.3	0.32
密度/(kg·m ⁻³)	1 990	500	4 430

2 结果

2.1 步态情况下的生物力学分析

在步行过程中,股骨受力的大小和方向都在时刻发生着变化。Cheal等^[12]曾指出在1个步态周期中,髋关节有3个受力峰值,分别发生在脚跟着地相、单肢中立相和脚趾离地相。对于体重60 kg的人,3个受力峰值如表2所示。因此,本文只取3个瞬态数据作为力加载边界条件进行步态分析计算。

表2 步态周期中的关节合力

Tab. 2 Joint forces during the gait cycle

步态时相	加载力/N	单位矢量		
		X	Y	Z
脚跟着地相	2728.32	-0.36	0.10	0.93
单肢中立相	2063.88	-0.35	-0.05	0.93
脚趾离地相	2546.04	-0.48	0.10	0.95

注:矢量方向通过股骨头的中心向内、向后、向上为正

在分析时,约束股骨远端在冠状面和横断面内的自由度以模拟人体走路时的情况。由于股骨头不是本文的重点研究对象,关节力作用位置对计算结果的影响较小,因此取股骨头外、上部的特定参考点作为力的加载区域,不考虑关节力作用位置的变化。

限于篇幅,本文只列出脚跟着地相的分析结果,两个模型的股骨变形及应力分布情况如图1所示。

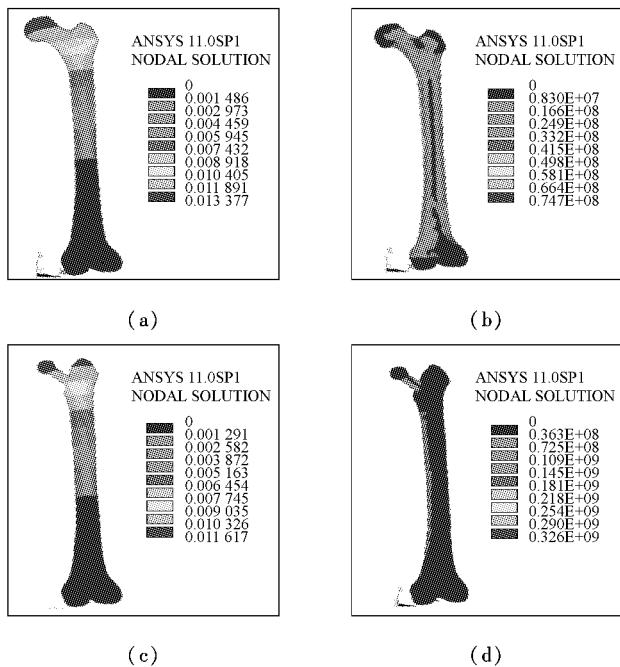


图1 两个模型的股骨变形及应力分布图 (a) 正常股骨的变形云图,(b)正常股骨的应力分布云图,(c)术后股骨的变形云图,(d)术后股骨的应力分布云图

Fig.1 Deformation and stress distribution contour of the two models (a) Deformation contour of normal femur, (b) Stress distribution contour of normal femur, (c) Deformation contour of femur after THA, (d) Stress distribution contour of femur after THA

2.2 模态分析

模态分析在临幊上常用于对骨质疏松症、骨折愈合等情况的评价,以及对植人人工关节后引起的骨发育不良等问题进行量化分析。本文通过两方面的模态分析来研究关节置換术对股骨振型和固有频率的影响。一为自由模态,对股骨远端进行全自由度约束;二为约束模态,模拟人正常走路的情况,约束股骨头部节点的3个平动自由度,以及股骨髖间窝处节点的3个平动自由度和绕 y 、 z 轴的转动自由度。表3所示是两个股骨模型前5阶振型的固有频率。图2是两个模型的前5阶振型。其中图2(a)、(b)是自由模态时的振型,图2(c)、(d)是约束模态时的振型。

3 讨论

对于正常股骨,脚跟着地相的高应力区域主要

表3 两个模型的固有频率

Tab.3 The natural frequencies of the two models

振型	自由模态		约束模态	
	正常股骨	术后股骨	正常股骨	术后股骨
1	59.396	59.103	491.85	456.79
2	72.552	72.826	628.10	570.95
3	373.97	418.61	1232.7	1126.9
4	443.29	482.40	1465.2	1380.1
5	546.97	618.83	1898.3	1498.5

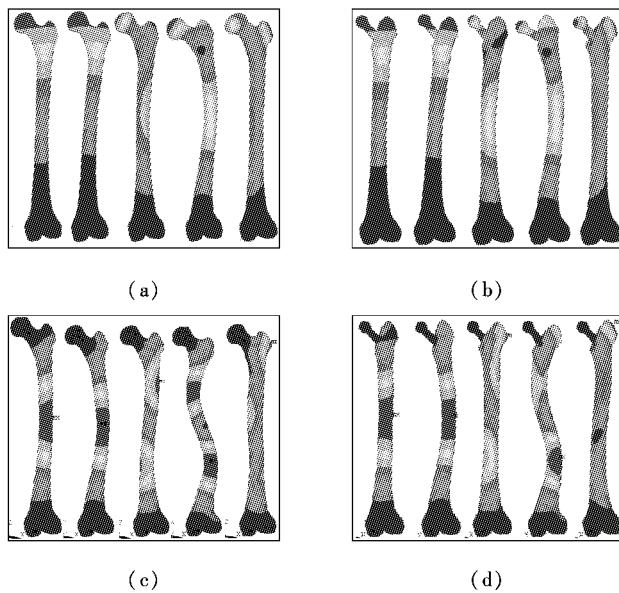


图2 两个股骨模型的前5阶振型 (a)、(b)自由模态,(c)、(d)约束模态

Fig.2 The first five vibration modes of the two models (a), (b) Free mode, (c), (d) Constrained mode

分布在股骨内侧以及外侧,在内侧受压应力,在外侧受拉应力,而中间髓腔部位的相对应力较小。另外,正常股骨并没有明显的应力集中现象。对于术后股骨,应力的数值及分布均发生了明显的变化,在假体柄部位出现了明显的应力集中现象,并且峰值应力是正常股骨的4.36倍。股骨其他部位的应力分布差别并不明显,可见术后出现了明显的应力遮挡现象。这主要是由于股骨和假体的弹性模量相差较大导致的,应力遮挡势必导致股骨受力环境的变化,从而导致骨溶解,引起手术的失败^[8]。

自由模态与约束模态的固有频率呈现明显不同,自由模态的固有频率集中在59~620 Hz之间的

频带,而约束模态的固有频率较高,分布在456~1 898 Hz。对于自由模态,术后股骨的低阶固有频率与正常股骨相比几乎相同。而随着振型阶次的增加,术后股骨的固有频率比正常股骨变大,第5阶时两者的差异增大到15%左右;而对于约束模态,术后股骨的固有频率均比正常股骨有所降低,降低幅度从7%逐渐增加到20%。可见,关节置换术后,由于假体的植入破坏了天然股骨的自身结构,其固有频率发生了改变^[13]。若产生谐振,界面微动会明显加剧,从而导致假体松动。因此在设计人工关节时,应尽量避开股骨的固有频率。

不管是自由模态还是约束模态,股骨的振型都是以弯曲和扭转为主,并且术后股骨的振型与正常股骨相差不大。自由模态时,股骨第1、2阶振型为矢状面、冠状面内的一阶弯曲;第3、4阶振型为矢状面、冠状面的二阶弯曲;第5阶振型为矢状面内的二阶弯曲和横截面内的扭转,这与文献中的结果是一致的^[14];约束模态时,股骨第1、2阶振型为矢状面和冠状面内的二阶弯曲;第3、4阶振型为矢状面和冠状面内的高阶弯曲,并伴有微量的扭转;第5阶振型主要为横截面内的扭转,矢状面和冠状面内有一定的高阶弯曲。值得注意的是,在约束模态情况下,第1至4阶振型的最大弯曲变形均发生在股骨中上段,而这正是假体植入的部位,振动产生的微位移会对关节柄的固定产生较大影响。由于股骨头假体承受载荷,髓腔固定假体,在步态情况下假体极易产生矢状面内的振动,而约束模态的1至4阶振型恰为矢状面内的弯曲,这对假体的固定十分不利,因此,应当尽量避免这些振型。

4 结语

通过上述分析可知,关节置换术后,股骨的力学结构发生了比较明显的变化。假体柄部产生了明显的应力集中,并对股骨造成了应力遮挡。通过模态分析可以看出,弯曲和扭转是股骨的主要振型,在设计人工关节时应避开股骨固有频率。本文通过对股

骨生物力学和振动频率方面的研究,为适于中国人骨骼特征的假体设计提供了参考依据。

参考文献:

- [1] 杨述华,刘勇. 人工关节置换术未来发展与挑战[J]. 国外医学骨科学分册,2005,26(1):324.
- [2] Doorn F, Mirra JM, Campbell PA. Tissue reaction to metal on metal total hip prostheses[J]. Clin Orthop Relat Res, 1996, 329(suppl):187-205.
- [3] 王成焘. 天然与人工关节中的摩擦学问题[J]. 医用生物力学,2009,24(5):317-325.
- [4] 王友,薛文东,戴克戎. 人工关节磨损颗粒诱导钛合金植入物松动的实验研究[J]. 医用生物力学,1999,14(3):171-174.
- [5] 葛世荣,王庆良. 人工关节改性材料的生物摩擦学研究[J]. 医用生物力学,2009,24(5):326-342.
- [6] James Dowd, Kirk Kindsfater, William Barrett, et al. Large femoral heads can help reduce risk of dislocation in total hip arthroplasty[J]. J Arthroplasty, 2008, 23(2):318.
- [7] 杨显春,朱振安. 白假体位置对全髋关节置换术后假体受力及磨损的影响[J]. 医用生物力学,2008,23(4):332-336.
- [8] 严世贵,吴浩波,余世策. 全髋关节置换前后股骨侧应力的理论分析[J]. 生物医学工程学杂志,2006, 23(3): 530-534.
- [9] Campbell JN, Jurist JM. Mechanical impedance of the femur: a preliminary report [J]. Journal of Biomechanics, 1987, 14: 319-322.
- [10] Khalil TB, Viano DC, Taber LA. Vibrational characteristics of the embalmed human femur [J]. Journal of Sound and Vibration, 1981, 75: 417-436.
- [11] El' Sheikh HF, MacDonald BJ, Hashmi MSJ. Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading [J]. Journal of Materials Processing Technology, 2003, 143/144: 249-255.
- [12] Cheal EJ, Spector M, Hayes WC. Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty[J]. Journal of Orthopaedic Research, 1992, 10: 405-422.
- [13] 姜海波. 人体下肢关节系统的生物力学行为研究[D]. 徐州:中国矿业大学, 2008: 69-83.
- [14] 尚鹏,闫贺庆,王成焘. 基于个体材料和几何特性的股骨振动模态分析[J]. 上海交通大学学报,2003,37(增刊):99-105.