

文章编号:1004-7220(2012)04-0381-05

正常和膝外翻情况下胫骨近端内部结构模拟

方娟¹, 宫赫¹, 朱东², 张西正³

(1. 吉林大学机械学院, 长春 130025; 2. 吉林大学第一医院, 长春 130021; 3. 军事医学科学院卫生装备研究所, 天津 300161)

摘要: **目的** 模拟正常和膝外翻时胫骨近端的内部结构。**方法** 采用定量骨重建理论与有限元法相结合,对正常力学环境下胫骨近端的内部结构进行模拟,然后以此结构为初始模型,根据膝外翻情况下胫骨平台压力分布的改变规律,合力的作用点在胫骨外侧平台上,模拟膝外翻后胫骨近端内部结构。**结果** 模拟得到的骨密度分布与真实胫骨进行对比,无论是正常力学环境下还是膝外翻情况下,都与实际非常吻合。**结论** 本研究所采用的方法与载荷的分布方式能够正确地模拟预测胫骨近端内部结构,是进一步研究全膝关节置换术后假体周围骨重建行为的基础。

关键词: 胫骨; 膝外翻; 骨重建; 压力分布; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Simulation for internal structure of proximal tibia in both normal and valgus knees

FANG Juan¹, GONG He¹, ZHU Dong², ZHANG Xi-zheng³ (1. College of Mechanical Engineering, Jilin University, Changchun 130025, China; 2. The First Hospital of Jilin University, Changchun 130021, China; 3. Institute of Medical Equipment, Academy of Military Medical Sciences, Tianjin 300161, China)

Abstract: **Objective** To simulate the internal structure of proximal tibia in both normal and valgus knees. **Methods** The internal structure of proximal tibia under normal mechanical environment was simulated using quantitative bone remodeling theory combined with finite element method. Based on this structure as the initial model and the changing pattern of pressure distributions on tibial plateau in valgus knee, the internal structure of proximal tibia in valgus knee was simulated with the action point of resultant force on the lateral tibial plateau. **Results** The simulated distributions of bone mineral density (BMD) were compared with the real tibia, and found the simulated results highly consistent with the actual ones both under normal mechanical environment and in valgus cases. **Conclusions** The method and the load distributions adopted in this study can accurately simulate and predict the internal structure of proximal tibia, thus could be served as the basis for further study on periprosthetic bone remodeling behavior after the total knee arthroplasty.

Key words: Tibia; Valgus; Bone remodeling; Pressure distribution; Finite element analysis

骨骼系统是人体的主要承力系统,起着运动、支持和保护身体的作用,经过进化已达到最优化的结构;其结构符合力学最优原则,即骨结构可以根据周围力学环境调整自身的结构和形状,当周围的力学

环境发生改变时,骨可以相应地调整自身的结构和形状,以最优化的结构形态适应这种力学的改变,即骨具有自适应性或自优化功能。后来人们力图用数学形式来定量地表达骨结构与力学环境的关系,用

收稿日期:2011-11-01; 修回日期:2011-12-15

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10972090, 10832012, 10872078), 吉林大学科学前沿与交叉学科创新项目(200903169)。

通讯作者:宫赫, E-mail: gonghe1976@yahoo.com; 朱东, E-mail: swyxgc@126.com。

量化的骨重建规则研究骨重建行为,并预测骨的组织结构。Huiskes 等^[1-3]、Weinans 等^[4]先后用数学方法描述了骨的这种自优化特性。Mullender 等^[5]在 Weinans 等^[4]给出的自优化方程的基础上提出“传感器的影响范围”这一概念,将骨重建用数学方法描述为自组织生物控制过程,解决了模拟结果中密度不连续的问题。

膝关节是人体最大最复杂的关节,当膝关节发生外翻或内翻畸形时,胫骨的内部结构会随受力的变化而发生改变,严重时甚至会进而影响膝关节的正常功能。因此,模拟预测膝关节受力变化时胫骨内部结构的变化有重要的意义,此结果还可以作为进一步研究人工膝关节置换后胫骨近端骨重建的基础。

为了定量预测骨重建过程和最终结构形态,骨结构的内部力学环境以应变能密度的形式精确地确定下来,有限元法可以有效地完成这一任务。通过骨重建理论和有限元法相结合,可以对胫骨内部结构进行预测。假设骨的内部具有感受器,即每个单元代表一个感受器,它可以探测力学激励,并且可以根据激励值的大小引起局部骨质的适应性。

1 方法

本文在 Weinans 等^[4]提出的骨重建控制方程的基础上,吸收 Mullender 等^[5]提出的空间影响函数的思想,利用骨重建理论与有限元方法相结合,模拟正常情况和膝外翻情况下胫骨近端的结构。

1.1 骨重建控制方程

用表观密度 ρ 描述骨的内部结构特征,用单位质量的应变能密度 U_a/ρ 作为力学激励,则骨重建控制方程为^[4]:

$$\frac{d\rho}{dt} = B \left(\frac{U_a}{\rho} - k \right) \quad 0 < \rho \leq \rho_{cb} \quad (1a)$$

$$U_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n U_i \quad (1b)$$

式中: U_i 为第 i 个载荷工况下的应变能密度; n 为载荷工况总数; B 是常数;参考激励值 k 为常数,且与位置无关; ρ_{cb} 为最大骨密度,通常取为皮质骨的密度。

表观密度与弹性模量的关系式采用朱兴华等^[6]根据松质骨胞元模型理论结合骨的生理实际提出的分段函数:

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

式中:弹性模量单位是 MPa,表观密度单位是 g/cm^3 。此表达式较为细致地描述了松质骨的表观密度与弹性模量之间的关系,在区间的划分上充分考虑了表观密度的大小与松质骨模型之间的关系^[6]。

1.2 骨重建过程平衡准则

由骨重建过程确定的平衡条件为:

$$\begin{aligned} d\rho/dt &= 0, \quad U/\rho = k \\ \rho &= \rho_{\min}, \quad \rho = \rho_{\max} \end{aligned} \quad (3)$$

式中: ρ_{\min} 取 $0.01 \text{ g}/\text{cm}^3$, $\rho_{\max} = \rho_{cb}$,本文中 $\rho_{cb} = 1.92 \text{ g}/\text{cm}^3$ 。

骨重建理论与有限元法相结合预测骨结构形态的系统流程图如图 1 所示^[7]。

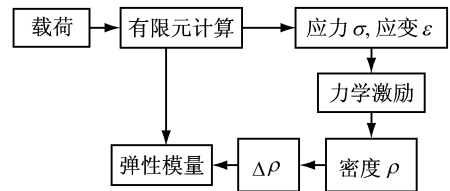


图1 结合有限元法的骨重建模拟的迭代反馈机制

Fig. 1 Iterative feedback mechanism of bone remodeling stimulation combined with finite element method

1.3 有限元模型

1.3.1 正常胫骨的有限元模型 如图 2 所示,采用一个二维有限元模型,其外形是利用 CT 扫描获得的数据建立起胫骨近端冠状面的二维形态,导入到大型有限元软件 ANSYS 中得到的。此模型中包含 5 454 个双线性四边形平面应力单元,5 674 个节点,每个单元边长约为 1 mm。模型厚度为 12 mm,泊松比为 0.3 保持不变。初始密度 $\rho = 0.8 \text{ g}/\text{cm}^3$, $k = 0.4 \text{ J}/\text{g}$, $B = 0.05 (\text{g}/\text{cm}^3)^2$ 。

如图 3 所示,对胫骨远端施加约束,作用于胫骨平台上的关节作用力 F 为 255 N,在 3 种不同工况^[8]下模拟日常的加载历史:(1)关节作用力在每个胫骨平台表面平均分布;(2)关节作用力在整个胫骨平台上的分布为内侧占 70%,外侧占 30%,并且与垂直面倾斜 5° ,其水平分力指向内侧;(3)是

(2)的镜像,内侧占30%,外侧占70%,其水平分力指向外侧。

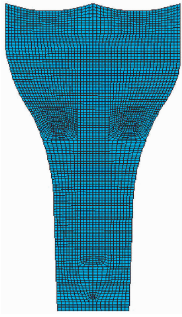


图2 胫骨近端二维有限元网格图
 Fig. 2 Two-dimensional finite element meshes of the proximal tibia

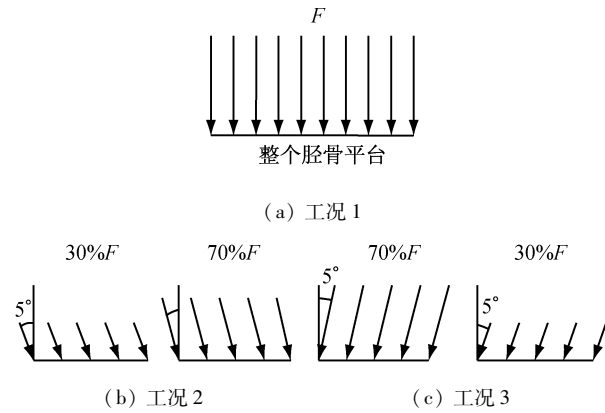


图3 3种工况下载荷的分布形式
 Fig. 3 Load distribution forms under three loading conditions

每个单元有3种收敛情况,故达到平衡时必须是在以下3种情况之一:①骨完全吸收;②骨达到最大密度值;③骨的密度介于最大与最小值之间,此时有 $u_i/\rho = k$ 。

1.3.2 膝外翻6°时胫骨的有限元模型 模拟膝外翻引起胫骨平台骨密度分布变化时,以上文模拟正常力学环境下胫骨所得到的模拟结果为初始有限元模型。

李为等^[9]测量了7例由于膝外翻畸形需要进行人工全膝关节置换治疗的膝关节外翻角度,其平均角度为 $(5.1 \pm 2.4)^\circ$,故选择模拟膝外翻6°时胫骨近端骨密度的变化。

膝外翻时胫骨平台所受的载荷有所变化。在正常情况下,膝关节所承受压力的合力作用点通过膝关节的中心,其胫骨平台的关节面上受力比较均匀。

朱东等^[10]认为,当膝关节发生内翻畸形时,膝关节承受的压力数值所发生的变化很小。由于膝外翻与膝内翻类似,假定膝外翻时关节作用力大小没有改变;所不同的是,外翻时关节面应力分布不均匀,胫骨外侧平台受力增大。本文中令外侧平台受力约占关节作用力的52.5%,内侧平台受力占关节作用力的47.5%。

利用文献[1-4]中提出的自优化方程与有限元理论相结合,应用朱兴华等^[6]提出的表观密度与弹性模量的分段函数,对正常力学环境下和膝外翻6°情况下的胫骨近端的内部结构进行模拟。

1.4 结果验证

为了验证模拟得到的结果,在胫骨近端选取3个感兴趣区(region of interest, ROI)进行对比(见图4)。由于腓骨顶点所在位置是一个定点,所以取腓骨顶点所在水平面为基准,在胫骨近端内侧平台、外侧平台和胫骨中间选取3个ROI,测量ROI的平均骨密度。其中,内侧与外侧平台的ROI以与Hulet等^[11]相同的方式选取。整个胫骨平面的宽度平均分成14份,ROI的高度为7mm。这14个区域从胫骨外侧至内侧依次命名为R1~R14,其中R2、R3、R4位于胫骨外侧平台之下,R11、R12、R13位于胫骨内侧平台之下。内侧感兴趣区ROI1由R11、R12和R13组成,外侧感兴趣区ROI2由R2、R3和R4组成。ROI3是位于胫骨近端中间处的感兴趣区,以腓骨顶点为基准向下,高为7mm,宽为22mm,以胫骨中心为对称轴对称。在此模型中,腓骨最高点距胫骨平台最低点距离为9mm^[12-14]。

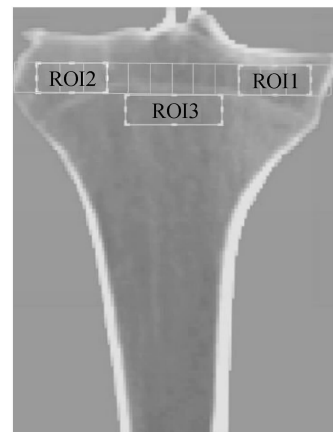


图4 胫骨近端的3个感兴趣区
 Fig. 4 Three regions of interest in proximal tibia

利用 MIMICS 软件或双能 X 线骨密度测量仪测得的骨密度 (bone mass density, BMD) 的单位与本文中骨密度的单位不统一,不能直接在数值上进行对比。通过比较 ROI 的平均 BMD 的比值对模拟结果进行验证。

2 结果

2.1 正常胫骨近端内部结构模拟结果

图 5(a) 为模拟得到的正常力学环境下胫骨近端的内部结构。对正常胫骨近端模拟结果,计算其 3 个 ROI 的 BMD,得到每个 ROI 的平均 BMD,以及和这 3 个 ROI 平均 BMD 的比值。在 MIMICS 软件中,测量得到同一冠状面内 3 个 ROI 的 BMD,密度单位为亨氏单位 (hounsfield unit, HU),并计算这 3 个 ROI 的平均 BMD 的比值。表 1 列出了正常胫骨模拟结构和在软件 MIMICS 中得到的 3 个 ROI 的平均 BMD 及比值。由表 1 可知,本文所得到的正常胫骨的模拟结果与实际测量的胫骨结果非常相符。

2.2 膝外翻 6° 胫骨近端内部结构模拟结果

图 5(b) 为模拟得到的膝外翻 6° 时胫骨近端的内部结构。对模拟所得的膝外翻 6° 的胫骨近端结果,经计算得到其 ROI1 与 ROI2 的平均 BMD,和这两个 ROI 平均 BMD 的比值。Hulet 等^[11]利用双能 X 线骨密度测量仪对膝外翻 > 4° 的 22 个病人的胫骨的 BMD 进行测量,得到 ROI1 和 ROI2 的平均 BMD。表 2 列出了膝外翻 6° 时胫骨模拟结果及 Hulet 等^[11]得到的 ROI1 和 ROI2 的平均 BMD 及比值。

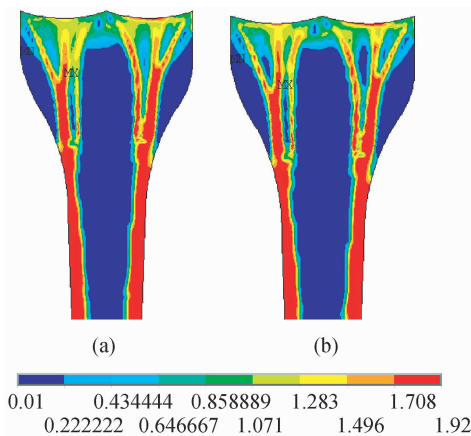


图 5 正常 (a) 和膝外翻 6° (b) 胫骨近端模拟结果

Fig. 5 Simulation results of the normal proximal tibia (a) and valgus knee with six degrees (b)

表 1 正常胫骨模拟结构和软件 MIMICS 中得到的 3 个 ROI 的平均 BMD 及比值

Tab.1 The average BMD of three ROIs and its ratio obtained from the simulated structure of normal tibia and the measurements in MIMICS software

	正常胫骨密度模拟结果	MIMICS 测量结果
ROI1	1.069 5 g/cm ³	188.74 HU
ROI2	0.912 9 g/cm ³	160.48 HU
ROI3	0.409 5 g/cm ³	72.15 HU
ROI1/ROI2	1.171 5	1.176 1
ROI1/ROI3	2.611 7	2.615 9
ROI2/ROI3	2.229 3	2.224 3

表 2 膝外翻 6° 的胫骨模拟结果与 Hulet 等^[11]测得的 ROI1 与 ROI2 的平均 BMD 及比值

Tab.2 The average BMD of ROI1 and ROI2 and its ratio obtained from simulation results of tibia in knee valgus with 6 degrees and the measurement results of Hulet, *et al*^[11]

	膝外翻 6° 模拟结果	测量外翻 > 4° 结果 ^[11]
ROI1	0.919 g/cm ³	0.827 ± 0.198 g/cm ²
ROI2	1.041 g/cm ³	0.939 ± 0.229 g/cm ²
ROI1/ROI2	0.882	0.878 ~ 0.886

由表 2 可知,本文所得到的结果与 Hulet 等^[11]对膝外翻 > 4° 的病人的胫骨测量得到的结果相符。

将膝外翻 6° 和正常的胫骨近端模拟结果进行对比,可以看到 ROI1 的平均 BMD 在外翻后减少了 14.1%,ROI2 的平均 BMD 在外翻后增加了 14.1%。由此可见,随着胫骨平台受力的改变,外侧平台受力增大,内侧平台受力变小,其 BMD 也随之变化,外侧 ROI 的 BMD 增加,而内侧 ROI 的 BMD 减少。

因此,无论是正常胫骨还是膝外翻时的胫骨,模拟得到的内部骨密度分布都与真实结构非常相近;并且在发生膝外翻时,其内部密度分布的变化与受力的变化相对应。

3 讨论

本研究中所采用的模型是一个二维模型,包括 3 种载荷工况以模拟人在日常活动中胫骨平台的受力;利用方程 (1) 所描述的重建规则进行骨结构模拟,弹性模量和表观密度关系的表达式采用朱兴华等^[6]提出的分段函数,模拟得到了正常与膝外翻 6°

时胫骨近端的内部结构。通过对比可知,模拟的结果与实际非常相符,说明此种方法与力的加载方式能够正确地对胫骨近端的内部结构进行模拟预测。孔令燕等^[15]对股骨近端进行模拟的结果也证明了此种方法的有效性。

所使用的模型是胫骨近端冠状面的二维模型,能够表示实际的胫骨近端冠状面形态。虽然用二维模型来代替胫骨的三维实际结构还有一定的局限性,但是由于三维情况下的载荷比较复杂,很难用三维模型模拟胫骨的骨重建过程,此问题还有待进一步研究。本文模拟得到的结果经验证与实际胫骨冠状面的结构非常符合,说明此种方法能有效地对胫骨的内部结构进行模拟,为今后研究人工膝关节置换后胫骨近端骨重建行为提供了基础。

参考文献:

- [1] Huiskes R, Weinans H, Grootenboer H, *et al.* Adaptive bone remodeling theory applied to prosthetic design analysis [J]. *J Biomech*, 1987, 20(11-12): 1135-1150.
- [2] Huiskes R, Weinans H, Dalstra M. Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty [J]. *Orthopedics*, 1989, 12(9): 1255-1267.
- [3] Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen, *et al.* Validation of strain adaptive bone remodeling analysis to predict bone morphology around noncemented THA [C]//*Trans Orthop Res Soc 37th Ann Mtg. Anaheim, Canada; [s. n.]*, 1991: 105.
- [4] Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. The behavior of adaptive bone remodeling simulation models [J]. *J Biomech*, 1992, 25(12): 1425-1441.
- [5] Mullender MG, Huiskes R, Weinans H. A physiological approach to the simulation of bone remodeling as a self-organizational control process [J]. *J Biomech*, 1994, 27(11): 1389-1394.
- [6] 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.
- [7] 朱兴华, 宫赫, 朱东. 椎体结构及其生长过程的模拟[J]. *中国生物医学工程学报*, 2001, 20(4): 310-317.
- [8] Nyman JS, Hazelwood SJ, Rodrigo JJ. Long stemmed total knee arthroplasty with interlocking screws; A computational bone adaptation study [J]. *J Orthopaed Res*, 2004, 22(1): 51-57.
- [9] 李为, 蒋毅, 周一新, 等. 高屈曲度人工膝关节置换术的临床疗效[J]. *中华骨科杂志*, 2008, 28(10): 828-832.
- [10] 朱东, 董心, 刘百奇, 等. 膝内翻引起胫骨平台内侧骨质增生的模拟[J]. *中国生物医学工程学报*, 2005, 24(4): 391-396.
- [11] Hulet C, Sabatier JP, Souquet D, *et al.* Distribution of bone mineral density at the proximal tibia in knee osteoarthritis [J]. *Calcified Tissue Int*, 2002, 71(4): 315-322.
- [12] 张博, 潘江, 林源, 等. 国人正常胫骨近端线性参数测量及分析[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(4): 351-355.
Zhang B, Pan J, Lin Y, *et al.* Measurement and characteristic analysis of proximal tibia linear parameters in normal Chinese [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(4): 351-355.
- [13] 王建平, 吴海山, 王成焘. 人体膝关节动态有限元模型及其在TKR中的应用[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(5): 333-337.
Wang JP, Wu HS, Wang CT. Dynamic finite element modeling of human knee joint and application in TKR [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(5): 333-337.
- [14] 徐长明, 吴海山, 储小兵, 等. 国人胫骨平台至腓骨小头高度差距的测量及其临床意义[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2005, 20(4): 226-227.
- [15] 孔令燕, 李洪, 宫赫, 等. 股骨近端结构功能适应性的模拟预测[J]. *哈尔滨工业大学学报*, 2011, 43(S1): 299-302.