

人工膝关节置换中的生物力学研究进展

郭媛[†] 史俊芬 陈维毅

太原理工大学应用力学与生物医学工程研究所, 太原 030024

摘要 膝关节是人全身最大最复杂的关节, 它的任何一个主要组成部分的损坏都会引起膝关节的反常运动, 久之软骨和半月板发生磨损、变性而形成骨性关节炎, 从而影响人的日常生活. 通常采用的方法是进行膝关节矫形或置换, 对严重病变的膝关节, 则采用全膝置换手术. 随着人工膝关节置换成为非常普遍的外科手术, 与膝关节假体相关的研究也越来越多的被人所关注. 从生物力学角度对人工膝关节假体的类型和材料、假体生物力学性能的理论研究和实验研究、骨重建的理论模型、骨整合的理论和实验、与理论和实验相关的有限元分析模型等几个主要方面进行了详尽的综述. 同时, 指出了人工膝关节置换和目前研究中存在的问题, 并对其未来的发展方向进行了一定的预测.

关键词 人工膝关节, 假体, 接触应力, 有限元分析

1 引言

人工膝关节置换, 是一种人工关节置换外科手术, 是指切除机体已无法自行修复的关节面, 用人工关节组件替代损坏的关节, 矫正肢体力线, 消除膝关节的疼痛, 维持关节稳定性, 恢复膝关节的功能. 骨关节炎是临床极其常见的一种疾病, 其发生率随年龄的增长而大大增加, 大于 55 岁年龄的发病率高达 80%, 有症状和活动障碍者占 1/8 左右, 而人工关节置换最适用于因骨关节炎而致的关节功能障碍者. 虽然膝关节置换目前已成为解决骨关节炎的较为普遍的方法, 而且有较高的术后满意率, 但是由于各方面的问题, 做膝关节翻修手术的病人仍然很多.

人工膝关节置换, 根据骨关节炎病变情况分为单侧膝关节置换和全膝关节置换两种. 全膝关节置换又分为: 后交叉韧带 (posterior cruciate ligament, PCL) 保留的膝关节置换和后端固定的全膝置换; 粘合的和非粘合的全膝置换; 固定轴和活动轴置换等. 膝关节假体材料种类也有很多: 股骨部分是钴铬合金 (Co-Cr) 制成的, 胫骨平台由钛合金或钴铬合金制成, 胫骨轴组件由超高分子聚乙烯制成, 髌骨现在大部分采用超高分子聚乙烯制成.

本文将从生物力学性能研究、骨重建、骨整合以及有限元方法分析几方面介绍生物力学在人工膝关

节置换中的作用及存在的问题.

2 人工膝关节的生物力学性能研究

置换手术后, 聚乙烯的磨损是决定是否需要翻修手术的主要因素之一. 人工膝关节置换术的长期性能主要依赖于运动和骨重建时产生的应力. 因为走路是最主要的日常活动, 所以膝关节处受到的步行周期载荷也是术后膝关节受到的最主要的力. 许多学者已从多个角度、采用多种方法对此进行了研究.

2.1 理论研究

Paul 早在 1965 年就做了关于膝关节受力的研究^[1]. 他给出的关节受力曲线目前仍是许多学者经常采用的一种标准载荷曲线. Costigan 等^[2]做了爬楼梯时髌和膝关节的运动研究. Watanabe 等^[3]对做过活动轴关节置换手术的膝关节深度弯曲运动进行了分析. 另外还有学者通过一些数学模型估算了肌肉和关节的接触力^[4~7]. Taylor 等^[8]使用下肢的骨骼-肌肉模型, 加载不同的载荷, 估算了在走路和爬楼梯时胫股关节的接触力. Chen 等^[9]采用数学模型研究了膝关节假体的运动和计算了接触轨迹. 进行了步行时膝关节的受力分析, 可知不对称的载荷产生不对称的应力, 并最终可导致胫骨松动.

收稿日期: 2006-08-31, 修回日期: 2007-06-11

[†] E-mail: guoyuanyut1980@163.com

Martelli^[10]建立了全膝关节置换术后的双关节面髌股关节模型,但模型只考虑了髌骨与股骨滑槽的接触状态.事实上,当屈膝超过某种程度时,髌骨就离开股骨滑槽而与股骨内外髁接触. Gill^[11]的双关节面髌股关节二维模型则可在同一模型中反应这两种不同的接触状态.

许多学者^[9,12~14]都建立了全膝关节置换术后的股胫关节模型,预测术后膝关节运动模式,评估术后效果.

2.2 应力测量

为了更好地了解置换术后人工膝关节的磨损情况,已有许多方法对关节面上的接触应力和接触面积的分布进行了测量:包括立体摄影测量^[15],染色法^[16,17],硅胶法^[18],和3S技术^[19],富士压敏片^[20~23],压力传感器^[24,25],微压痕传感器^[26],计算机模型^[27]和Tekscan公司的K-scan传感器^[28,29].但是无论测量新鲜的膝关节还是人工关节,由于加载情况的不同,各种测量方法的差别,所得的结果也会有差别. Liao等^[23]对不同的富士压敏片的测量性能进行了比较. Harris等^[28]使用K-scan传感器和富士压敏片分别测量了人工膝关节在静态加载时不同载荷和屈膝不同角度下的接触应力和接触面积的值,认为K-scan传感器得到的值较为准确,可靠性高.

Ashvin等^[29]测量了步行中,某些时刻关节软骨的接触应力和接触面积的值,结果表明在屈膝90°时接触应力达到最大值,而且在整个过程中,都是内侧的接触应力大于外侧的^[30,31].

但是整个步行过程中关节面上接触应力和面积变化的情况未见报道.

2.3 固定和活动轴的人工膝关节置换术的生物力学分析

固定轴膝关节假体在载荷较大而接触区域较小处,易发生聚乙烯的疲劳和损坏^[30].鉴于这个问题,在20世纪80年代后期由Goodfellow和O'Connor^[32]提出了活动轴膝关节置换.他们指出活动轴的人工关节由于能旋转,所以比固定轴的具有较大运动范围,更多功能,更耐久. Stukenborg-Colsman等^[33]测量了在动态加载的情况下,固定轴、活动轴的胫骨组件接触应力和面积,得出固定轴的平均接触应力峰值比活动轴的值要大,在活动轴人工关节中,由于假体会插入胫骨平台中,实现了接触面积的最大化从而降低了接触应力.郑成功等^[34]研究了固定轴和活动轴的膝关节在对线不齐的情况下的接触应力和接触面积,发现对线不齐对固定轴的膝关节影响较大.其他的临床研究也证明活动轴人工关节较好^[35~41].

Ranawat^[42]进行了固定轴和活动轴的膝关节短期性能比较,发现在膝关节功能、疼痛程度、运动范围、满意程度方面无明显区别. Most等^[43]研究了在固定轴或活动轴的膝关节手术后的股骨后端移位和胫骨旋转,发现结果也无明显区别.

活动轴的膝关节置换由于无较多约束和低的接触应力,从而减少了假体早期磨损.但是相对于固定轴,活动轴膝关节可能会使软组织不均衡,增加了脱臼的机会.这还需要进行固定轴和活动轴的膝关节长期性能比较.

2.4 术后人工膝关节疲劳性研究

目前置换术后的人工膝关节的使用寿命是15~20年,为了更好地验证术后假体的使用寿命和磨损程度,许多学者都做了相关实验. Ahir等^[44]和Tomaso等^[22]对术后的人工膝关节都做了最大载荷分别为500N, 2000N, 4000N的5000000周期疲劳实验,来观测胫骨平台的磨损程度. Walker等^[45]也进行了频率为1Hz的疲劳实验. John等^[46]做疲劳实验后发现假体内侧的磨损程度要大于外侧的.

3 骨重建和骨整合

3.1 骨重建理论

骨重建是一种均衡的吸收和致密的连续过程,主要出现在受力改变的地方.人工关节置换时,假体直接与骨接触,改变了骨的应力分布,骨组织能自行调节来适应新的载荷情况.膝关节置换术后,骨的适应期可持续好几年,这有可能引起骨折和骨质量的减少.

Wolff是第1个考虑力学环境和骨结构之间关系的人.他在1892年就提出一个重要的假设,骨在需要的地方就生长,不需要的地方就被吸收,也就是说,骨的生长、吸收和重建,都与力学环境密切相关,这就是Wolff定律.关于Wolff定律的早期研究给出了骨重建的时间表,但只是定性研究,而非定量研究. Cowin和Hegedus^[47]提出最早基础理论之一的骨重建理论.在20世纪90年代,学者们试图量化骨重建进程来预测骨的结构和重建行为. Weinans等^[48,49]描述了骨重建的数学特征,他们使用骨结构的真实、定型后的形状来研究最初的形状,预测最优化的骨内部结构,他们的预测结果很接近真实情况.

Hurwitz等^[50]研究了膝关节处预加载荷,与胫骨内外两侧之间骨分布的关系,研究了步行时膝关节内收运动,与胫骨内外两侧无机物含量的比率和分布的关系.此研究中,用靠近胫骨处骨分布的敏感性来预测动态载荷分布,与Akamatsu^[51]研究胫骨分布

和改变载荷条件时静态因素间的关系,得出的结论有相同之处. Li 和 Nilsson^[52] 研究了靠近胫骨处骨无机物密度的改变与术后两年胫骨组件的固定情况之间的关系,可知早期的移动主要是因为接触而下骨无机盐密度 (bone mineral density, BMD) 的改变. 经过两年的 BMD 改变可知是术后正常排列引起的骨重建,而与假体固定方式无关.

3.1.1 内部骨重建理论模型

现在已证实骨通过内部和外部的重建来适应外部载荷.

Hazelwood 等^[53] 建立了包括相关的力学和生物学进程在内的骨重建本构模型,模拟了由于骨破坏导致内部骨重建引起的孔隙率和材料性能的改变. Nyman 等^[54] 也用此模型模拟了关节置换术后长期的骨自我调节功能.

此模型基于两个非线性微分方程建立

$$\dot{p} = Q_R N_R - Q_F N_F \quad (1)$$

式中, \dot{p} 是孔隙率改变率, Q_R 是基本细胞单元 (BMU) 的骨吸收, Q_F 是骨填充率, N_R 是每单位面积的基本细胞单元吸收密度, N_F 是骨填充率的均值函数.

$$\dot{D} = \dot{D}_F - \dot{D}_R \quad (2)$$

式中, D 是每单位面积上的骨裂隙长度, \dot{D}_F 和 \dot{D}_R 分别表示疲劳损坏率和切除率.

3.1.2 外部骨重建理论模型

Zhu 等^[55] 创建了外部骨的自适应模型,并模拟了髌关节置换术后骨重建的进程,使用应变能来控制外部骨重建的过程.

$$\begin{aligned} \frac{dn}{dt} &= C(n, Q)[u(Q) - u_0(Q)] \\ u &= \frac{1}{2}\sigma\varepsilon, u_0 = \frac{1}{2}\sigma_0\varepsilon_0 \end{aligned} \quad (3)$$

式中, $\frac{dn}{dt}$ 是法线方向上 Q 点的重建率, $C(n, Q)$ 是外部骨重建系数.

3.2 骨整合

骨整合 (osseointegration) 的概念于 20 世纪 50 年代由 Branemark 提出,是指活骨组织与假体在结构上和功能上的直接结合. 从生理角度来看,骨整合形成后,骨组织与假体之间不存在纤维性组织,而只存在骨性连接^[56]. 并且,骨性结合是评价假体成功与否的标准之一. 有效的数据表明,假体临床成功与骨整合现象密切相关,假体的固定,依赖于其周围形成的骨组织,假体与骨之间无纤维组织的形成^[57].

影响假体骨整合的因素很多: 假体材料、表面处理、假体表面形态、假体界面的骨质量等. 目前骨整合的研究主要集中在假体材料的骨整合特性方面,而对其生物力学特性未进行充分研究,樊瑜波等^[56,58] 通过建立动物模型,分析了假体及周围骨组织在不同载荷下的应力、应变分布规律,得出了不同载荷作用对骨整合的形成和发展影响很大. 从现有文献可见,骨整合主要应用在牙齿植入物方面,在膝关节方面较少,人体的膝关节研究就更少,有待进一步的了解和研究.

4 有限元方法分析

人工膝关节是一个复杂系统,在各种日常活动中,它可以承受较大的力,允许有大幅度的相对位移. 现在大家已经认可,分析人工关节时使用有限元模型是可靠的. 其参数、数字化的研究方法,可精确的控制载荷、运动、边界条件和结构的变化. 在有些实验模型中无法得到的韧带力、接触力 / 面积和软骨应力,可以采用有限元方法来进行研究.

4.1 假体破坏的有限元分析

Villa 等^[59] 使用有限元方法和试验研究了聚乙烯 (UHMWPE) 活动轴的接触应力. Essner 等^[60] 考虑了胫骨矢状面的一致性对磨损的影响. Rawlinson 和 Bartel^[61] 用非线性材料的有限元模型分析了相同胫骨结构时的应力分布. Taylor 和 Barrett^[62] 分析了偏心载荷对人工胫骨表面上应力的影响,并与有限元方法分析的结果进行了比较. 在假体破坏的有限元模型中,大多数都有股骨组件、胫骨轴组件和胫骨平台. 股骨组件一般被看作刚体,胫骨组件是弹性体^[59~63], UHMWPE 是非线性材料^[60~64]. Godest 等^[65] 模拟了膝关节软组织的运动. Moglo 等^[66] 使用非线性弹簧单元模拟各条韧带. 然而,骨、假体、韧带全都有的模型很少见. 为了分析人工膝关节置换术后的关节运动和骨重建,应当建立包括骨、假体、韧带的模型.

4.2 对线不齐的人工膝关节有限元分析

如前面提到的,对线不齐是导致人工膝关节破坏的主要原因. Liao 等^[67] 进行了 3 种不同排列时,3 种应力的比较. 对线严重不齐的假体,接触应力和 von Mises 应力大幅度增加. Yang 和 Lin^[68] 研究了球形表面的回转式铰链,发现这种设计对对线不齐的影响很大.

4.3 步行周期内人工膝关节的有限元分析

有限元方法可估算步行周期内假体的应力分布. Ishikawa 等^[69] 建立了二维有限元模型估算

一个步行周期内的接触运动对假体应力的影响。通过荧光检查可得到步行时人工膝关节假体相对位置的数据。静态的有限元方法可以分析一个步行周期内接触面上各点的应力分布。Estupinan 等^[70]使用理想二维模型,模拟对线不齐的膝关节中周期载荷对假体应力的影响情况。Reeves 等^[71]用二维矢量面模型估算周期载荷时假体的塑性应变,Godest 等^[65]使用有限元模型模拟膝关节在步行周期内的运动和内部应力,步行周期内,对线不齐时假体和骨的应力分布。

4.4 接触应力分析的有限元模型

Tomaso 等^[22]建立了三维有限元膝关节假体模型模拟各载荷、各弯曲角度下的接触应力、接触面积以及疲劳磨损情况,并与使用富士压敏片测出的结果进行了对照。Bendjaballah 等^[72]模拟了4条韧带完整保留情况下膝关节内翻/外翻现象时的接触应力。Winson 等^[73]建立的有限元模型求出了膝关节假体各部位的接触应力分布数据和剪应力峰值。Jia 等^[74]建立的有限元模型分析了步行时膝关节弯曲各角度时接触面积的大小和位置。Yang 等^[75]利用 ABAQUS 有限元模型分析了接触力为 2800 N 时分别旋转 0°, 4°, 8° 时的接触应力。

4.5 置换术后骨重建的有限元模型

Rietbergen^[76]建立了骨重建的三维有限元模型,此模型不仅包括密度改变引起的骨内部重建,也包括形状改变引起的骨外部重建。Fernandes 等^[77]研究了不同覆盖条件下的骨密度分布和向内生长情况。以前,已经用骨适应模型模拟了髌关节置换术,但很少有人研究膝关节置换。Nyman 等^[54]曾用一种重建理论结合二维胫骨有限元模型预测了在人工膝关节置换术后长时间内骨重建的变化,但很少有人用三维模型来模拟这个过程。

有限元方法已被广泛使用在人工膝关节生物力学研究的各个方面:可以模拟膝关节不同运动时、对线不齐以及疲劳等多种情况下的关节面间的接触应力;模拟假体的疲劳损坏实验,预测假体的使用寿命;模拟置换后骨的重建过程。

5 展 望

应力测量方面:目前的人工关节较多采用钛铝合金和钴铬合金的金属关节面,两金属关节面之间垫入超高分子聚乙烯垫。但是由于膝关节运动时垫片上会受到较大的接触应力而引起早期磨损和无菌松动,从而影响整个假体的性能。所以许多学者采用多种方法测量关节面与垫片之间的接触应力分布,了解接触应

力的峰值出现在哪个部位,从而对术后的康复运动和今后人工膝关节假体的设计进行指导。就目前的情况看,如果想通过灵敏的传感器得到精确的数据只能进行体外实验,而在体实验不易测得接触应力分布,只能估算受力大小。今后可能出现新型的对人体无损又可以进行在体测量的灵敏设备,方便在人体运动过程中随时得到精确的接触应力数值。

骨重建和骨整合方面:活动轴的膝关节比目前常用的固定轴的有更大的活动范围,更强的功能。但从短期来看,两者没有明显的差别,然而,长期性能是否明显还未见报道,有待通过实验和临床来验证。由于对线不齐和聚乙烯的磨损和松动,从而影响置换后骨的重建过程,同时骨的重建结果也会进一步的加剧对线不齐和聚乙烯的松动。并且骨重建和骨整合是一个长期连续过程,又相当复杂,所以对其的研究比较困难。这就需要临床的跟踪研究,理论和有限元模拟有更大的发展,通过实验和理论研究可以更好地了解骨重建的过程。

假肢设计方面:今后假体的设计要求既能恢复膝关节本身的运动学特性,又能减少关节假体接触面之间的应力,减少假体的磨损,在设计中需要寻找低应力与活动自由度两者之间的平衡点。同时,在下肢假体构型设计时,应考虑载荷所导致假体周围应力对骨整合的影响。

另外,由于中国人与西方人运动与生活的习惯不同,因而假体的工艺和使用情况都应不同。因此,中国人应当研发适用于国人自己的人工膝关节假体。

参 考 文 献

- 1 Paul J P. Forces transmitted by joints in the human body. *Proc Inst Mech Eng*, 1967, 181(3): 8~15
- 2 Costigan P A, Deluzio K J, Wyss U P. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait & Posture*, 2002, 16(1): 31~37
- 3 Watanabe T, Yamazaki T, Sugamoto K, et al. In vivo kinematics of mobile-bearing knee arthroplasty in deep knee bending motion. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, 22(5): 1044~1049
- 4 Baltzopoulos V. Muscular and tibiofemoral joint forces during isokinetic concentric knee extension. *Clinical Biomechanics*, 1995, 10: 208~214
- 5 Kellis E. Tibio-femoral joint forces during maximal isokinetic eccentric and concentric efforts of the knee flexors. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16: 229~236
- 6 Piazza S J, Delp S L. Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001, 123: 599~606
- 7 Zheng N, Fleisig G S, Escamilla R F, et al. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *Journal of Biomechanics*, 1998, 31(10): 963~967
- 8 Taylor W R, Heller M O, Bergmann G, et al. Tibio-femoral

- loading during human gait and stair climbing. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, 22(3): 625~632
- 9 Chen E, Ellis R E, Bryant J T, et al. A computational model of postoperative knee kinematics. *Medical Image Analysis*, 2001, 5(4): 317~330
 - 10 Martelli S, Ellis R E, Marcacci M, et al. Total knee arthroplasty kinematics, computer simulation and intraoperative evaluation. *J Arthroplasty*, 1998, 13 (2): 145~155
 - 11 Gill H S, O'Connor J J. Biarticulating two-dimensional computer model of the human patellofemoral joint. *Clinical Biomechanics*, 1996, 11(2): 81~89
 - 12 Sathasivam S, Walker P S. A computer model with surface friction for the prediction of total knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 1997, 30(2): 177~184
 - 13 Masson M, Bushelow M. A virtual model for functional assessment of interax ISA mobile bearing knee. A mobile bearing knee. *J Biom*, 1998, 31(Suppl 1): 117~117
 - 14 Godest A C, Cloke S, Taylor M, et al. A computational model for the prediction of total knee replacement kinematics in the sagittal plane. *J Biom*, 2000, 33(4): 435~442
 - 15 Ateshian G A, Kwak S D, Soslowsky L J, et al. A stereophotogrammetric method for determining in situ contact areas in diarthrodial joints, and a comparison with other methods. *Journal of Biomechanics*, 1994, 27 (1): 111~124
 - 16 Black J D, Matejczyk M B, Greenwald A S. Reversible cartilage staining technique for defining articular weight-bearing surfaces. *Clinical Orthopaedics*, 1981, 159: 265~267
 - 17 Greenwald A S, O'Connor J J. The transmission of load through the human hip joint. *Journal of Biomechanics*, 1971, 4 (6): 507~528
 - 18 Kurosawa H, Fukubayashi T, Nakajima H. Load-bearing mode of the knee joint: physical behavior of the knee joint with or without menisci. *Clinical Orthopaedics*, 1980, 149: 283~290
 - 19 Yao J Q, Seedhom B B. A new technique for measuring contact areas in human joints 'the 3S technique'. In: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineering, Part H, Mechanical engineering publications, 205 (2), 1991. 69~72
 - 20 Stewart T, Jin Z M, Shaw D, et al. Experimental and theoretical study of the contact mechanics of five total knee joint replacements. In: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineering, Part H, Suffolk, Mechanical engineering publications, 209 (4), 1995. 225~231
 - 21 Takeuchi T, Lathi V K, Khan A M, et al. Patellofemoral contact pressures exceed the compressive yield strength of UHMWPE in total knee arthroplasties. *Journal of Arthroplasty*, 1995, 10 (3): 363~368
 - 22 Tomaso V, Francesco M, Dario G, et al. Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37: 45~53
 - 23 Liao J J, Cheng C K, Huang C H, et al. Effect of Fuji pressure sensitive film on actual contact characteristics of artificial tibiofemoral joint. *Clinical Biomechanics*, 2002, 17: 698~704
 - 24 Brown T D, Shaw D T. In vitro contact stress distribution on the femoral condyles. *Journal of Orthopaedic Research*, 1984, 2 (2): 190~199
 - 25 Manouel M, Pearlman H S, Belakhlef A, et al. A miniature piezoelectric polymer transducer for in vitro measurement of the dynamic contact stress distribution. *Journal of Biomechanics*, 1992, 25 (6): 627~635
 - 26 Ahmed A M, Burke D L. In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints—Part I: Tibial surface of the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1983, 105 (3): 216~225
 - 27 Bartel D L, Bicknell V L, Wright T M. The effect of conformity, Thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, 1986, 68 (7): 1041~1051
 - 28 Harris M L, Morberg P, Bruce W J M, et al. An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty: a comparison of K-scan sensor and Fuji film. *Journal of Biomechanics*, 1999, 32: 951~958
 - 29 Ashvin T, James C H G, Shamal D D. Contact stresses in the knee joint in deep flexion. *Medical Engineering & Physics*, 2005, 27: 329~335
 - 30 Villa T, Migliavacca F, Gastaldi D, et al. Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(1): 45~53
 - 31 Lin Y C. Experimental evaluation of a natural knee contact model using response surface optimization: [dissertation]. Florida: University of Florida, 2004. 11~14
 - 32 Goodfellow J, O'Connor J. The mechanics of the knee and prosthesis design. *Journal of Bone and Joint Surgery (British)*, 1978, 60: 358~369
 - 33 Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Hurschler C, et al. Tibiofemoral contact stress after total knee arthroplasty. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*, 2002, 73(6): 638~646
 - 34 Cheng C K, Huang C H, Liao J J, et al. The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses—a biomechanical study. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18: 231~236
 - 35 Callaghan J J, Squire M W, Goetz D D, et al. Cemented rotating-platform total knee replacement. A nine to twelve-year follow-up study. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2000, 82: 705~711
 - 36 Jordan L R, Olivo J L, Voorhorst P E. Survivorship analysis of cementless meniscal bearing total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics*, 1997, 338: 119~123
 - 37 Murray D W, Goodfellow J W, O'Connor J J. The Oxford medial unicompartmental arthroplasty: a ten-year survival study. *Journal of Bone and Joint Surgery (British)*, 1998, 80(6): 983~989
 - 38 Svard U C, Price A J. Oxford medial unicompartmental knee arthroplasty. A survival analysis of an independent series. *Journal of Bone and Joint Surgery (British)*, 2001, 83: 191~194
 - 39 Taylor S J G, Walker P S. Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34(7): 839~848

- 40 Buechel F F S. Long-term follow-up after mobile-bearing total knee replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2002, 404: 40~50
- 41 Kaper B P, Smith P N, Bourne R B, et al. Medium term results of a mobile bearing total knee replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1999, 367: 201~209
- 42 Ranawat A S, Rossi R, Loreti I, et al. Comparison of the PFC sigma fixed-bearing and rotating-platform total knee arthroplasty in the same patient: short-term results. *The Journal of Arthroplasty*, 2004, 19(1): 35~39
- 43 Most E, Li G, Schule S, et al. The kinematics of fixed- and mobile-bearing total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2003, 416: 197~207
- 44 Ahir S P, Blunn G W, Haider H, et al. Evaluation of a testing method for the fatigue performance of total knee tibial trays. *Journal of Biomechanics*, 1999, 32: 1049~1057
- 45 Walker P S, Blunn G W, Perry J P, et al. Methodology for long-term wear testing of total knee replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2000, 372: 290~301
- 46 John H C, Matthew A B, Michael B M. Analysis of wear asymmetry in a series of 94 retrieved polyethylene tibial bearings. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38: 367~375
- 47 Cowin S C, Hegedus D H. Bone remodelling I: theory of adaptive elasticity. *Journal of Elasticity*, 1976, 6: 313~326
- 48 Huiskes R, Weinans H, Grootenboer H J, et al. Adaptive bone remodelling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics*, 1987, 20(11~12): 1135~1150
- 49 Huiskes R, Weinans H, Dalstra M. Adaptive bone remodelling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. *Orthopaedics*, 1989, 12: 1255~1267
- 50 Hurwitz D E, Sumner D R, Andriacchi T P, et al. Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution. *Journal of Biomechanics*, 1998, 31(5): 423~430
- 51 Akamatsu Y, Koshino T, Saito T, et al. Changes in osteosclerosis of the osteoarthritic knee after high tibial osteotomy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, 334: 207~214
- 52 Li M G, Nilsson K G. No relationship between postoperative changes in bone density at the proximal tibia and the migration of the tibial component 2 years after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 2001, 16(7): 893~900
- 53 Hazelwood S J, Martin R B, Rashid M M, et al. A mechanistic model for internal bone remodeling exhibits different dynamic responses in disuse and overload. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34: 299~308
- 54 Nyman J S, Hazelwood S J, Rodrigo J J, et al. Long stemmed total knee arthroplasty with interlocking screws: a computational bone adaptation study. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, 22(1): 51~57
- 55 Zhu X H, Su J J, Guo T T. The application of bone surface remodelling simulation in optimization of artificial femur prosthesis. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2001, 20(6): 560~565
- 56 修凯华, 王勃, 雷文涛等. 下肢假肢骨整合生物力学的动物实验. *医用生物力学*, 2003, 21: 44~45
- 57 Dorland S. Dorland's Illustrated Medical Dictionary. Osseointegration in Orthopedics. Philadelphia: WB Saunders, 1994. 373~386
- 58 樊瑜波, 修凯华, 王勃等. 面向植入式假肢骨整合的生物力学研究. 见: 中国生物医学工程学会第六次会员代表大会暨学术会议摘要汇编, 武汉市, 2004年4月22~25日. 武汉: 中国生物医学工程学报, 2004. 379
- 59 Villa T, Migliavacca F, Gastaldi D, et al. Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(1): 45~53
- 60 Essner A, Klein R, Bushelow M, et al. The effect of sagittal conformity on knee wear. *Wear*, 2003, 255(7): 1085~1092
- 61 Rawlinson J J, Bartel D L. Flat medial-lateral conformity in total knee replacements does not minimize contact stresses. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35: 27~34
- 62 Taylor M, Barrett D S. Explicit finite element simulation of eccentric loading in total knee replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2003, 414: 162~171
- 63 Liao J J, Huang C H, Cheng C K, et al. The influence of inserting a Fuji pressure sensitive film between the tibiofemoral joint of knee prosthesis on actual contact characteristics. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16: 160~166
- 64 Otto J K, Callaghan J J, Brown T D. Mobility and contact mechanics of a rotating platform total knee replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2001, 392: 24~37
- 65 Godest A C, Beaugonin M, Haug E, et al. Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit element analysis. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35(2): 267~275
- 66 Moglo K E, Shirazi-Adl A. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18(8): 751~759
- 67 Liao J J, Cheng C K, Huang C H, et al. The effect of malalignment on stresses in polyethylene component of total knee prostheses—a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 2002, 17: 140~146
- 68 Yang R S, Lin H J. Contact stress on polyethylene components of a new rotating hinge with a spherical contact surface. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16(6): 540~546
- 69 Ishikawa H, Fujiki H, Yasuda K. Contact analysis of ultra-high molecular weight polyethylene articular plate in artificial knee joint during gait movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1996, 118(3): 377~386
- 70 Estupinan J A, Bartel D L, Wright T M. Residual stresses in ultra-high molecular weight polyethylene loaded cyclically by a rigid moving indenter in nonconforming geometries. *Journal of Orthopaedic Research*, 1998, 16(1): 80~88
- 71 Reeves E A, Barton D C, FitzPatrick D P, et al. A two dimensional model of cyclic strain accumulation in ultra-high molecular weight polyethylene knee replacements. *Proceedings of the I MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, 1998, 212(3): 189~198
- 72 Bendjaballah M Z, Shirazi-Adi A, Zukor D J. Biomechanical response of the passive human joint under anterior-posterior

- forces. *Clinical Biomechanics*, 1998, 13: 625~633
- 73 Winson C C L, Zhang M, Jia X H. Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket. *Medical Engineering & Physics*, 2004, 26: 655~662
- 74 Jia X H, Zhang M, Li X B, et al. A quasi-dynamic nonlinear finite element model to investigate prosthetic interface stresses during walking for trans-tibial amputees. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20: 630~635
- 75 Yang R S, Lin H J. Contact stress on polyethylene components of a new rotating hinge with a spherical contact surface. *Clinical Biomechanics*, 2001, 16: 540~546
- 76 Van Rietbergen B, Huiskes R, Weinans H, et al. The mechanism of bone remodelling and resorption around press-fitted THA stems. *Journal of Biomechanics*, 1993, 26(4~5): 369~382
- 77 Fernandes P R, Folgado J, Jacobs C, et al. A contact model with ingrowth control for bone remodelling around cementless stems. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35(2): 167~176

ADVANCES IN BIOMECHANICS RELATED WITH ARTIFICIAL KNEE REPLACEMENT

GUO Yuan[†] SHI Junfen CHEN Weiyi

Institute of Applied Mechanics and Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China

Abstract Knee is the biggest and the most complicated joint in human body, whose damage would cause abnormal movement of knee. The joint cartilage and meniscus would be worn out and degenerated, and bony arthrosis would be formed at last. The daily life of the patient would be affected. The most popular treatment is knee orthopaedic or replacement, while the total knee replacement would be adopted for severe damaged knee joint. As the knee replacement becomes the most popular surgery, the researches related to knee prosthesis attract more and more attentions. This paper reviews studies on the replacement from biomechanical point of view, including the types and materials of prosthesis, the theoretical and experimental study on biomechanical properties of prosthesis, theoretical model of bone reconstruction, the theory and experiment of osseointegration, and the related finite element model. The existing problems related to artificial knee replacement are discussed and the future development directions are commented.

Keywords artificial knee, prosthesis, contact stress, finite element analysis

[†] E-mail: guoyuanyut1980@163.com