

人工髋关节润滑系统的流固耦合分析

王 琳, 刘辉萍, 徐 华

(西安交通大学 润滑理论及轴承研究所, 西安 710049)

摘要:目的 在人工髋关节润滑系统研究中,对基于计算流体动力学和流固耦合技术的方法与传统的雷诺方程法进行比较。方法 以金属对金属的全置换髋关节系统为研究对象,使用商业软件 Adina 作为计算平台,分别建立刚性和弹性流体动力学模型。结果 使用基于计算流体动力学和流固耦合技术得到的润滑膜厚度曲线,中部有比较明显的凹陷现象,相较于传统的雷诺方程法得到的结果更为合理;人工髋关节系统的髋臼杯和股骨头的流固耦合表面在所施加的载荷的作用下发生了明显的弹性变形,且该变形和流体域中的压力分布相一致。结论 使用基于计算流体动力学和流固耦合技术的方法计算人工髋关节系统的流体动力润滑性能比传统的雷诺方程法更为全面合理。

关键词: 人工髋关节; 弹流润滑; 流固耦合; 弹性变形; 计算流体动力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Fluid-structure interaction analysis on lubrication system of artificial hip joint

WANG Lin, LIU Hui-ping, XU Hua (Theory of Lubrication and Bearing Institute, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Objective To compare the method based on computational fluid dynamics (CFD) and fluid-structure interaction (FSI) with the traditional Reynolds equation method in the study of an artificial hip joint lubrication system. Methods Using business software Adina as a computing platform, the metal-on-metal total hip replacement (MOM THR) model was developed as the subject to establish the rigid and elastic CFD model, respectively. Results The film-thickness curve obtained by the CFD&FSI method had a significant depression in the center, which was more reasonable than that obtained by the traditional Reynolds equation method. The model with elastic surface under the given load showed a significant deformation at the FSI surface of the acetabular cup femoral head, and the deformation was consistent with the pressure and film-thickness distribution in fluid field. Conclusions The CFD&FSI method used here was more reasonable than the traditional method when computing the elasto-hydrodynamic lubrication of an artificial hip joint system.

Key words: Artificial hip joint; Elasto-hydrodynamic lubrication; Fluid-structure interaction (FSI); Elastic deformation; Computational fluid dynamics (CFD)

人工髋关节置换作为矫形外科手术中最为成功有效的手术之一,是一种有效的治疗骨关节炎的方法。目前,各种人工髋关节已经植入到不同需求的病人体内,这种人工的球面轴承在人体内一般能正常工作 10~15 a。但是,这样的寿命远远没有满足

年轻病人以及热爱运动的病人的需求。因此,改善人工髋关节球面轴承系统的设计,延长其使用寿命是当前重要的研究方向。

人工髋关节的轴承表面的摩擦磨损问题一直是影响人工假体寿命的重要因素,各种人工髋关节假

收稿日期:2010-12-30; 修回日期:2011-02-24

基金项目:国家重点基础研究发展计划(973计划)资助项目(2009CB724404),国家高技术研究发展计划(863计划)资助项目(2008AA042508)。

通讯作者:徐华,教授,博士研究生导师, Tel: (029) 82669157; E-mail: xuhua@mail.xjtu.edu.cn。

体的摩擦学性能已经得到了许多学者的关注。人工髋关节的关节界面大体上分为硬-软界面和硬-硬界面等。硬-软界面包括金属对高交联聚乙烯、陶瓷对高交联聚乙烯;硬-硬界面包括金属对金属、陶瓷对陶瓷等。其中高交联聚乙烯材料的抗氧化能力和导热能力差^[1],陶瓷对陶瓷假体脆性较高且承受挤压和不均匀载荷的能力差。金属对金属假体会产生纳米级的磨损微粒,这样小的磨损微粒具有一定的细胞毒性和比较少的诱导骨溶解反应^[2],并且具有优良的稳定性、延展性和自抛光性等优点。因此,金属对金属假体的应用范围有越来越大的趋势。

对于金属对金属(metal-on-metal, MOM)全髋关节置换假体, Ai等^[3]使用数值分析法研究了系统在纯挤压运动以及挤压结合振动旋转下的瞬态流体动力润滑性能。结果显示:如果使用相对大的半径或小的径向间隙和适当的几何结构的髋臼杯,金属髋关节能够达到全膜润滑状态。Jin等^[4]用全数值分析方法求解了硬质髋关节轴承的流体动力润滑问题,结果发现:股骨头的半径和髋臼杯与股骨头之间的径向间隙对润滑膜厚度有很大的影响,髋臼杯上的浅凹坑在步态周期内能够明显地增加润滑膜厚度。在稳态进给运动情况下, Jagatia等^[5]对 MOM的全髋关节置换假体系统使用有限元方法和 Newton-Raphson 有限差分法,同时求解了 Reynolds 方程和弹性方程,发现髋臼杯下方的支持层材料对轴承表面的接触压力和弹性变形影响很小。

随着计算机软硬件的发展,诸如瞬态热弹流接触模拟和滑动轴承流体动力润滑等流体问题都可以采用基于 Navier-Stokes 方程的计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)方法进行研究^[6-7],但是该方法还没有很好地用于研究髋关节假体系统的流体动力学性能。人体髋关节在行走过程中是一个快速变化的摩擦学中的动力学过程。人工髋关节球面轴承系统处于全膜润滑状态,流体与固体相互作用引起的弹性流体动力效应明显,球面轴承表面的弹性变形对系统中滑液的流体动力润滑行为有很大的影响。流固耦合(fluid-structure interaction, FSI)是一种研究流体力学与固体结构力学之间相互作用的方法,该方法已经越来越广泛地应用到弹流润滑计算等各种工程技术领域^[8-9]。

针对工业使用的滑动轴承,文献[10]提出了一

种基于计算流体动力学和流固耦合(CFD&FSI)技术的全耦合的计算方法。该方法耦合流体的 Navier-Stokes 方程和固体结构的弹性动力学方程在同一个系统中进行处理,考虑了流场在润滑膜厚度方向上的变化(传统的 Reynolds 方程无法考虑该变化),以及惯性力和剪切应力的影响,满足了流体与固体之间节点对节点的作用力和位移分别相等的条件,并且在流体域中施加了相变边界条件以解决可能出现的气穴问题。因此相对于其他通过控制载荷或变形迭代误差建立流固耦合关系的方法更接近于实际情况。但是该方法还没有应用于弹流效应显著的人工髋关节球面轴承系统的性能计算。

本文将金属对金属的全置换髋关节(metal-on-metal total hip replacements, MOM THR)系统为研究对象,使用全耦合法(CFD&FSI方法),研究其流体动力学和弹性流体动力润滑(elastohydrodynamic lubrication, EHL)特性。

1 基于 CFD&FSI 方法的弹性流体动力学计算理论

本文所使用的 CFD&FSI 方法利用有限元分析软件 ADINA^[11]耦合 CFD 方法和 FSI 技术,其中采用 CFD 法求解 Navier-Stokes 方程,有限元法求解固体弹性动力学方程。

1.1 流体域

流体域定义为三维不可压缩的层流,黏度和密度为定常值。连续流体介质的运动由经典力学原理和广义保守的 Navier-Stokes 方程控制:

$$\frac{\partial \rho_f}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_f \mathbf{v}) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \rho_f \mathbf{v}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_f \mathbf{v} \otimes \mathbf{v} - \boldsymbol{\tau}_f) = \mathbf{f}_f \quad (2)$$

式中: t 为时间, ρ_f 为流体的密度, $\mathbf{v}$ 为速度向量, $\mathbf{f}_f$ 为流体介质的体积力向量, $\boldsymbol{\tau}_f$ 为流体域的应力张量。

1.2 固体域

在固体域中,髋臼杯与股骨头等都定义为线弹性的各向同性的结构,采用三维八节点六面体固体单元离散结构。结构域的控制方程为弹性动力学方程:

$$\rho_s \ddot{\mathbf{d}}_s = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_s + \mathbf{f}_s^B \quad (3)$$

式中: ρ_s 为固体密度, $\boldsymbol{\sigma}_s$ 为固体应力, $\mathbf{f}_s^B$ 为外部所

施加的体积力向量 $\ddot{d}_s$ 为结构域的局部加速度。

1.3 流体与固体的相互作用

流体域和固体域通过材料参数和边界条件在流固界面上进行耦合。为了使该界面上的位移、速度和加速度相等,基本的运动条件和动力条件施加在流固耦合界面上。运动条件(位移一致性)为

$$d_f = d_s \tag{4}$$

动力条件(剪切力平衡)为

$$n \cdot \underline{\tau}_f = n \cdot \underline{\tau}_s \tag{5}$$

式中: d_f 和 d_s 分别为流体和固体的位移, $\underline{\tau}_f$ 和 $\underline{\tau}_s$ 分别为流体和固体的应力,下划线表示这些值定义在流体和固体相互作用的界面上。

1.4 流体膜厚度

在 FSI 模型中,流体域和固体域中的 FSI 界面的位移是相互一致的,流体膜厚度为

$$h = c + d + \delta \tag{6}$$

式中: h 为流体膜厚, c 为轴承系统的径向间隙, d 为轴承表面的相对刚性位移, δ 为轴承表面总的弹性变形。

1.5 气穴现象与相变模型

为了模拟流体中的气穴现象,在有限元模型的定义过程中使用了相变边界条件。这里所提出的相变边界条件是由润滑油在液体和气体状态下的属性以及流体域中的压力分布决定的。根据 Sun 等^[12]关于液体动态下的气穴问题的研究可知,该相变边界条件是一种接近于实际的模型,其中气体相和液体相之间的界面由流体域中的压力决定。液体设为不可压缩相,气体设为具有一定压缩量的相。定义气体体积与总体积之比为气体份数函数 f ,对于混合物 m 任意的材料属性定义为

$$m = m_l + f(m_v - m_l) \tag{7}$$

式中:下标 l 和 v 分别表示为液体相和汽体相。两相之间的变化由压力控制:当流体压力 p 高于汽化压力 p_1 时,气体份数 f 等于 0;当流体压力 p 小于液化压力 p_v 时,气体份数 f 等于 1。

2 系统模型

金属对金属的全置换髋关节系统的模型如图 1 所示,模型中包括股骨头、润滑膜、髋臼杯和支持层。髋臼杯水平放置且和支持层固定为一体,支持层的

外表面设为固定边界。通过定义一个在竖直方向上施加在股骨头中心的载荷和一个施加在流体膜内表面大小为 2 rad/s 的切向速度,模拟了在人体步态下髋关节所受的动力^[13]。

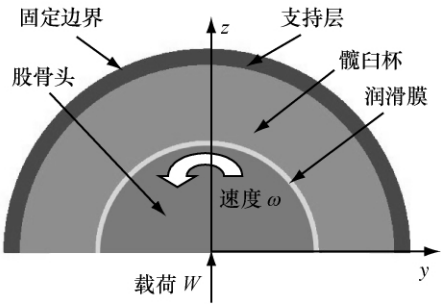


图1 模型横截面示意图
Fig.1 Schematic diagram of cross section of the model

表1 人工髋关节系统的模型参数
Tab.1 Model parameters of the artificial hip joint system

参数		MOM THR
股骨头半径/mm		14
径向间隙 $C/\mu\text{m}$		30
髋臼杯厚度/mm		9.5
股骨头和髋臼杯的弹性模量/GPa		210
股骨头和髋臼杯的泊松比		0.3
股骨头和髋臼杯的密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)		7 850
支持层厚度/mm		2
支持层弹性模量/GPa		2.27
支持层泊松比		0.23
支持层密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)		1 167
载荷/kN		1.50
速度 $\omega/(\text{rad} \cdot \text{s}^{-1})$		2
液体	黏度 $\eta/(\text{mPa} \cdot \text{s})$	1
	密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	800
气体	黏度 $\eta/(\mu\text{Pa} \cdot \text{s})$	8.97
	密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	0.029

MOM THR 模型计算所需的几何和材料参数如表 1 所示。模型中的润滑膜设为关节滑液,黏度为 1 $\text{mPa} \cdot \text{s}$ 。关节滑液从流变学的角度讲,其润滑行为在相对低的剪切速率下具有强的非牛顿流体特性,但在高的剪切速率下具有牛顿流体特性;人们在

行走过程中很可能会产生高的剪切速率,因此,润滑膜假设为牛顿的、等黏度的不可压缩流体^[14]。根据股骨头的旋转方向,定义如图2所示的润滑膜的进给方向和侧面泄流方向。整个模型假设为等温的。

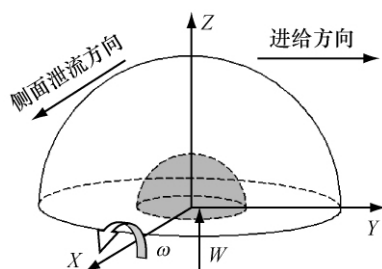


图2 加载示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the load

3 模型计算与结果分析

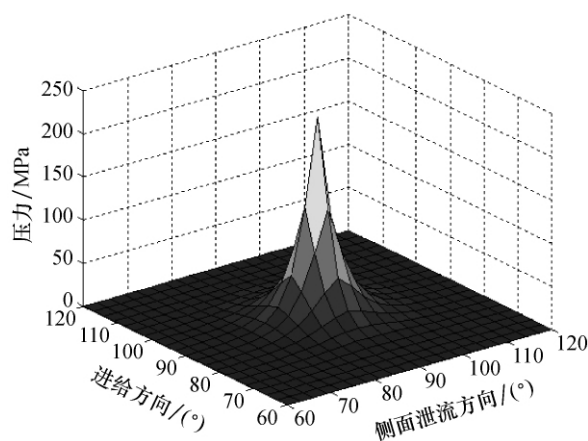
基于 MOM THR 系统分别建立并分析了两种不同的模型:刚性流体动力模型和弹性流体动力模型。

3.1 刚性流体动力模型

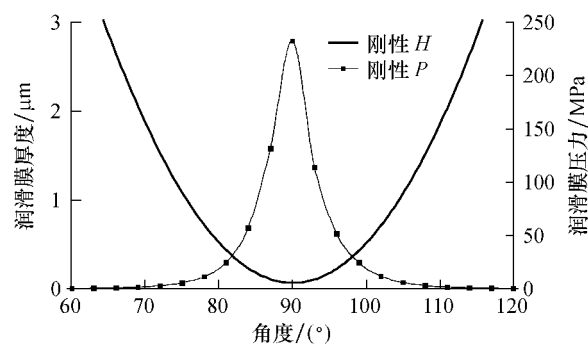
MOM THR 刚性流体动力模型包括图1中所示的刚性股骨头、流体膜、载荷和旋转速度。该模型考虑了系统的旋转效应和挤压效应。在 $1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ 润滑液黏度、 $30 \text{ } \mu\text{m}$ 径向间隙、 2 rad/s 旋转速度和 1.5 kN 载荷的工况下,刚性流体动力模型使用 CFD&FSI 方法得到的中心接触区域三维流体膜压力分布及流体膜在进给方向上厚度和压力分布分别如图3(a)和(b)所示。

3.2 弹性流体动力模型

弹性流体动力模型包括图1中所示的所有内容:支持层、髌臼杯、流体膜、股骨头、速度和载荷,且考虑固体结构的弹性变形。在 $1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ 润滑液黏度、 $30 \text{ } \mu\text{m}$ 径向间隙、 2 rad/s 旋转速度和 1.5 kN 载荷的工况下,针对 MOM THR 弹性流体动力模型,对比基于 Reynolds 方程的传统的 EHL 方法^[15]和 CFD&FSI 方法的模拟结果。图4(a)和(b)所示分别为两种方法的中心接触区域在进给方向和侧面泄流方向上的润滑膜厚度和压力分布的比较。在使用 CFD&FSI 方法的模型中,股骨头的初始位置为髌臼杯的中心,且在竖直向上载荷的作用下逐渐向平稳位置靠近,则股骨头既有切向运动又具有法向运动。Luo 等^[16]采用实验法在不同旋转速度下,测试了直



(a)



(b)

图3 MOM THR 刚性流体动力模型 CFD&FSI 方法的中心接触区域的流体膜结果 ($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$; $W = 1.5 \text{ kN}$) (a) MOM THR 刚性流体动力模型的中心接触区域的润滑膜的三维压力分布, (b) 流体膜在进给方向上的厚度和压力分布

Fig. 3 Result of the fluid in the center contact region of the rigid CFD&FSI model ($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$) (a) Three-dimensional pressure distribution of the fluid in the center contact region of the rigid CFD&FSI model, (b) Depth and pressure distribution of the fluid in the feeding direction

径为 20 mm 的钢球和一玻璃盘之间的薄膜润滑的流体膜厚度,结果如图5所示。虽然,该实验法与 CFD&FSI 方法的模型不完全相同,但两者的工况相似,且均测试了 EHL 的润滑膜厚度,因此可以只比较他们的润滑膜厚度的变化趋势,而不进行定量比较。

通过比较实验和两种计算模型的结果(见图4~5)可以发现:当球面旋转时,润滑膜厚度曲线中部有比较明显的凹陷现象,该现象和 CFD&FSI 方法

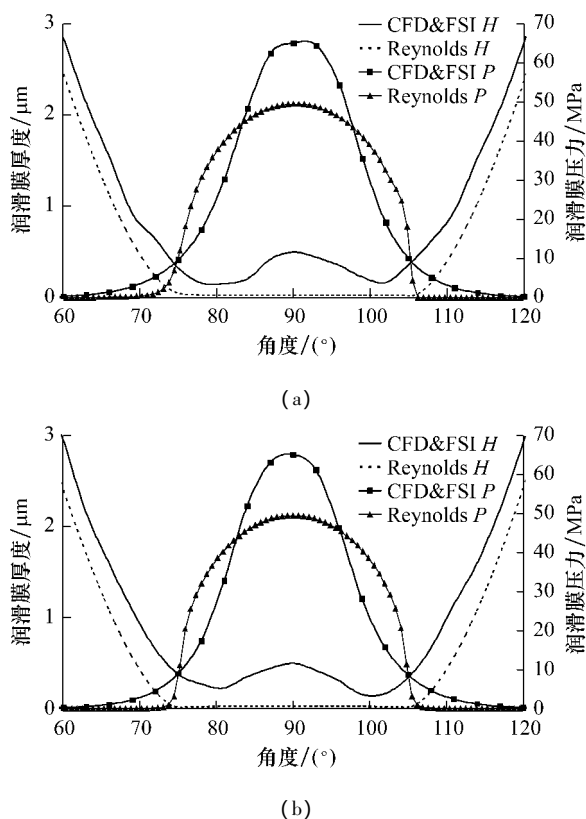


图4 MOM THR 弹性流体动力模型的 CFD&FSI 方法和 Reynolds 方程法的中心接触区上的润滑膜厚度和压力分布的比较($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$)
(a) 进给方向, (b) 侧面泄流方向

Fig. 4 Comparison of the depth and pressure distribution in the center contact region of the rigid model between the CFD&FSI and the Reynolds ($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$) (a) Feeding direction, (b) Profile discharge direction

的润滑膜厚度曲线相一致,但是传统的 Reynolds 方程法所得的解却没有反映该趋势。由于使用 CFD&FSI 方法的模型中的股骨头既有切向运动,又具有法向运动,该模型的润滑膜厚度曲线中部的凹陷现象是合理的。

3.3 弹性变形的影响

采用 CFD&FSI 方法研究了股骨头和髌臼杯的弹性变形对轴承系统的影响,比较 MOM THR 的刚性和弹性流体动力模型,运行工况为: $1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ 润滑液黏度、 $30 \text{ } \mu\text{m}$ 径向间隙、 2 rad/s 旋转速度和 1.5 kN 载荷。弹性模型中考虑髌臼杯和股骨头的弹性变形,刚性模型中只包括刚性股骨头和流体膜。

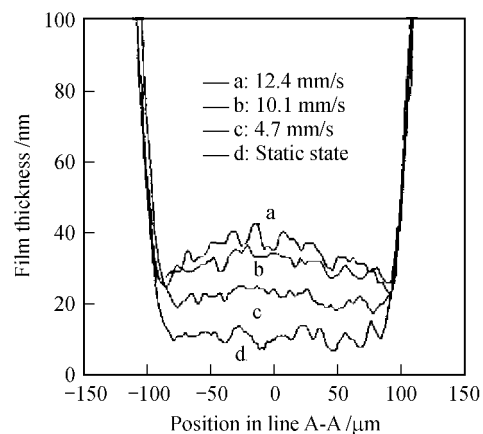


图5 实验所得不同旋转速度下中心接触区域的润滑膜厚度($\eta = 0.19 \text{ Pa} \cdot \text{s}$, $W = 6.05 \text{ N}$)

Fig. 5 Film thickness in the center contact region at different rotate speed ($\eta = 0.19 \text{ Pa} \cdot \text{s}$, $W = 6.05 \text{ N}$)

图6(a)和(b)所示分别为两个模型的中心接触区域在进给方向和侧面泄流方向上的润滑膜厚度和压力分布的比较。MOM THR 刚性和弹性模型流体膜的中心接触区域的三维压力分布分别呈现在图3(a)和图7中。从两者的结果对比可知,弹性模型的润滑膜的最大压力值小于刚性模型的,弹性模型的中心接触区域处的流体膜厚度相对于刚性模型的明显增加。基于 CFD&FSI 方法的 MOM THR 弹性流体动力模型,图8(a)和(b)所示分别为固体域中

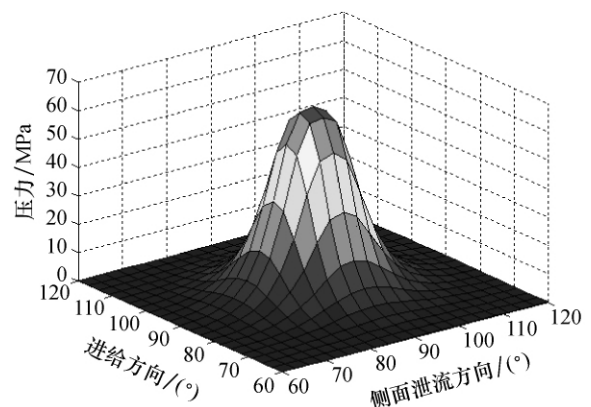


图7 MOM THR 弹性流体动力模型的中心接触区域的润滑膜的三维压力分布($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$)

Fig. 7 Three-dimensional pressure distribution of the fluid in the center contact region of the elastic CFD&FSI model ($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$)

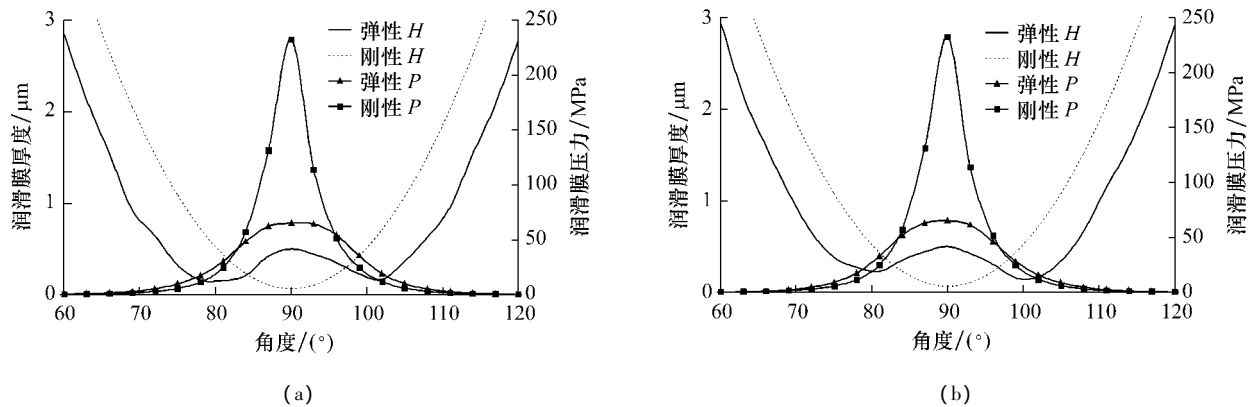


图6 MOM THR 刚性和弹性流体动力模型的中心接触区域的润滑膜的厚度和压力分布的比较($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$) (a) 进给方向, (b) 侧面泄流方向

Fig.6 Comparison of the depth and pressure distribution in the center contact region between the rigid model and the elastic model($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$) (a) Feeding direction, (b) Profile discharge direction

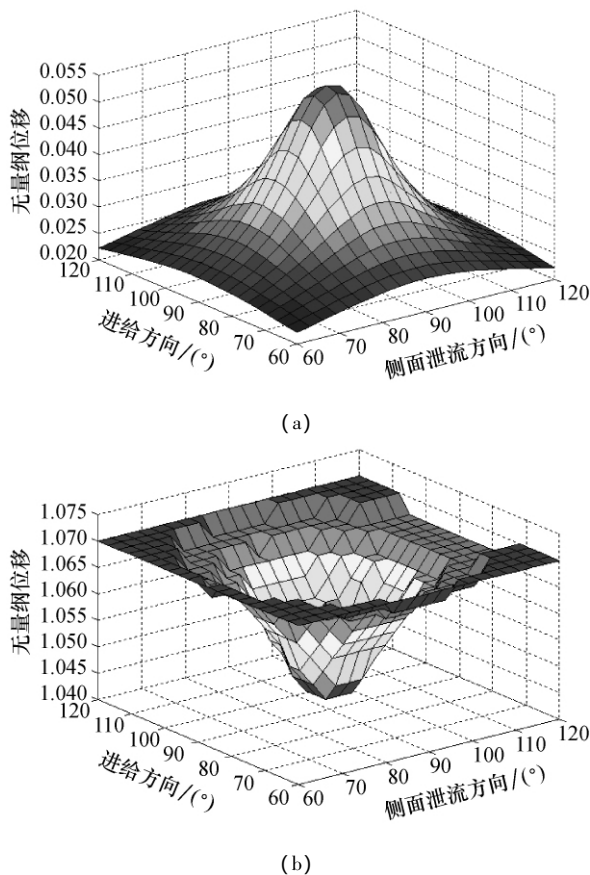


图8 MOM THR 弹性流体动力模型的 FSI 界面在中心接触区域的无量纲位移($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$) (a) 髋臼杯, (b) 股骨头

Fig.8 Dimensionless displacement of the FSI surface in the center contact region of the elastic model ($\eta = 1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, $C = 30 \text{ } \mu\text{m}$, $\omega = 2 \text{ rad/s}$, $W = 1.5 \text{ kN}$) (a) Acetabular cup, (b) Femoral head

髋臼杯与流体膜的 FSI 界面以及股骨头与流体膜的 FSI 界面在中心接触区域的无量纲位移(除以系统的径向间隙 $30 \text{ } \mu\text{m}$ 即得)。从固体域中的三维流固耦合界面的位移结果可知:髋臼杯和股骨头的轴承表面发生了明显的弹性变形,该变形和流体域中流固耦合界面的位移相一致,从而增加了该处的流体膜厚度,使流体膜的最大压力值小于刚性模型的。固体结构域的弹性变形的压力和流体域中的压力分布情况相一致。

4 讨论

在基于 CFD&FSI 方法的 MOM THR 弹性流体动力模型中,流体膜的压力、股骨头和髋臼杯流固耦合界面的位移分别如图 7 和 8 所示。从固体域中的三维流固耦合界面的位移结果可知:髋臼杯和股骨头的轴承表面发生了明显的弹性变形,该变形和流体域中的流固耦合界面的位移相一致,因此,中心接触区域处的流体膜厚度相对于刚性模型的明显增加。对比图 7 和 8 可得,流体膜压力高的区域和股骨头与髋臼杯的表面有明显弹性变形的部位相互一致,即高的润滑膜压力导致轴承表面发生形变,从而使润滑膜的最大压力值减小。弹性变形在实际的人工髋关节中必然存在,因此和刚性流体动力模型相比,弹性流体动力模型的计算结果更接近于实际情况。

从如图 6 所示的 MOM THR 刚性和弹性流体动

力模型的中心接触区域的润滑膜的厚度和压力分布的比较可以看出,表面的弹性变形对人工髋关节球面轴承系统有很大的影响:固体结构的弹性变形增大了中心接触区域的面积,增加了中心接触区域的流体膜厚度和最小流体膜厚度,大大降低了流体膜的最大压力。而较低的润滑膜最大压力和较厚的最小润滑膜厚度有利于系统的润滑,能减少轴承表面的磨损,延长髋关节假体的使用寿命。

5 结论

本文针对金属对金属的全置换髋关节系统,采用基于CFD方法与FSI技术的全耦合法同时计算了关节滑液的流体动力润滑性能和髋臼杯与股骨头的动力学响应,以及他们之间的相互作用。基于CFD&FSI方法建立了两种不同的模型:刚性流体动力模型和弹性流体动力模型。分析了髋臼杯和股骨头的弹性变形对系统的弹流润滑性能的影响。呈现了弹性流体动力模型的流体膜厚度、三维流体膜压力分布、固体域中流固耦合界面的三维位移。从以上的研究中可得如下结论:

(1)使用基于计算流体动力学和流固耦合技术的CFD&FSI方法能够计算人工髋关节球面轴承系统的流体动力润滑特性。

(2)相对于传统的基于通过控制载荷迭代误差或变形迭代误差建立流固耦合关系的方法,本文提出的基于计算流体动力学和流固耦合技术的全耦合的直接解法结果更为精确,能求解更为复杂的问题。

(3)人工髋臼杯和股骨头等固体结构的弹性变形对人工髋关节系统的流体动力润滑和弹性动力学性能有很大的影响。

参考文献:

- [1] 魏鸿文,朱婉儿,高鸿展,等.全人工髋关节超高分子量聚乙烯髋臼杯组件取出物之磨损分析[J].医用生物力学,2007,22(4):328-333.
Wei HW, Zhu WE, Gao HZ. Analysis of UHMWPE insert wear in total hip replacement [J]. J Med Biomech 2007 22 (4): 328-333.
- [2] 王友.人工髋关节松动的机械学因素[J].医用生物力学,1998,13(1):45-49.
Wang Y. Mechanical factors of loosening of artificial hip joint [J]. J Med Biomech, 1998, 13(1): 45-49.
- [3] Ai X, Cheng H. Hydrodynamic lubrication analysis of metallic hip joint [J]. Tribol Trans, 1996, 39(1): 103-111.
- [4] Jin ZM, Dowson D. A full numerical analysis of hydrodynamic lubrication in artificial hip joint replacements constructed from hard materials [J]. Proc IMechE, Part C: J Mech Eng Sci, 1999, 213(4): 355-370.
- [5] Jagatia M, Jin ZM. Elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip prostheses under steady state entraining motion [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2001, 215(6): 531-541.
- [6] Almqvist T, Larsson R. Thermal transient rough EHL line contact simulations by aid of computational fluid dynamics [J]. Tribol Int, 2008, 41(8): 683-693.
- [7] Gertzog KP, Nikolakopoulos PG, Papadopoulos CA. CFD analysis of journal bearing hydrodynamic lubrication by Bingham lubricant [J]. Tribol Int, 2008, 41(12): 1190-1204.
- [8] Hong YP, Chen DR, Kong XM, et al. Model of fluid-structure interaction and its application to elastohydrodynamic lubrication [J]. Comput Methods App Mech Eng, 2002, 191(37-38): 4231-4240.
- [9] Meruane V, Pascual R. Identification of nonlinear dynamic coefficients in plain journal bearings [J]. Tribol Int, 2008, 41(8): 743-754.
- [10] Liu HP, Xu H, Ellison PJ, et al. Application of computational fluid dynamics and fluid-structure interaction method to the lubrication study of a rotor-bearing system [J]. Trib Lett, 2010, 38: 325-336.
- [11] 岳戈. ADINA 流体与流固耦合功能的高级应用[M].北京:人民交通出版社,2010.
- [12] Sun DC, Brewe DE. Two reference time scales for studying the dynamic cavitation of liquid films [J]. J Trib, 1992, 114(3): 612-615.
- [13] Liu F, Jin Z, Roberts P, et al. Effect of bearing geometry and structure support on transient elastohydrodynamic lubrication of metal-on-metal hip implants [J]. J Biomech, 2007, 40(6): 1340-1349.
- [14] Wang FC, Jin ZM. Transient elastohydrodynamic lubrication of hip joint implants [J]. J Tribol-Trans Asme, 2008, 130(1): 1-11.
- [15] Gao LM, Wang FC, Yang PR, et al. Effect of 3D physiological loading and motion on elastohydrodynamic lubrication of metal-on-metal total hip replacements [J]. Med Eng Phys, 2009, 31(6): 720-729.
- [16] Luo JB, Wen SZ, Huang P. Thin film lubrication. Part I. Study on the transition between EHL and thin film lubrication using a relative optical interference intensity technique [J]. Wear, 1996, 194(1-2): 107-115.