

文章编号:1004-7220(2014)03-0219-08

基于有限元方法的全髋关节假体个体化选型分析

王昊森¹, 郝智秀¹, 林剑浩², 李志昌²

(1. 清华大学摩擦学国家重点实验室, 北京 100084; 2. 北京大学人民医院 骨关节中心, 北京 100044)

摘要: **目的** 研究 ISO 7206 标准对全髋关节置换术临床应用的指导意义。**方法** 建立肌骨数值模型,对正常行走步态进行仿真,以获得下肢的运动学和动力学参数;建立对应的全髋关节假体有限元模型,应用步态载荷进行计算,并对比 ISO 标准的有限元模型计算结果。**结果** 正常行走步态下,髋关节力分别在 20% 和 54% 步态周期出现峰值,以此作为有限元计算的步态载荷,得到 20% 步态周期时假体应力最大;松动模型中假体柄上最大应力大于无松动模型中假体柄上最大应力,且应力分布趋势存在差异;分析对比 ISO 测试和不同体重人体步态载荷下的假体最大应力,得到 ISO 测试中最大应力水平对应 108 ~ 142 kg 体重载荷下的假体最大应力。**结论** ISO 测试中合格的假体可满足 100 kg 体重人体正常步态下的强度要求。

关键词: ISO 标准; 全髋关节假体; 有限元分析; 步态

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Individualized selection of total hip prosthesis based on finite element method

WANG Hao-sen¹, HAO Zhi-xiu¹, LIN Jian-hao², LI Zhi-chang² (1. *The Key Laboratory of Tribology, Tsinghua University, Beijing 100084, China*; 2. *Arthritis Clinical and Research Centre, Peking University People's Hospital, Beijing 100044, China*)

Abstract: **Objective** To investigate ISO 7206 standard used as a guidance for clinical selection of total hip prosthesis. **Methods** Kinematics and dynamics process of normal walking gait was simulated by establishing a numerical musculoskeletal model; the corresponding finite element model of total hip prosthesis was constructed, and gait loads were applied to calculate stress distribution on prosthesis, which were compared with that on ISO finite element model. **Results** Peaks of hip joint reaction forces were achieved at 20% gait and 54% gait during normal walking gait, which were used as gait loads for finite element simulation, and the results showed that the maximum Von Mises stress of prosthesis was reached at 20% gait. The maximum Von Mises stress of prosthesis in loosening model was higher than that in non-loosening model, and some differences existed in the distribution pattern. The maximum stresses of prosthesis both under ISO loads and gait loads by different body weights were analyzed and compared, and the maximum stress of prosthesis under ISO loads was equivalent to that under gait loads by body weight between 108 kg and 142 kg. **Conclusions** The prosthesis that passed ISO test can meet the strength requirement for normal gait loads of 100 kg body weight.

Key words: ISO standard; Total hip prosthesis; Finite element analysis; Gait

收稿日期:2013-03-07; 修回日期:2013-05-24

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50875148)。

通信作者:郝智秀, 副教授, E-mail: haozx@tsinghua.edu.cn。

全髋关节置换手术广泛应用于股骨头坏死、骨性关节炎、髋关节发育畸形、老年股骨颈骨折等疾病的治疗,是目前开展最广泛的人工关节置换术之一,在临床上取得了巨大的成功。虽然假体机械失效占总失效的比例并不大,但却始终存在^[1]。目前全髋关节假体机械强度设计标准主要参考 ISO 7206^[2-3] 标准和美国材料试验学会 (ASTM)^[4] 标准。ISO 7206 系列标准详细阐述了全髋关节假体中股骨柄的疲劳强度试验方法和要求,标准以假体 CT 值(假体股骨球头球心到假体柄远端的距离)分类,规定了不同类别假体实验时使用的载荷大小。但是 ISO 7206 系列标准没有明确指出实验中使用的载荷所对应的人体体重和日常动作情况,主要用于产品化过程中确认假体的疲劳寿命是否合格,难以指导假体设计和临床选型及应用。

Paul 等^[5] 报道在使用 ISO 7206-4 标准对假体加载 3 kN 载荷时,假体出现失效情况,而在临床应用中并无异常;其使用的假体位置为冠状面外倾 17° 和矢状面前倾 9°, 加载载荷为竖直方向,以此模拟髋关节力的方向。Baleani 等^[6] 使用冠状面外倾 10° 和矢状面前倾 9° 的标准 ISO 模型,假设骨水泥界面下 5 mm 处为危险截面,并使用梁理论计算该点应力;通过线性损伤理论对危险截面疲劳寿命进行预估,其载荷为 450 ~ 600 N 人体体重,并考虑行走、慢跑、上下楼梯等日常生理载荷,分析认为 ISO 标准对于体重较轻和体重正常 (45 ~ 60 kg) 人群具有较好的评价效果,而对于较重体重 (75 ~ 90 kg) 人群则有低估假体失效风险的可能性。Chao^[7] 使用同样的假体放置位置,应用梁弯曲理论对疲劳寿命进行预估,结果显示对于 ISO 标准中使用的 2.3 kN 载荷,假体不会出现失效;但如果以体重 100 kg 人体的髋关节受力作为载荷时,假体就不能达到 500 万次的寿命要求。以上研究指定危险截面,并使用梁理论推导危险截面的应力,假体几何位置按照 ISO 标准确定,球头处载荷也按 ISO 标准加载。而实际上在人体内移植髋关节假体后,假体与股骨间配合关系、髋关节力以及股骨上肌肉力等都会对假体受力产生影响,故有必要根据实际情况计算假体上的应力分布,明确假体的危险区域。

本文通过建立人体肌骨模型,对人体正常步态过程中肌骨系统运动和受力进行分析,并匹配对应

的全髋关节置换有限元模型,计算得到人体步态周期上全髋关节假体应力分布,同时与使用 ISO 标准实验的全髋关节假体应力分布进行比较,研究 ISO 标准如何用于对假体在实际临床应用中的指导。

1 有限元模型

1.1 三维几何模型建立

使用 GE 公司 LightSpeed 64 排 CT 对 1 名 26 岁健康男性志愿者下肢进行扫描。图像分辨率为 512 × 512, 像素大小为 0.949 mm, 扫描层距为 0.625 mm, 共扫描 1 633 层。

使用 Mimics 软件对完整的右侧股骨进行重建。将建立的股骨几何模型进行表面网格划分并进行 2 次平滑处理,将网格的节点作为逆向工程的点云数据,在 Catia V5 中对点云进行逆向重建,获得右侧股骨的几何模型。全髋关节假体几何模型由北京百慕航材高科技股份有限公司提供,为非骨水泥全髋关节假体。

根据全髋关节置换手术的操作要求^[8],将股骨头沿外侧颈根部和大转子内面截除,股骨柄沿股骨髓腔轴向插入,并使股骨柄假体颈部与股骨后髁切面呈 17° (手术要求 15° ~ 20°)。在 Catia 中按手术要求对股骨进行切割,形成全髋关节置换的几何模型,同时 ISO 标准实验模型按照 ISO 7206-4 中的规定建立。

1.2 网格划分

在 Hypermesh 中使用四面体单元 C3D4 对股骨、股骨柄假体进行网格划分。股骨模型包含 78 717 个单元,股骨柄假体模型包含 37 647 个单元。根据 OpenSim 肌肉力分析结果,选择肌肉力较大的 4 组 11 条肌肉加入有限元模型。其中大转子上附着 3 条臀中肌和 3 条臀小肌;小转子上附着腰肌和髂肌;小转子下方、股骨后侧竖直方向长条状附着区附着 3 条臀大肌。附着区由肌肉附着点坐标共同确定,其中大、小转子和臀大肌附着区上的肌肉力分别合并为一个合力,并将合力施加到相应的附着点上。肌肉附着点通过耦合约束 (coupling) 和股骨表面附着区相应节点耦合,将附着点上集中力载荷分散加载到股骨表面附着区上,附着点与附着区耦合 (见图 1)。关节力施加到股骨球头的球心处,球心点通过耦合约束与股骨球头表面固联。应用步态载荷的

有限元模型如图 1 所示,ISO 标准实验有限元模型如图 2 所示。

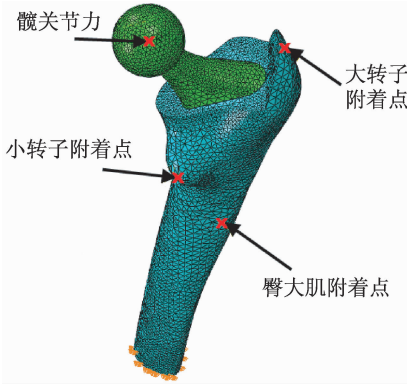


图 1 加载步态载荷的有限元模型
 Fig. 1 Finite element model applied with gait loads

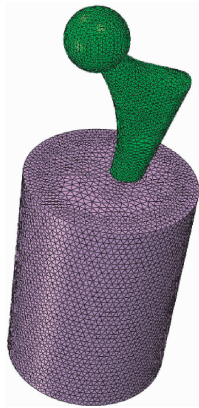


图 2 ISO 标准实验的有限元模型
 Fig. 2 Finite element model of ISO standard test

1.3 材料属性

股骨有限元模型中按照骨组织 CT 图像的灰度值计算其弹性模量,并将其分为 10 组以代表股骨的非均质特性。股骨表观密度 ρ_{app} 与灰度值 Hu 的关系为^[12]

$$\rho_{app} = 1.067Hu + 131 \text{ (kg/m}^3\text{)}$$

基于表观密度进一步计算得到骨组织的弹性模量^[13-14],10 组材料的表观密度和弹性模量见表 1。股骨表面和骨干皮质骨部分材料密度高、弹性模量大。高密度骨组织大部分集中在骨干皮质骨部分。骨干内部髓腔以及股骨近端内部存在空腔结构,由于股骨模型为实心几何体,故该部分也存在实体单元,并经灰度值计算赋予弹性模量。这些实体单元的弹性模量很低,且并不代表存在真正的骨组织。

表 1 骨组织表观密度和弹性模量

Tab. 1 Apparent density and elastic modulus of bone tissue

组成	表观密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	弹性模量/GPa
骨组织 1	0.107	0.250
骨组织 2	0.293	2.026
骨组织 3	0.479	3.014
骨组织 4	0.655	4.500
骨组织 5	0.851	7.387
骨组织 6	1.037	10.989
骨组织 7	1.233	15.310
骨组织 8	1.409	20.348
骨组织 9	1.596	26.107
骨组织 10	1.782	32.585
钴铬钼合金	—	220.000
骨水泥	—	3.000

1.4 收敛性验证

分别生成粗、中、细 3 套网格验证有限元网格的收敛性,其中粗网格模型中假体单元数为 7 897,股骨单元数为 28 880;中网格模型中假体单元数为 28 526,股骨单元数为 52 610;细网格模型中假体单元数为 37 647,股骨单元数为 78 717。检查假体颈部区域 Von Mises 应力最大值变化小于 3% 时,认为网格收敛^[14]。当网格密度为中和细时,应力最大值变化小于 3%,并选择细网格模型作为计算网格。

2 载荷与边界条件

2.1 步态载荷的计算

使用 OpenSim^[9] 中带有 92 条肌肉和 12 块下肢骨骼的肌骨模型,经与 CT 实验对象匹配,计算体重为 72 kg 人体以 1m/s 的步速行走时髋关节受力和下肢肌肉力。为进一步探讨体重增加时假体的受力情况,将该步态下髋关节受力和肌肉力作为基准,分别增加 50% 和 100%,以计算体重增加 50% 和 100% 后的假体受力情况。在 OpenSim 中依次进行缩放 (scaling) 操作、逆向运动学分析 (inverse kinematics)、残差减小计算 (residual reduction)、肌肉力计算 (computed muscle control) 和关节力计算 (joint reaction),分别得到肌骨模型在不同步态时刻的髋关节力和肌肉力。

OpenSim 中使用广义自由度来描述肌骨系统,

计算得到的髋关节几何坐标、肌肉力大小和髋关节力大小不处于同一个坐标系下,为了方便有限元模型的加载,通过计算将几何坐标和受力大小都转换到与股骨固联的坐标系下,这样在加载不同步态时刻的关节力和肌肉力时,有限元模型几何和网格都不发生改变,只改变受力分量的大小,即可表达受力方向的变化。

2.2 股骨-假体关系

生物型假体植入体内早期固定通过股骨与假体间过盈配合实现,而假体植入体内后经过良好的早期固定,假体与股骨界面会发生骨长合现象。为了考虑两种情况的差异,假设股骨内扩髓腔表面与股骨柄假体表面间分别设置为摩擦接触(frictional contact)和固联(tie)关系。摩擦接触条件设置为摩擦系数0.4^[10],接触表面初始过盈量10 μm ^[11],以模拟假体粗糙表面打入股骨髓腔后形成的过盈配合。固联关系假体和股骨界面处协同变形,以模拟假体与股骨间的长合效应。为考虑假体良好固定和存在松动情况下受力情况的改变,分别设置无松动模型和有松动模型。无松动模型中,假设股骨与假体表面全部接触或固联;有松动模型中,按照ISO标准设置距球头球心处80 mm以上松动,80 mm以下表面为接触或固联。

2.3 步态载荷和约束条件

在OpenSim中建立人体肌骨模型,计算体重为72 kg人体在正常行走步态时下肢(包括骨盆和右侧股骨)的几何位置变化关系以及肌骨模型中肌肉力

和髋关节力的大小。

步态周期开始至20%步态周期为站立期早期,髋关节 y 方向分力(x 方向为矢状面法线方向,身体右侧为正; y 方向为横截面法线方向,身体上侧为正; z 方向为冠状面法线方向,身体前侧为正)达到第1次峰值2.25 kN。之后进入站立期中期,持续至30%步态周期,髋关节 y 方向分力先减弱然后维持在1.7 kN左右。30%~48%步态周期为站立期末期,髋关节 y 方向分力又再次迅速增加达到峰值2.57 kN。步态周期在髋关节 y 方向分力达到最大值后进入预摆动期,关节力迅速减小,至64%步态周期时站立期完成,进入摆动期,关节力减弱至0.5 kN(见图3(a))。

附着于大转子上的3条臀中肌和3条臀小肌发力方式类似,在站立期早期开始发力,合力达到0.7 kN。进入站立期中期后,大转子上肌肉合力没有明显降低。站立期末期,随着脚趾蹬地动作有明显的发力过程,合力达到最大值0.98 kN,之后随着步态进入摆动期迅速减小(见图3(b))。附着于小转子上的腰肌和髂肌发力方式完全一致,在站立期初期脚跟触地期间有一次小而短暂的发力过程,合力峰值达到0.5 kN,随后迅速松弛,在站立期中期并无明显发力。在站立期末期,腰肌和髂肌发力明显,合力最大值达到1.1 kN(见图3(c))。附着于小转子下后侧方的臀大肌仅在站立期初期有明显发力过程,合力达到0.4 kN,之后缓慢松弛,进入站立期末期后不再有明显发力(见图3(d))。

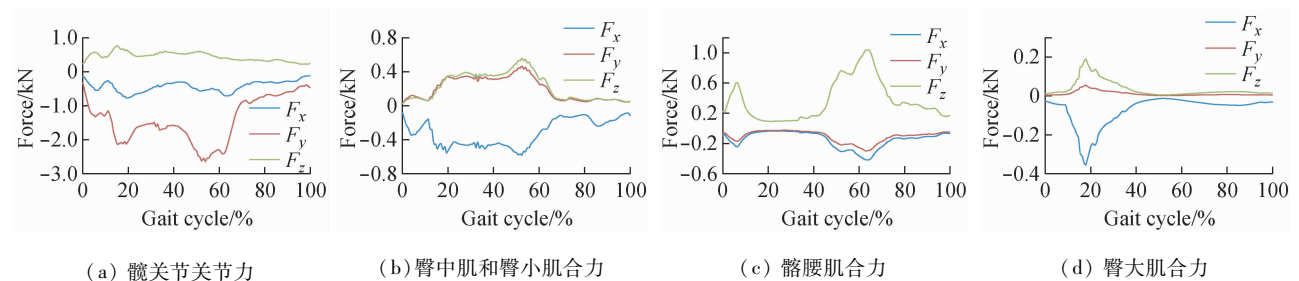


图3 步态周期上的相关肌肉力

Fig. 3 Relevant muscle forces during one gait cycle (a) Reaction force of hip joint, (b) Net muscle force of gluteus medius and gluteus minimus, (c) Net muscle force of iliopsoas, (d) Net muscle force of gluteus maximus

选择关键的时间点进行有限元分析。股骨以及全髋关节假体主要载荷为髋关节关节力,经计算髋关节力在20%和54%步态周期时刻分别出现了峰

值,对应的髋关节合力分别为2.349和2.746 kN。在20%和54%步态时刻,也同时对应了计算使用3个肌肉合力的大致峰值时刻。

模拟人体站立期下肢的相对运动关系,在模型中对股骨干远端施加 3 个方向的位移约束进行固定。ISO 模型中对骨水泥工装的外圆柱面和底面施加 3 个方向的位移约束。

3 结果与分析

3.1 假体应力结果

步态过程是一个动态过程,肌骨系统和假体在运动过程中由于存在加速度会产生惯性力载荷。人体肌骨系统产生的惯性力载荷由 OpenSim 计算得到,通过关节力和肌肉力进行加载。对于合金材料的全髋关节假体,关节力和肌肉力是主要的载荷,忽略自身加速度产生的惯性力载荷。因此,使用 Abaqus 静力学计算对模型进行分析,计算步态周期上多个时间点的受力情况。

无松动固联条件下,顺序选取一系列时间点进行计算,结果发现在 20% 和 54% 步态时刻假体上应力分布出现极值。选择 20% 时刻假体上最大应力节点(节点 1)和 54% 步态时刻假体上最大应力节点(节点 2),绘制其在步态周期上的应力变化过程(见图 4)。两节点在 20% 和 54% 步态周期时刻出现极值,但节点 1 的应力最大值出现在 20% 时刻,而节点 2 的应力最大值出现在 54% 时刻;节点 1 的应力最大值大于节点 2 的应力最大值。其他条件下应力变化规律与该条件下的规律类似,故可选择 20% 和 54% 步态时刻作为步态周期的代表进行计算分析。

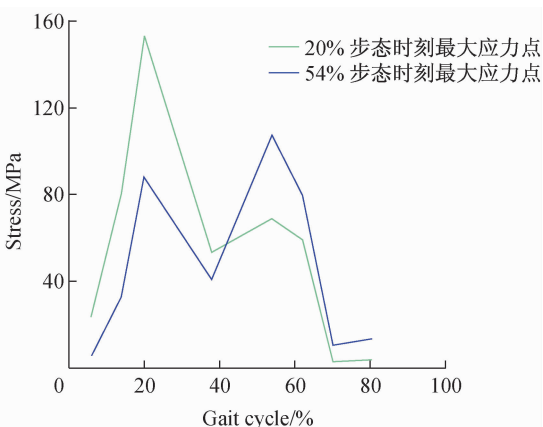


图 4 步态周期上的假体应力变化
Fig. 4 Stress of prosthesis during one gait cycle

力如图 5 所示。假体的最大应力出现在骨水泥平面与假体柄内侧相交区域,最大应力为 319 MPa。在 ISO 标准实验中,假体经过 500 万次载荷加载没有出现失效,说明在 319 MPa 应力水平下,钴铬钼合金的寿命达到了 ISO 标准的要求,可将该应力作为实际的安全应力水平^[15]。

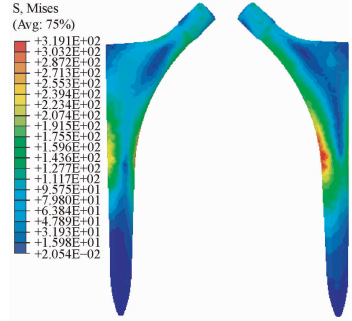
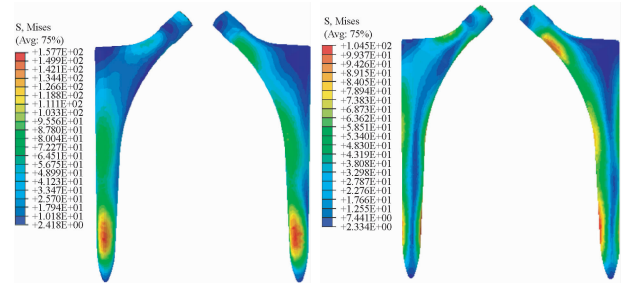


图 5 ISO 标准实验的假体应力分布
Fig. 5 Stress distributions on ISO standard test

无松动时假设假体柄与股骨扩髓腔表面完全接触,分别计算接触为固联条件和有摩擦的过盈接触表面。无松动固联条件下 20% 步态时刻假体上的应力分布如图 6(a) 所示,假体柄上最大应力出现在柄部远端处,假体柄上应力呈前后侧分布,显示为明显的由弯矩载荷产生的应力分布。同条件下 54% 步态时刻假体上的应力分布如图 6(b) 所示。假体柄上应力呈内外侧分布,且在假体柄中部、假体颈部也存在明显的高应力区。但对比 20% 与 54% 步态时刻的假体应力分布,20% 步态时刻假体远端高应力区明显应力值增加较多。体重载荷分别为 72、108 和 142 kg 时(对应 OpenSim 计算中人体体重分别为 100%、150% 和 200%),对应 20% 和 54% 步态周期时刻最大应力分别为 157 和 105 MPa、241 和 160 MPa、328 和 217 MPa。



(a) 20% 步态时刻 (b) 54% 步态时刻
图 6 不同步态时刻固联无松动假体应力分布
Fig. 6 Stress distributions on tied non-loosening model at different gait (a) 20% gait, (b) 54% gait

计算得到的 ISO 标准实验下假体 Von Mises 应

接触无松动条件下 20% 步态时刻假体上的应力分布如图 7(a) 所示,最大应力位于假体柄远端,应力呈前后侧分布。54% 步态时刻假体上应力分布如图 7(b) 所示,最大应力位于假体远端,同时假体柄中部、假体颈部也存在高应力区,与固联无松动条件下的应力分布形式类似。体重载荷分别为 72、108、142 kg 下,对应 20% 和 54% 步态周期时刻最大应力分别为 138 和 95 MPa、204 和 144 MPa、270 和 195 MPa。

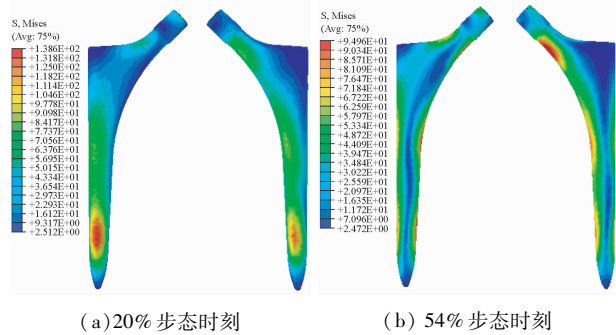


图 7 不同步态时刻接触无松动假体应力分

Fig. 7 Stress distributions on contact non-loosening model at different gaits (a) 20% gait, (b) 54% gait

参照 ISO 标准,松动条件下假设假体柄与股骨只在距球头球心 80 mm 以下的部分存在接触,假体柄近端不与股骨接触。分别计算接触为固联条件和有摩擦的过盈接触表面。固联松动条件下 20% 步态时刻假体上的应力分布如图 8(a) 所示,应力最大值出现在假体柄中部后侧方向。54% 步态时刻假体上的应力分布如图 8(b) 所示,应力最大值出现在中部前侧方向。体重载荷分别为 72、108、142 kg 时,

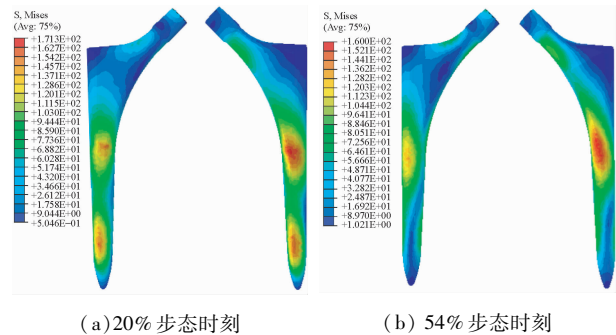


图 8 不同步态时刻固联松动假体应力分

Fig. 8 Stress distributions on tied loosening model at different gaits (a) 20% gait, (b) 54% gait

对应 20% 和 54% 步态周期时刻最大应力分别为 171 和 161 MPa、263 和 244 MPa、362 和 332 MPa。

接触松动条件下 20% 步态时刻假体上的应力分布如图 9(a) 所示,应力最大值出现在假体柄中部前侧方向。54% 步态时刻假体上的应力分布如图 9(b) 所示,应力最大值出现在中部后侧方向。体重载荷分别为 72、108、142 kg 时,对应 20% 和 54% 步态时刻分得到最大应力分别为 179 和 160 MPa、295 和 247 MPa、429 和 349 MPa。

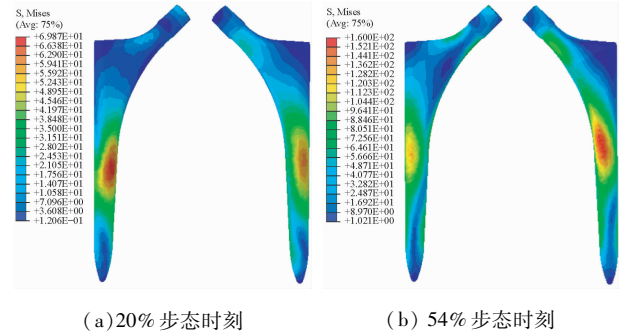


图 9 不同步态时刻接触松动假体应力分布

Fig. 9 Stress distributions on contact loosening model at different gaits (a) 20% gait, (b) 54% gait

3.2 讨论

ISO 标准载荷下,最大应力出现在柄部内侧与骨水泥平面相交处,最大值为 319 MPa。在固联和接触的无松动模型中,20% 步态周期时假体上的最大应力明显比 54% 步态周期时假体上的最大应力大(见图 10(a)、(b));而在固联和接触的松动模型中,两者差异较小(见图 10(c)、(d));所有模型中 54% 步态周期的最大应力都比 20% 步态周期的最大应力小。结果表明,髋关节力最大时刻并不一定对应假体的最大应力时刻,髋关节力的方向性、肌肉力作用以及其他边界条件导致 20% 步态周期时刻对应假体最大应力状态。因此,在分析髋关节假体受力时,不能只考虑单一时刻的受力,需要筛选多个应力时刻进行对比,以确定最大应力状态。

将 ISO 模型计算得到的最大应力 300 MPa 作为安全标准,只有体重达到 142 kg 时假体最大应力超过该值。在 20% 步态周期时刻,髋关节力幅值为 2.349 kN(72 kg 体重),与 ISO 中的载荷 2.3 kN 大小基本一致,但 ISO 模型计算得到的应力明显比步态载荷下的应力大。分析原因如下:20%、54% 步态

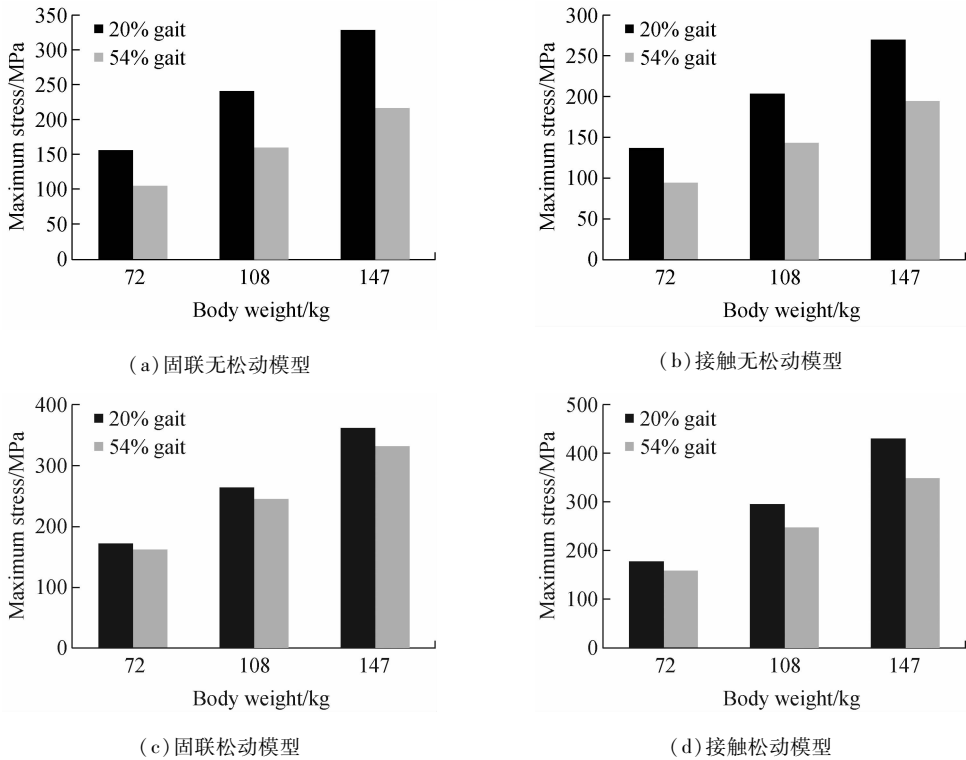


图 10 不同模型最大应力比较

Fig. 10 Comparison of the maximum stress on four different models loosening model, (d) Contact loosening model

(a) Tied non-loosening model, (b) Contact non-loosening model, (c) Tied

周期髋关节冠状面受力如图 11 所示,髋关节力在冠状面的投影为 $O-F_g$, OY 和 OX 分别为其在 y 和 x 方向的关节力,ISO 载荷仅沿 OY 方向加载。 M 为估计的股骨干中心,水平线 MN 为距股骨头中心 80 mm 的松动水平面, MH 、 MN 分别为实际髋关节力和 ISO 载荷到 M 点的力臂。由于实际的髋关节力 F_g 向股骨方向偏转了角度 $\angle YO H$,使得关节力在股骨和假体上产生的力矩减小。20% 步态时 $\angle YO H$ 为 20° , 54% 步态时 $\angle YO H$ 为 12° 。另外在矢状面髋关节力向后偏转,20% 步态时偏转角为 17° , 54% 步态时偏转角为 13° 。ISO 标准模型中,使用前倾和外倾 10° 安装时,较好反映了髋关节力的向后偏转,但是在冠状面内的向外偏转没有得到充分体现,导致按照 ISO 模型进行加载的关节力实际会在假体上产生更大的应力。在无松动模型中,由于假体周围有良好的支撑,故假体应力水平较低,对于 108 kg 人体可以完全适用;在松动模型中,108 kg 人体体重下假体最大应力接近 ISO 模型的最大应力,但仍未超过。

对比无松动模型和松动模型中固联计算条件和

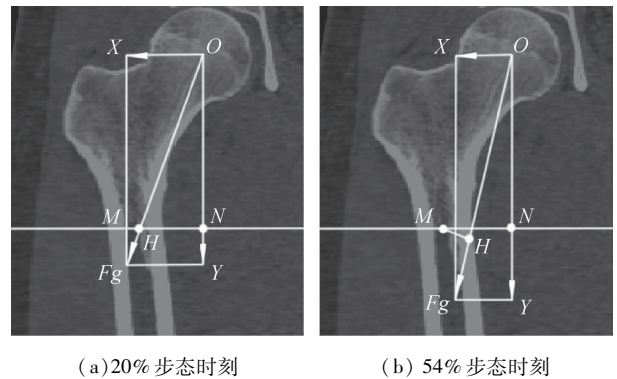


图 11 不同步态时期髋关节受力示意图

Fig. 11 Schematic diagram of reaction force of hip at different gaits (a) 20% gait, (b) 54% gait

接触计算条件,在无松动模型中,使用固联条件计算得到的最大应力比接触条件下得到的最大应力要大,但差异较小,在 10% 左右,提示大面积的良好固联可能导致局部的固联区域由于协调变形而产生附加应力。而在松动模型中,接触计算条件得到的最大应力较固联条件得到的最大应力大,查看模型的

变形发现假体和股骨整体错动较大,假体没有得到良好的固定,故导致在松动平面上的应力水平增高。此外,松动模型股骨上的应力水平也较大,高体重下存在股骨损伤的风险。

4 结论

本文通过人体动力学仿真分析计算获得人体下肢在行走步态下股骨几何位置、肌肉力和髋关节力的信息。应用肌肉力和关节力作为有限元模型的载荷,计算得到无松动和松动条件下人体步态支撑期关键步态时刻全髋关节假体的应力分布结果。参照ISO标准,计算得到该标准情况下髋关节假体的应力分布,并将应力最大值作为实际髋关节置换后的应力安全阈值,建议日常步态下假体的安全使用体重范围为不超过100 kg。此外,分析表明ISO标准没有很好反映行走步态时股骨、假体与髋关节力的位置特点,导致相同大小髋关节载荷下ISO标准实验假体受力比实际植入假体受力更大。为减小计算成本,可以将股骨与假体间界面设定为固联条件,但在松动条件下会导致假体受力估计不足。

参考文献:

- [1] 王成焘, 黄嘉华, 戴尅戎. 人工关节失效的统计分析及其在技术发展中的重要作用[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 1-6.
Wang CT, Huang JH, Dai KR. Statistical analysis on artificial joint failure and its role in technology development [J]. J Med Biomech, 2012, 27(1): 1-6.
- [2] ISO 7206-1. Implant for surgery—Partial and total hip joint prostheses—Part 1: Classification and designation of dimensions [S]. 2008.
- [3] ISO 7206-4. Implant for surgery—Partial and total hip joint prostheses—Part 4: Determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components [S]. 2010.
- [4] ASTM-F1440. Standard practice for cyclic fatigue testing of metallic stemmed hip arthroplasty femoral components without torsion [S]. 1992.
- [5] Paul JP. Strength requirement for internal and external prostheses [J]. J Biomech, 1999, 32(4): 381-393.
- [6] Baleani M, Cristofolini L, Viceconti M. Endurance testing of hip prostheses: A comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads [J]. Clin Biomech, 1999, 14(5): 339-345.
- [7] Chao J. Is 7206 ISO standard enough to prove the endurance of femoral components of hip prostheses [J]. Eng Fail Anal, 2008, 15: 83-89.
- [8] 戴尅戎. 现代关节外科学[M]. 北京: 科学出版社, 2007: 98-117.
- [9] Reinbolt JA, Seth A, Delp SL. Simulation of human movement: Applications using OpenSim [J]. Procedia IUTAM, 2011, 2(1): 186-198.
- [10] Rancourt D, Shirazi-Adl A, Drouin G, et al. Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone [J]. J Biomed Mater Res, 1990, 24(11): 1503-1519.
- [11] Abdul-Kadir MR, Hansen U, Klabunde R, et al. Finite element modeling of primary hip stem stability: The effect of interference fit [J]. J Biomech, 2008, 41(3): 587-594.
- [12] Esses SI, Lots JC, Hayes WC. Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography [J]. J Bone Miner Res, 1989, 4(5): 715-722.
- [13] Keyak JH, Lee IY, Skinner HB. Correlation between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures [J]. J Biomed Mater Res, 1994, 28(11): 1329-1336.
- [14] 漆伟, 雷伟, 严亚波. 椎弓根螺钉长度变化对螺钉-骨复合体模型应力影响的三维有限元分析研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 206-211.
Qi W, Lei W, Yan YB. Three dimensional finite element analysis of stress distribution on continuously varying of length of pedicle screw [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 206-211
- [15] 梁芳慧, 李彤, 李敬, 等. 烧结钴铬钼合金股骨柄的室温力学性能及疲劳性能实验[J]. 材料科学与工程学报, 2010, 28(5): 697-790.