

文章编号:1004-7220(2014)01-0031-07

# 正常步态周期中髌臼周围区域的应力分布 及其在 THA 髌臼重建中的指导

聂涌, 马俊, 康鹏德, 胡钦胜, 石小军, 黄泽宇, 张源, 裴福兴  
(四川大学华西医院 骨科, 成都 610041)

**摘要:** **目的** 研究健康成人步态周期中髌臼周围内外应力分布基本规律,探求这些规律对全髌关节置换(total hip arthroplasty, THA)髌臼侧重建的临床指导作用。**方法** 采用 CT 扫描获取 1 名男性和 1 名女性健康中年志愿者骨盆与股骨近端数据并构建三维模型。通过基于 CT 值计算材料弹性模量的非均匀材料赋值方案及其收敛性分析为各个有限元网格单元独立赋值。根据正常步态行走中髌关节接触力在步态周期中的动态变化施加荷载条件。以模型内外节点的 Von Mises 应力为标准进行结果判断。**结果** 在正常步行中,从男、女志愿者髌骨外表面看,应力主要从髌臼后上方沿髌翼后外侧经坐骨大切迹传递至耳状面,应力最大值出现在坐骨大切迹附近;从男、女志愿者髌臼上、中、下 3 个剖面看,应力在髌臼后上方的骨皮质与骨松质均有分布,而在髌臼的前柱与后柱,应力则主要分布于骨皮质上。**结论** 根据健康成人髌臼周围正常步态应力传递与分布规律,选择更合适大小的髌臼假体以及更精确地控制髌臼假体的安放位置有助于获得更符合正常步态应力分布的髌臼重建方案。

**关键词:** 全髌关节置换; 步态; 髌臼重建; 有限元分析; 应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Periacetabular stress distributions during normal gait cycle and its guiding function in acetabular reconstruction of THA

NIE Yong, MA Jun, KANG Peng-de, HU Qin-sheng, SHI Xiao-jun, HUANG Ze-yu, ZHANG Yuan, PEI Fu-xing (Department of Orthopedics, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

**Abstract: Objective** To study the basic regular patterns of stress distributions inside and outside periacetabular districts during normal gait cycle of healthy adults, so as to provide clinical guidance for acetabular reconstruction of total hip arthroplasty (THA). **Methods** Based on CT scans of a male and a female healthy adult volunteer, The three-dimensional model including pelvis and proximal femur was reconstructed. By using an inhomogeneous material distribution scheme which was based on CT data to calculate elastic modulus and convergence analysis, each element was given a corresponding material attribute. The dynamic change of hip contact force during a normal gait cycle was used as the load condition to the model. Von Mises stress of the nodes inside and outside the model was considered as the criterion to assess the results. **Results** During normal gait, the stress on the hip surface of two volunteers was mainly transmitted from posterosuperior part of acetabulum to auricular surface along posterolateral of iliac wing, and the maximum stress was at the district near greater sciatic. As for the superior, middle and inferior section of two volunteers' acetabulum, the stress was distributed both on cortical and cancellous bone of posterosuperior part. However, in terms of acetabular anterior and posterior column, the stress distribution was mainly found on cortical bone. **Conclusions** According to the observed acetabular stress distribution pattern of health adults during normal gait cycle, choosing acetabular component with more suitable size and con-

收稿日期:2013-02-17; 修回日期:2013-03-28

基金项目:卫生部 2013 卫生行业科研专项(201302007)。

通信作者:裴福兴,教授,博士研究生导师, E-mail:peifuxing@vip.163.com。

trolling the placement of acetabular component with more accuracy could obtain some acetabular reconstruction plan better in accordance with stress distributions during normal gait.

**Key words:** Total hip arthroplasty (THA); Gait; Acetabular reconstruction; Finite element analysis; Stress

全髋关节置换 (total hip arthroplasty, THA) 是 20 世纪的主要外科进展之一。对于各种原发或继发的晚期髋关节病,如骨关节炎、类风湿关节炎以及股骨头坏死等,THA 是一种行之有效的治疗方法<sup>[1]</sup>。THA 包括髋臼侧和股骨侧的重建,其中髋臼的重建工作尤为重要,因为它直接决定了髋关节旋转中心的位置,而旋转中心的位置又会决定整个髋关节的生物力学、下肢长度以及股骨端的重建过程。目前在 THA 中,手术医生通过压配方式固定非骨水泥髋臼假体,基本都能保证良好的假体初始稳定性,而假体长期的稳定性则通常需经过长期的随访研究才能得到。

运用有限元分析 (finite element analysis, FEA) 方法可以研究在一定载荷条件下骨的内应力分布以及骨-假体界面的应力特点,对辅助制定术前计划、提高骨-假体接触界面的稳定性以及改善假体的远期稳定性具有积极意义<sup>[2-4]</sup>。当前应用于 THA 中有限元模型的有效性已初步得到实验验证<sup>[5]</sup>。许多学者已利用 FEA 方法,针对 THA 中骨几何形态以及假体安装位置对非骨水泥 THA 的影响等方面展开研究,并以此为 THA 提供指导依据<sup>[6-7]</sup>,但是目前 FEA 在 THA 中的临床应用基础性研究仍存在如下问题:

(1) 所采取的材料属性分配方式、载荷与边界条件等方面与真实物理情况存在较大差异,故在有限元模型的精确性与有效性方面有待进一步研究。

(2) 未对髋关节整体的基础性应力分布规律进行分析,并研究这些规律对髋臼重建的指导作用。

目前学者一致认为,在髋臼的解剖位置进行髋臼重建能获得较低的假体松动率,而且患者在术后的主要步态方式为正常行走;此外,由于健康成人具有正常的解剖形态,本研究从恢复髋骨的正常步态应力分布出发,通过改进单元材料属性分配方式以及载荷条件的设定等工作,构建精确有效的髋关节有限元模型,并研究健康成人正常步态周期中髋臼周围内外应力动态分布的基本规律与特点,及其在 THA 髋臼重建工作中的指导意义。

## 1 材料与方法

### 1.1 髋关节三维模型构建与有限元网格划分

分别选择健康中年 39 岁男性与 55 岁女性志愿者各 1 名,进行三维有限元模型的构建。其中,男性志愿者体重 65 kg,身高 162 cm;女性志愿者体重 65 kg,身高 155 cm。采用 CT (Philips, 荷兰) 对 2 名志愿者髋关节沿横断面连续扫描,扫描电压 120 kV,扫描电流 200 mA,骨组织窗扫描,层厚 1 mm。将 CT 扫描断层数据以 Dicom 格式导入 Mimics 10.01 软件 (Materialise, 比利时),生成整个骨盆与股骨近端的三维模型。为保证有限元计算时效,基于模型的对称性并通过对模型的分割与表面光滑处理,生成一侧髋骨与股骨头模型作为最终的髋关节有限元分析对象。

利用 Mimics 与有限元分析软件 Ansys 12.0 (Ansys, 美国) 间的接口,把从 Mimics 输出的由三角形片组成的髋关节三维表面模型导入 Ansys 中,生成三维实体模型。选择 Solid92 单元通过自由网格划分方式进行髋关节三维实体模型的网格划分。根据 Ansys 提供的 APDL 语言编制输出网格单元与节点数据的程序,再导回 Mimics 中进行材料分配。

### 1.2 模型单元材料属性的非均匀赋值方法

考虑到目前大部分研究把骨这种特殊材料仅作骨密质和骨松质的区分,分别赋予固定数值的弹性模量,未考虑不同个体及骨几何结构的差异性,故在还原骨材料的真实性方面存在不足。为充分保证髋关节有限元模型的真实性与精确性,采用 Mimics 提供的非均匀性材料属性赋值方法为模型中的每一单元独立地赋予材料密度与弹性模量值。Mimics 所采取的非均匀性材料属性赋值方法的基本原理为:利用 CT 值 ( $HU$ ) 与骨表观密度  $\rho_{app}$ ,以及  $\rho_{app}$  与骨弹性模量  $E$  分别具有的线性关系,根据每个单元内的 CT 值计算  $E$  值的连续区间,再通过数值积分处理,计算各个单元的  $E$  值。

参考文献 [3, 5], 设置材料泊松比为 0.3。同时确定  $\rho_{app}$  与  $HU$  的表达式:

$$\rho_{app} (\text{g/cm}^3) = -0.1382 + 0.0043 HU \quad (1)$$

参考文献[8],确定  $E$  与  $\rho_{app}$  的关系:

$$E (\text{GPa}) = 6.950\rho_{app}^{1.49} \quad (2)$$

通过上述公式即可实现为模型中的每一单元独立地赋予材料属性。

### 1.3 载荷与约束条件的施加

因为主要考虑步态周期中髌臼周围的应力分布情况,故对载荷条件进行简化处理,只考虑股骨头对髌臼的作用力,并采用如图 1 所示的坐标系进行加载。坐标系中  $X$  轴代表向内, $Y$  轴代表向后, $Z$  轴代表向上。由于股骨头对髌臼的作用力理论上应通过髌关节的旋转中心,故选择针对股骨头半剖体平面的圆心  $O$  作为接触力  $F$  的作用点。此外,根据 Bergmann 等<sup>[9]</sup>对各种步态模式中的关节接触力的研究,选择最具代表意义的正常步行模式为本研究的步态模式。同时结合此步态模式中髌关节间接触力变化特点以及本研究志愿者的体重,经计算得到载荷设定方案(见表 1)。表 1 步态周期时间中的 0.2 s 表示足跟着地后髌关节产生的最大接触力(单支撑相中的最大接触力);0.4 s 表示同侧足跟离地,足尖向下蹬踏时的最大接触力(双支撑相中的最大接触力);0.9 s 表示同侧足在摆动相末期时的最小接触力。对步态周期中此 3 个时间节点间的髌关节接触力变化过度曲线做忽略第 2 峰值的线性过度处理,故根据与这 3 个时间对应的接触力将载荷设定为线性变化并设定子载荷步,就能表示整个步态周期中的载荷变化趋势。

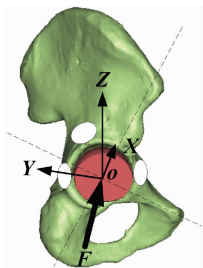


图 1 载荷坐标系示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the loading coordinate system

其次,在约束条件设置方面,考虑到股骨头与髌臼间的非线性接触可能为整个求解过程带来不确定性,运用约束方程对股骨头与髌臼的接触面做约束处理,把非线性接触问题转化为线性接触问题,以此

表 1 步态周期髌关节接触力载荷设定方案

Tab. 1 Scheme of hip joint contact force during gait cycle

载荷方向	载荷/N		
	0.2 s	0.4 s	0.9 s
X	325	325	81.25
Y	-195	0	0
Z	1 462.5	1 300	243.75

保证求解过程的稳定性。此外,根据骨盆的解剖结构,对处于耻骨联合与骶髌关节位置的相应节点添加位移约束。通过完成上述对载荷与约束条件的设定工作,即可进行下一步的有限元求解过程。

### 1.4 结果判定方法

目前在骨生物力学领域有限元结果分析方面,大多数的研究仅对模型表面节点或单元的应力、应变和位移进行分析处理,而未对模型内部力学行为进行分析,故其分析结果的代表性与准确性有待进一步考量。为此,采用由表面至内部的定性定量相结合的方式对有限元结果进行处理。此外,由于在有限元模型中把骨材料当做线弹性材料处理,故根据第 4 强度理论选择 Von Mises 等效应力作为不同有限元模型间对比分析的参考标准。

首先,根据有限元解提供的等效应力云图进行模型表面结果的定性分析,通过对模型的剖切处理进行内部应力的定性分析。

其次,在定量分析方面,均匀提取髌臼后上、后下以及前下区域的表面和内部相同 10 个节点的等效应力作为结果分析的参考点(见图 1),以进行模型表面和内部的定量结果分析。

### 1.5 单元材料属性的收敛性分析

由于采用非均匀性材料属性赋值方法,故选择多少种材料来合理描述 1 个模型是本文需要研究的问题。为此选择男性志愿者的髌关节三维模型作为研究对象,通过为该模型分别赋予 2 种(仅区分骨密质和骨松质,方案 1)、15 种(方案 2)、50 种(方案 3)以及 100 种(方案 4)材料 4 种方案,以单支撑相中的最大接触力(步态周期 0.2 s)作为加载条件,同时在完全相同的约束条件下进行有限元求解。然后通过方差分析判定这 4 种材料赋值方案分别在髌臼后上、后下以及前下区域的表面和内部节点等效应力的差异性,最后确定已经收敛的方案为最终的材料属性赋值方法。

## 2 结果

### 2.1 单元材料属性收敛性分析结果

按照上述单元材料属性收敛性分析方法,不同材料赋值方案下髌臼周围节点等效应力的均值与标准差计算结果见表2。在髌臼周围表面的后下与前上区,方案1(采用2种材料赋值)与其余3种均存在显著性差异;而在后上区则与其余3种中的2种存在显著性差异。此外,在髌臼周围内部的后上与后下区,方案1与其余3种均存在显著性差异;而在

前上区则与其余3种中的2种存在显著性差异。

为进一步确定收敛的材料赋值方案,不同材料赋值方案下髌臼周围节点等效应力的均值变化趋势如图2所示。从方案1到方案3,髌臼周围表面与内部各个区的节点等效应力均值都有明显变化;而从方案3到方案4,各个区的节点等效应力均值无明显变化,相对误差均保持在1%左右。

在4种材料赋值方案中,方案3(采用50种材料赋值)可较为稳定地描述骨材料,故作为后续进行步态应力分析的最终材料赋值方案。

表2 不同材料赋值方案下髌臼周围节点等效应力

Tab.2 Von mises stress of periacetabular nodes in different material distribution schemes

材料赋值方案	等效应力/MPa					
	表面			内部		
	后上	后下	前上	后上	后下	前上
方案1	4.41 ± 0.42 <sup>b</sup>	1.55 ± 0.22 <sup>a</sup>	3.10 ± 0.30 <sup>a</sup>	2.69 ± 0.28 <sup>a</sup>	1.27 ± 0.10 <sup>b</sup>	2.12 ± 0.72
方案2	5.10 ± 0.42	1.37 ± 0.17	1.95 ± 0.16	2.15 ± 0.42	2.17 ± 0.82	2.55 ± 1.30
方案3	4.75 ± 0.32	1.36 ± 0.15	1.80 ± 0.19	1.95 ± 0.40	2.17 ± 0.76	2.37 ± 1.33
方案4	4.80 ± 0.35	1.38 ± 0.16	1.82 ± 0.21	2.00 ± 0.30	1.77 ± 0.78	2.36 ± 1.11

注:a表示采用2种材料方案与其他3种均存在显著性差异;b表示与其他3种中2种均存在显著性差异

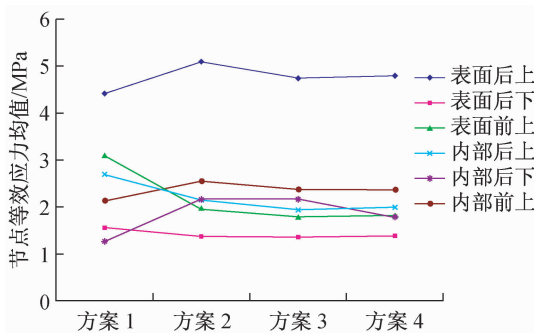


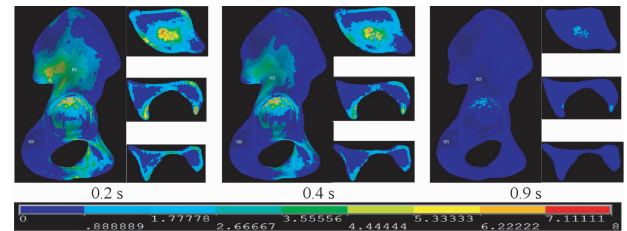
图2 不同材料赋值方案下髌臼周围节点等效应力

Fig.2 Average Von Mises stress on periacetabular nodes with different material distribution schemes

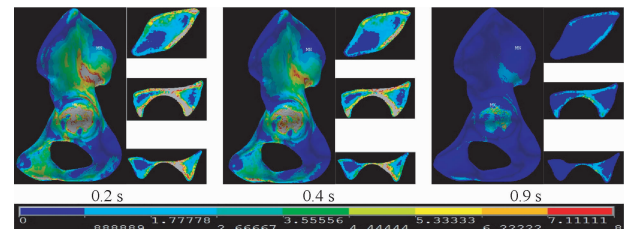
### 2.2 步态周期中髌臼周围区域有限元分析结果

**2.2.1 定性结果** 依据上述材料赋值方案以及载荷约束设置方法,对2名志愿者的髌关节进行有限元分析,获得整个髌骨表面以及髌臼上、中、下3个位置的剖面在1个步态周期中的节点等效应力分布云图。通过把应力值的下线与上线分别设定为0与8 MPa,得到如图3所示由不同颜色表示不同应力值

的显示结果。其中,灰色区域表示应力值已超过设定的应力上线。



(a) 男性志愿者



(b) 女性志愿者

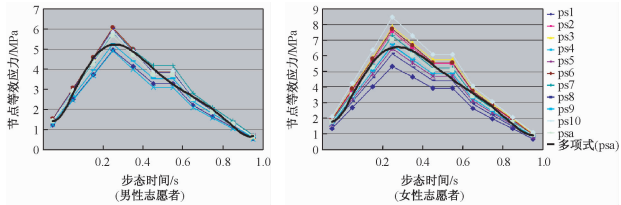
图3 志愿者髌骨在不同步态时间节点的应力云图比较

Fig.3 Stress contours of hip bone at different gait time (a) Male volunteer, (b) Female volunteer

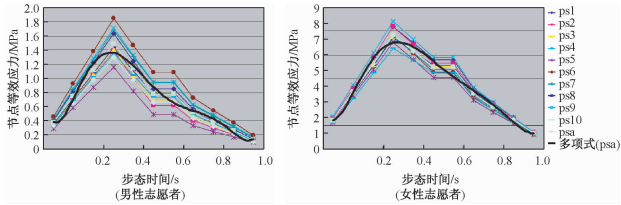
在应力云图中,男、女志愿者髌骨表面以及髌臼上、中、下3个位置的剖面在1个步态周期中的节点等效应力分布基本一致,且在单支撑相、双支撑相以及摆动相过度过程中均呈逐渐降低趋势。在整个步态周期中,从男、女志愿者髌骨外表面看,应力主要从髌臼后上方沿髌翼后外侧经坐骨大切迹传递至耳状面,应力最大值出现在坐骨大切迹附近;从男、女志愿者髌骨内表面看,应力主要从耳状面沿弓状线经耻骨上支传递至耻骨联合面;从男、女志愿者髌臼

上、中、下3个位置的剖面看,应力在髌臼上方的骨皮质与骨松质均有分布,而在髌臼的前柱与后柱,应力则主要分布于骨皮质上。

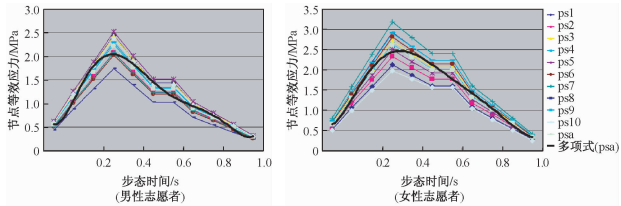
**2.2.1 定量结果** 在上述定性分析基础上,通过提取髌臼周围区域的内外节点等效应力值,再经过数据处理,得到男、女志愿者髌臼周围区域随步态时间的应力变化趋势(见图4、5)。不同颜色的折线分别表示不同节点的应力变化趋势,而黑色平滑曲线则表示这些节点的整体变化趋势。



(a) 髌臼后上表面节点



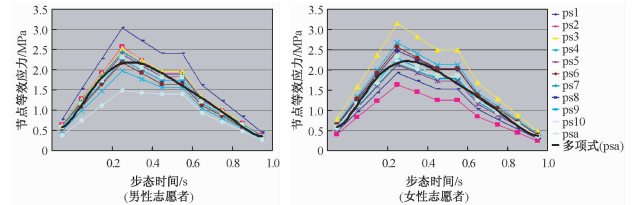
(b) 髌臼后下表面节点



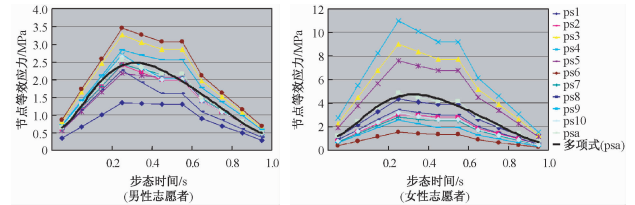
(c) 髌臼前上表面节点

**图4 男、女志愿者髌臼周围区域随步态时间的表面应力变化趋势**  
**Fig.4 Variation of outer stress on periacetabulum district of male and female volunteers with gait time** (a) Posterosuperior surface, (b) Posteroinferior surface, (c) Anterosuperior surface

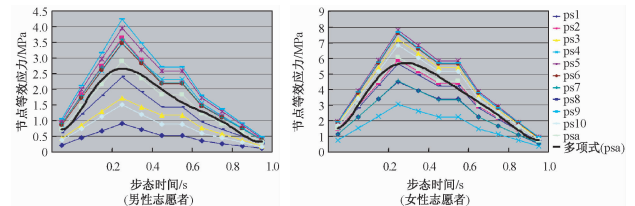
在髌臼周围区域表面节点随步态时间的应力变化方面,从节点整体变化趋势看,2名志愿者都呈现一致的变化趋势。节点应力均在0.2 s达到最大值,而后逐渐降低。此外,2名志愿者髌臼后上方表面节点应力值均大于后下与前上表面节点应力值;女性志愿者在髌臼周围各个区域的表面节点应力值均大于男性志愿者。



(a) 髌臼后上内部节点



(b) 髌臼后下内部节点



(c) 髌臼前上内部节点

**图5 男、女志愿者髌臼周围区域随步态时间的内应力变化趋势**  
**Fig.5 Variation of inner stress on periacetabulum district of male and female volunteers with gait time** (a) Posterosuperior inside, (b) Posteroinferior inside, (c) Anterosuperior inside

化特点不同,内部各节点随步态时间的应力变化则较为离散。此外,从节点整体变化趋势看,2名志愿者髌臼外上方内部节点应力值均小于后下与前上内部节点应力值;女性志愿者在髌臼后下与前上区域的内部节点应力值则仍然大于男性志愿者。

### 3 讨论

保证有限元模型的精确性与有效性是研究健康

与髌臼周围区域表面节点随步态时间的应力变

成人在正常步行中髌臼周围区域的应力分布的前提条件。为此,本研究在模型网格划分、材料赋值以及载荷条件的施加等方面进行了研究改进。此外,理解人体在进行基本活动时髌臼周围区域的应力传递与分布规律,有助于更精确地控制全髌关节置换术中髌臼侧的重建过程。

### 3.1 有限元模型的精确性与有效性

为获得有效的髌臼周围区域的应力分布规律,必须保证髌关节有限元模型的有效性与精确性。髌关节有限元模型的构建主要包括:三维实体模型的构建与网格单元的划分、单元材料属性赋值以及载荷与约束条件的设置等问题。

(1) 在三维实体模型的网格单元划分方面,在完成划分网格后都需进行网格单元的收敛性分析,以确保单元的数量不会对分析结果造成显著影响。Ghosh 等<sup>[10]</sup>对一侧髌骨网格单元进行了收敛性分析,收敛的网格单元数为 396 615 个。在本研究中由于髌骨具有复杂的曲面特征,运用自由网格划分法针对男女志愿者一侧髌骨有限元网格单元划分结果数分别已达 466 757 和 463 895 个,均大于相关研究文献中的网格单元数。因此,认为本研究中该 2 名志愿者的有限元网格模型具有足够的精度,不需要再进行网格单元的收敛性分析。

(2) 在单元材料属性赋值方面,目前很多研究仅用 2 种材料(骨松质和骨密质)对骨材料进行描述,并分别赋予固定的材料弹性模量。然而各个研究中赋予的材料弹性模量均存在一定的差异。Ghosh 等<sup>[10]</sup>将一侧髌骨骨松质和骨密质的弹性模量分别定义为 0.155 和 16.7 GPa。Keiichi 等<sup>[7]</sup>将髌臼处骨松质的弹性模量定义为 1 GPa。此外,杜长岭<sup>[11]</sup>等设定股骨近端骨松质与骨密质的弹性模量分别为 0.1 和 12 GPa。上述研究对骨材料均试图用固定值进行描述未考虑个体差异,故这种材料赋值方法并不能保证有限元仿真计算结果的有效性与精确性。本研究依据分析对象的 CT 值进行计算,独立地为各个单元赋予相应的弹性模量。此外,还对 4 种材料赋值方案进行了收敛性分析,研究采用多少种材料进行赋值既可以保证有限元计算结果的精确性又可以保证有限元分析流程的时效性。研究结果显示,由于方案 1 同其他 3 种方案存在显著差异,故不能保证求解结果的精确性;而从方案 3 到

方案 4,各个区的节点等效应力均值无明显变化,相对误差均保持在 1% 左右,故方案 3 是本研究最终确定的方案。由此可见,在进行有限元求解之前,为确保得到有效的计算结果,有必要对材料赋值方法进行收敛性分析。

(3) 在载荷与约束条件设置方面,由于目前大多数研究都考虑了步态周期中的各个相位<sup>[12-14]</sup>,故选择 1 个步态周期中的髌关节接触力随时间的变化趋势并以此作为载荷条件,动态地分析髌臼周围区域应力随步态时间的变化。

### 3.2 髌臼周围区域应力分布规律及其在髌臼重建中的意义

通过对成功构建的髌关节有限元模型进行求解,得到了髌臼周围区域表面及内部在 1 个步态周期中变化的定性与定量结果。此外,通过综合分析定性与定量结果,可以看出它们之间可以相互印证。

(1) 在定性结果中,男、女志愿者髌骨表面以及髌臼上、中、下 3 个位置的剖面在 1 个步态周期中的节点等效应力分布基本一致,且在单支撑相、双支撑相以及摆动相过度过程中均呈逐渐降低趋势。上述定性结果与定量结果中髌臼周围区域内外节点随步态时间的整体应力变化趋势一致。

(2) 在定量结果中,男、女志愿者髌臼周围内部各节点随步态时间的应力变化较为离散,这主要是有限元模型内部单元材料属性的差异性所致,而这些差异性正体现了有限元模型的真实有效性。此外,男、女志愿者髌臼后上方表面节点应力值均大于后下与前上表面节点应力值,然而髌臼后上方内部节点应力值均小于后下与前上内部节点应力值。上述差异可用定性结果进行解释。由于髌臼后上方是应力的主要分布区域,骨皮质与骨松质共同参与力的传递工作,具有更大弹性模量的骨皮质要比骨松质能承担更多的力传递工作,故会在髌臼后上骨表面呈现节点应力值大于后下与前上表面节点应力值的现象。又因为髌臼后下与前上的应力基本分布在骨皮质上,故从髌臼周围区域内部来看,后上方未承担主要力传递工作骨松质处的节点应力要小于在后下方与前上方内部骨皮质处的节点应力。

(3) 女性志愿者在髌臼周围各个区域的表面以及内部节点应力值均大于或等于男性志愿者,推测是两者体重均为 65 kg,而女性志愿者的身高偏矮、

年龄偏大的缘故。

综合上述分析,虽然不同性别、体重、身高和年龄的个体在正常步行中髌臼周围区域应力的大小存在差异,但是都呈现一致的应力传递路径,即从髌骨外表面看,应力主要从髌臼后上方沿髌翼后外侧经坐骨大切迹传递至耳状面,应力最大值出现在坐骨大切迹附近;从髌骨内表面看,应力主要从耳状面沿弓状线经耻骨上支传递至耻骨联合面。此外,在正常步行时髌臼周围区域的皮质骨主要承担力的传递工作。由于后上方是力的主要传递区域,故后上方的松质骨与皮质骨均是力的主要传递媒介。因此,在制定髌臼重建术前计划时,为恢复髌臼的正常步态应力分布,可通过有限元仿真分析的方式获得患者术前髌臼假体放置方案的有限元计算应力结果,将此结果与具有相似年龄、身高及体重的健康成年人在髌臼周围区域的应力相比较,通过判断不同假体型号与放置方案的应力传递路径与髌臼周围应力分布是否符合正常步态应力分布,选择更合适大小的髌臼假体以及更精确地控制髌臼假体的安放位置,最终得到更符合正常步态应力分布的最优髌臼重建方案。

## 4 结语

本研究从恢复患者髌骨的正常步态应力分布出发,通过构建精确有效的髌关节有限元模型,研究健康成人正常步态周期中髌臼周围内外应力动态分布的基本规律,并提出以此基本规律作为参照的髌臼重建方法,在提高手术精度、改善手术效果方面具有积极意义。

## 参考文献:

[1] Canale ST, Beaty JH. 坎贝尔骨科手术学[M]. 北京:人民军医出版社, 2009: 274-275.  
[2] Brekelman WAM, Poort HW, Slooff T. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts [J]. Acta Orthop Scand, 1972, 43(5): 301-317.  
[3] Janko DJ, Miodir LJ. Finite element modeling of the vertebra with geometry and material properties retrieved from CT-scan data [J]. Mech Eng, 2010, 8(1): 19-26.

[4] Bouguecha A, Weigel N, Behrens BA, et al. Numerical simulation of strain-adaptive bone remodelling in the ankle joint [J]. Biomed Eng Online, 2011, 10: 925-931.  
[5] Schileo E, Dall'Ara E, Taddei F, et al. An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models [J]. J Biomech, 2008, 41(11): 2483-2491.  
[6] Keiichi K, Haruhiko A, Koji G, et al. Load dispersion effects of acetabular reinforcement devices used in revision total hip arthroplasty [J]. J Arthroplasty, 2011, 26(7): 1061-1066.  
[7] Carolina DG, Andrew MN, Martin B, et al. Probabilistic finite element analysis of the uncemented hip replacement-Effect of femur characteristics and implant design geometry [J]. J Biomech, 2010, 43(3): 512-520.  
[8] Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site [J]. J Biomech, 2003, 36(7): 897-904.  
[9] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities [J]. J Biomech, 2001, 34(7): 859-871.  
[10] Ghosh R, Gupta S, Dickinson A, et al. Experimental validation of finite element models of intact and implanted composite hemi-pelvises using digital image correlation [J]. J Biomech Eng, 2012, 134(8): 1-9.  
[11] 杜长岭, 马信龙, 马剑雄, 等. 利用有限元分析股骨颈骨折内固定术后前倾角变化对股骨近端力学的影响[J]. 医用生物力学, 2012, 27(6): 603-607.  
Du CL, Ma XL, Ma JX, et al. Influence of anteversion angles on stress distributions of the proximal femur after femoral neck fracture fixation: A finite element analysis [J]. J Med Biomech, 2012, 27(6): 603-607.  
[12] Clarke SG, Phillips ATM, Bull AMJ. Validation of FE micromotions and strains around a press-fit cup: Introducing a new micromotion measuring technique [J]. Ann Biomed Eng, 2012, 40(7): 1586-1596.  
[13] 秦计生, 王昱, 彭雄奇, 等. 全腰椎三维有限元模型的建立及其有效性验证[J]. 医用生物力学, 2013, 28(3): 321-325.  
Qin JS, Wang Y, Peng XQ, et al. Three-dimensional finite element modeling of whole lumbar spine and its biomechanical analysis [J]. J Med Biomech, 2013, 28(3): 321-325.  
[14] Scott R, Small MS, Michael E, et al. Acetabular cup stiffness and implant orientation change acetabular loading patterns [J]. J Arthroplasty, 2013, 28(2): 359-367.