

构建Cam型髋关节撞击综合征有限元模型及力学分析

刘 骞¹, 王万春¹, 姚长海²(¹中南大学湘雅二医院骨科, 湖南省长沙市 410011; ²湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室, 湖南省长沙市 410082)

文章亮点:

1 文章创新性基于 CT 图像和计算机辅助设计技术, 准确的构建了 Cam 型髋关节撞击综合征和正常髋关节的三维有限元模型, 为髋关节软骨接触力学的研究提供了平台。

2 试验通过有限元模拟, 提供了 Cam 型髋关节撞击综合征引起软骨退变并最终导致骨性关节炎的力学依据。

关键词:

植入物; 数字化骨科; 髋关节撞击综合征; 髋关节; 有限元分析; 生物力学; 接触压力

主题词:

髋关节; 三维; 成像; 有限元分析; 生物力学

摘要

背景: Cam 型髋关节撞击综合征可使关节承受力学过载并最终导致髋关节骨关节炎, 然而其诱发骨关节炎的相关力学机制仍不清楚。

目的: 运用三维有限元的方法, 分析 Cam 型髋关节撞击综合征的关节内力学环境, 进一步了解其病理力学特点。

方法: 采用正常髋关节 CT 数据, 利用 Mimics 和 Hypermesh 软件准确构建正常髋关节和 Cam 型髋关节撞击综合征三维有限元模型。在 LS-DYNA 软件中, 模拟坐下、起立时的力学加载条件, 对正常髋关节和 Cam 型髋关节撞击综合征髋关节的软骨接触力学进行分析。

结果与结论: 基于 CT 数据准确构建了包含关节软骨的正常髋关节和 Cam 型髋关节撞击综合征髋关节三维有限元力学分析模型。坐下、起立加载过程中, 正常髋关节在最大屈髋位时峰值接触压力分别为 4.43, 4.59 MPa; 而 Cam 型髋关节撞击综合征髋关节分别为 14.96, 14.86 MPa, 髋臼缘前上方出现过高压力和应力集中。提示髋臼软骨过高的接触压力可能是 Cam 型髋关节撞击综合征导致骨性关节炎的力学机制。

刘骞, 王万春, 姚长海. 构建 Cam 型髋关节撞击综合征有限元模型及力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(40): 6513-6518.

Finite element modeling and mechanical analysis for Cam-type femoroacetabular impingement

Liu Qian¹, Wang Wan-chun¹, Yao Chang-hai² (¹Department of Orthopedic Surgery, The Second Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410011, Hunan Province, China; ²State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacture for Vehicle Body, Hunan University, Changsha 410082, Hunan Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Cam-type femoroacetabular impingement can impose elevated mechanical loading in the hip, and may eventually result in hip osteoarthritis, while mechanical mechanism on how this deformity leads to osteoarthritis is still unclear.

OBJECTIVE: To analyze intra-articular mechanical environment of Cam-type femoroacetabular impingement in hip joint using three-dimensional finite element method, and to further understand the features of pathological mechanics.

METHODS: Three-dimensional geometry models of normal and Cam-type femoroacetabular impingement joints were constructed using Mimics and Hypermesh software with the CT data of normal hip joint. These hip models were imported into LS-DYNA analysis system, then dynamic loads and motions for standing up and sitting down were applied to all joint models. Intra-articular cartilage contact pressures and stresses were analyzed in normal hip joint and hip joint with Cam-type femoroacetabular impingement.

RESULTS AND CONCLUSION: Based on CT data, models of normal hip joint and hip joint with Cam-type femoroacetabular impingement including articular cartilage for three-dimensional finite element analysis were accurately constructed. Peak contact pressures were 4.43 and 4.59 MPa at the anterosuperior region of the acetabular rim during sitting down and standing up. The peaks of Cam-type femoroacetabular impingement hip joint were 14.96 and 14.86 MPa. Peak pressures and stress concentration were found at the anterosuperior area of acetabular rim. High contact pressure at the acetabular cartilage may be the mechanical mechanism of osteoarthritis induced by Cam-type femoroacetabular impingement.

刘骞, 男, 1987年生, 湖南省长沙市人, 汉族, 中南大学湘雅二医院在读博士, 主要从事关节置换和关节镜方面的研究。

通讯作者: 王万春, 主任医师, 教授, 博士生导师, 中南大学湘雅二医院骨科, 湖南省长沙市 410011

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2014.40.020
[http://www.crter.org]

中图分类号:R318

文献标识码:B

文章编号:2095-4344

(2014)40-06513-06

稿件接受: 2014-08-25

Liu Qian, Studying for doctorate, Department of Orthopedic Surgery, The Second Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410011, Hunan Province, China

Corresponding author: Wang Wan-chun, Chief physician, Professor, Doctoral supervisor, Department of Orthopedic Surgery, The Second Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410011, Hunan Province, China

Accepted: 2014-08-25

Subject headings: hip joint; three-dimensional, imaging; finite element analysis; biomechanics

Liu Q, Wang WC, Yao CH. Finite element modeling and mechanical analysis for Cam-type femoroacetabular impingement. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2014;18(40):6513-6518.

0 引言 Introduction

2003年 Ganz 等^[1]提出了髋关节撞击综合征(femoroacetabular impingement, FAI)的概念,认为其可能是早期髋关节骨关节炎的主要原因^[1-3]。根据解剖结构的异常,FAI可以分为凸轮撞击(Cam-type)、钳夹撞击(Pincer-type)和混合撞击(Mixed-type)3种类型。

Cam型FAI多见于年轻爱运动的男性,由于股骨头颈交界区前上方的异常骨性突起,致使髋关节在大范围的屈曲、旋转活动时,股骨近端与髋臼缘发生撞击,反复的撞击使得髋臼缘处的软骨长期承受过大的压力负荷,最终引起软骨退变、分层或剥离。这种异常负荷状态在体育运动,甚至是日常活动中都可出现。

Cam型FAI患者的临床表现为间歇性腹股沟区疼痛,当患者仰卧,被动屈髋至90°并内收、内旋时可诱发髋部疼痛,X射线正位片检查可见股骨头颈交界处凹陷度减少,呈现“枪柄”样畸形。股骨头颈联合成形术是Cam型FAI的主要治疗方法,手术的目的是移除骨性畸形,以恢复股骨头颈部的正常轮廓和关节运动间隙。

尽管对于骨关节炎发生发展的确切过程仍不清楚,但关节力学环境被认为是重要的因素,异常的关节负荷使软骨压应力集中,进而引起软骨磨损和退变。Cam型FAI矫正术后疼痛的缓解说明骨质畸形改变了力学环境,然而是什么样的力学变化和机制致使Cam型FAI引起骨关节炎的还没有完全阐明,而且目前对Cam型FAI髋关节力学行为特点的相关研究很少。

因此,文章拟利用髋关节CT扫描断层图像和计算机辅助技术,构建正常髋关节及Cam型FAI髋关节三维有限元模型,探讨Cam型FAI髋关节力学环境与正常髋关节是否存在差别,进一步了解Cam型FAI作为髋关节骨关节炎诱发因素的相关力学机制。

1 对象和方法 Subjects and methods

设计: 三维有限元分析。

时间及地点: 于2013年9月至2014年3月在中南大学湘雅二医院骨科,湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室完成。

对象: 选择在中南大学湘雅二医院行健康体检的健康成年女性志愿者1名,35岁,体质量60 kg,既往无髋关节外伤、手术等相关病史,髋关节X射线片检查初步排除髋关节疾患。

Precision T3600工作站: 湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室提供。

主要仪器和软件: SOMATOM Definition AS螺旋

CT(Siemens, 德国); Mimics 14.0医学图像建模软件; Hypermesh 12.0; LS-DYNA 971有限元分析软件。

方法:

数据采集: 志愿者取仰卧位,双下肢保持中立位,采用螺旋CT对其髋部沿横截面自上而下进行断层扫描,扫描参数:120 kV, 89 mA, 层厚0.6 mm,最终得到467张CT断层图像,输出后直接以DICOM3.0标准格式刻盘保存。

三维有限元模型的建立:

骨性模型的建立: 将全部CT断层图像导入Mimics14.0软件中,调整图像的对比度,使得软组织和骨骼所在的灰度区域清楚显示。通过阈值分析、区域增长生成近端股骨和髋骨的蒙罩,使用工具手工对图像逐层编辑后生成骨性三维几何模型。由于Mimics软件重建的三维模型是以三角面片表示的面网格模型,此时的模型表面比较粗糙,需要对其进行一定程度的优化。经过平滑、减少三角片处理后的模型面网格大小相近,形态规则,绝大多数近似于等边三角形,提高了模型后续有限元分析结果的可靠性和准确性。

Cam型FAI髋关节三维模型的建立: Cam型FAI髋关节主要表现为股骨头颈交界区的异常骨性突起,髋臼侧无结构异常。考虑到髋关节形态的个体差异较大,为了尽可能控制无关变量对结果的影响,在正常股骨模型的基础上建立Cam型FAI的股骨三维几何模型。首先将IGES格式的股骨近端模型导入到Hypermesh12.0软件中,框选所有面并对模型进行网格划分,然后隐藏实体模型。根据Notzli等^[4]提出的 α 角测量方法,采用tool面板的translate模块对模型节点进行X、Y、Z3个方向的移动,调整骨头的凸起使 α 角为90°,模拟重度Cam畸形。

关节软骨的建立: 在CT影像中关节软骨的灰度值与周围软组织相近,不能清楚地显示,因此只能依据其形态特点,在骨性结构表面建立软骨层。软骨的几何形态需要考虑多种因素,如果软骨为均一厚度,只需将骨性表面向外突出一个定值,但是这样软骨面会延续骨表面凹凸不平、不规则的现象。为了更好地模拟关节软骨,本文假定股骨头和髋臼软骨表面为2个同心的球面,球心位于股骨头的中心,建立2个最适合的球面来分别近似代表股骨头和髋臼的软骨接触面,球面和骨头之间的部分即为软骨层^[5-6]。

在Hypermesh 12.0软件中导入正常及Cam型FAI髋关节三维模型的K文件,分别提取髋臼侧和股骨头侧的软骨下骨面,在两者之间建立大小适宜的球面(球径=25 mm)来模拟关节面,再在关节面上形成三维的软骨层。为了能够对软骨层的厚度进行控制,对股骨和髋臼分别建模,之后再组合成完整的髋关节模型。通过上述步骤,最终形成包含关节软骨的正常髋关节和Cam型FAI髋关节三维几何模型。

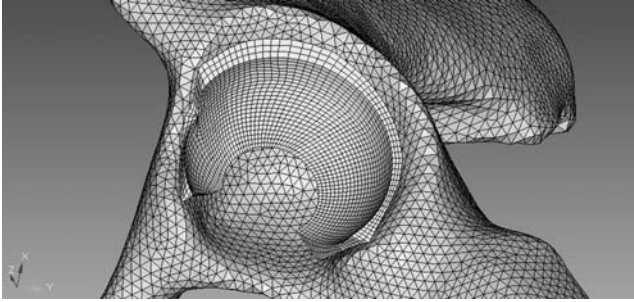


图1 髋臼软骨网格划分

Figure 1 Meshing of the acetabular cartilage

图注: 髋臼软骨采用六面体网格划分, 网格规则细密, 保证了计算的精度。

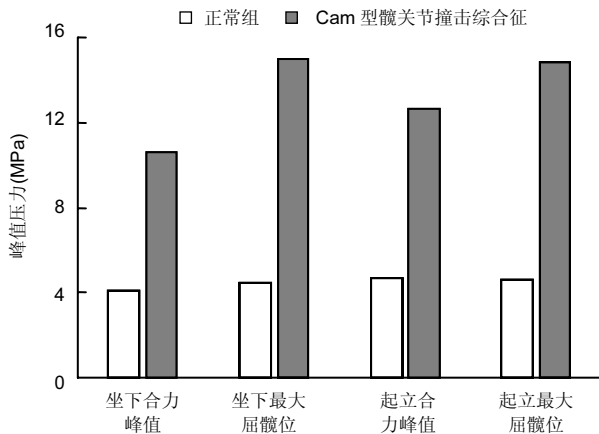


图3 正常髋关节和 Cam 型髋关节撞击综合征髋关节软骨峰值接触压力比较

Figure 3 Comparison of peak contact pressure in the acetabular cartilage between normal and Cam-type femoroacetabular impingement hip joint

图注: 坐下、起立加载时, Cam 型髋关节撞击综合征髋关节的软骨峰值接触压力均大于正常髋关节, 两者的差别在坐下最大屈髋时最显著。

有限元模型的建立: 采用六面体单元划分关节软骨, 四面体单元划分髋臼和股骨的骨性部分, 考虑到松质骨对接触压力的影响较小^[7], 为了提高分析计算的效率和减少建模的时间, 网格划分时不包括松质骨。同时在划分过程中, 进行了一些选择性的优化, 使得关节软骨的网格更加细密, 而骨性部分的网格稍微粗一些, 以控制总的网格数并减少计算量, 各模型的单元数和节点数见表1。网格划分过程中要保证关节软骨和软骨下骨面的节点完全重合, 如果两者的节点没有重合, 不仅会产生新的接触对, 而且不能准确地传递载荷(图1, 2)。

材料属性参考相关国外文献[8-10], 把骨性部分设定为刚体, 关节软骨被设定为各向同性、线弹性材料, 具体参数设置见表2。考虑到关节软骨表面之间的摩擦系数很小(0.01-0.02)^[11], 本文在接触计算中忽略摩擦的影响, 设置为无摩擦接触, 接触类型选择Automatic face-to-face, 即面-面接触。

边界条件和载荷: 本文以股骨头中心为原点建立局部坐标系, 坐标轴X轴为人体内外方向, 向内为正向; Y轴为

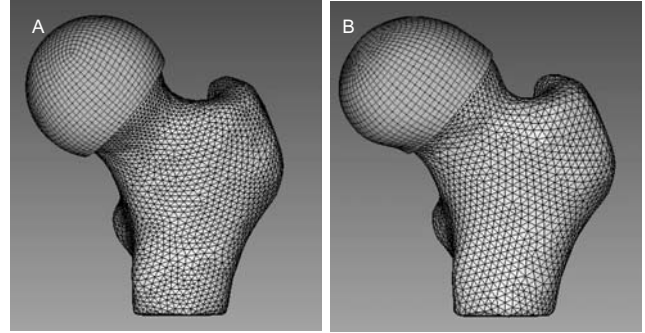


图2 股骨近端三维有限元模型

Figure 2 Three-dimensional finite element model of proximal femur

图注: 图中 A 所示为正常股骨近端有限元模型; 图中 B 所示为 Cam 型髋关节撞击综合征股骨近端有限元模型, 可见股骨头颈前上方的骨性突起。图中六面体网格部分为关节软骨。

人体前后方向, 向前为正向; Z轴为人体上下方向, 向上为正向。设定髋关节和耻骨联合处的节点自由度全约束, 对股骨远端节点的自由度也完全约束。载荷条件和股骨头相对于髋臼的位置参考Bergmann等^[12]测量得到的平均数据, 通过选取坐下、起立时的髋关节载荷数据进行分析, 计算上述状态下关节软骨接触压力大小及分布规律(表3)。施加的关节合力通过股骨头中心。

主要观察指标: 正常和Cam型髋关节软骨接触分布形式、接触压力和Von Mises应力。

2 结果 Results

通过有限元计算和分析, 得到了髋关节模型在坐下、起立载荷作用下的接触力学特征, 包括接触分布形式、接触压力和Von Mises应力。坐下、起立加载时, 髋关节软骨接触压力与关节合力大小和屈髋程度相关。正常髋关节在坐下、起立合力峰值时, 髋臼软骨峰值接触压力分别为4.11, 4.70 MPa, 而Cam型FAI髋关节的软骨峰值接触压力为10.62, 12.61 MPa。

坐下最大屈髋位加载时, 正常髋关节的软骨峰值接触压力为4.43 MPa, Cam型FAI髋关节的软骨峰值接触压力为14.96 MPa; 起立最大屈髋位加载时, 正常髋关节的软骨峰值接触压力为4.59 MPa, Cam型FAI髋关节为14.86 MPa(图3)。从接触压力分布图可得知, 正常髋关节接触区位于髋臼中上部, 压力分布均匀; 而Cam型FAI髋关节的主要接触区域移至髋臼缘前上方, 相比正常髋关节不仅接触位置发生变化, 而且出现局部压应力集中(图4, 5)。

Von Mises应力即等效应力, Von Mises屈服准则规定, 在一定的变形条件下, 当受力物体内一点的应力达到某一定值时, 该点就开始进入塑性状态。在本文中Von Mises应力反映了软骨内的扭曲力。Cam型FAI髋关节在坐下、起立时, 股骨近端的突起部分挤压进入髋臼, 引起髋臼前上缘软骨处出现应力集中, 峰值Von Mises应力达到12.72 MPa, 远大于正常髋关节的4.11 MPa。

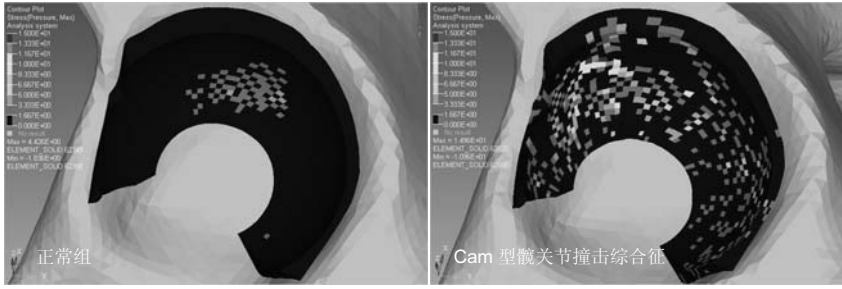


图 4 坐下最大屈髋位髋臼软骨接触压力分布

Figure 4 Distribution of contact pressures within the acetabular cartilage during sitting in maximum flexion

图注: 正常髋关节软骨接触区位于髋臼中上部, 压力分布均匀; Cam 型髋关节撞击综合征髋臼软骨接触区位于髋臼前上缘, 同时出现明显的局部压应力集中。

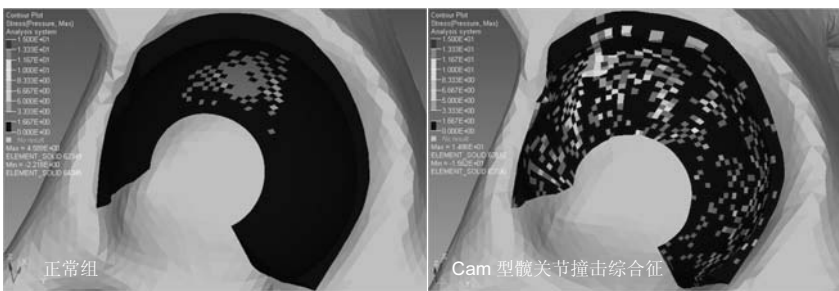


图 5 起立最大屈髋位髋臼软骨接触压力分布

Figure 5 Distribution of contact pressures within the acetabular cartilage during standing up in maximum flexion

图注: 相比于正常髋关节, Cam 型髋关节撞击综合征髋关节髋臼前上缘软骨出现明显的压应力集中, 压力分布不均匀。

表 1 模型的单元数和节点数

Table 1 Number of nodes and elements of model

项目	单元数	节点数
正常	173 787	47 556
Cam 型髋关节撞击综合征	156 774	43 800

表注: 表中为正常髋关节和 Cam 型髋关节撞击综合征髋关节有限元模型的单元数、节点数。

表 2 模型的材料参数设定

Table 2 Material parameter setting of model

项目	弹性模量(MPa)	泊松比	密度(g/cm ³)
皮质骨	17 000	0.29	1.8
关节软骨	12	0.4	0.16

表注: 有限元模型材料参数的赋予, 参考国外相关文献^[8-10]。

表 3 髋关节模型坐下、起立合力峰值及最大屈髋位加载参数
Table 3 Peak force and load parameters at the maximum hip flexion position during standing up and sitting in hip joint models

描述	合力值(N)	股骨头中心头臼作用力(N)			股骨头相对髋臼位置
		X 轴	Y 轴	Z 轴	
坐下合力峰值	917	253	-47	883	屈曲 59°
坐下最大屈髋位	823	238	-5	790	屈曲 90°
起立合力峰值	1 117	313	-138	1 072	屈曲 59°
起立最大屈髋位	794	166	-132	791	屈曲 90°

表注: 以股骨头中心为坐标原点, X 轴正向为向内, Y 轴正向为向前, Z 轴正向为向上, 施加的关节合力通过股骨头中心。

3 讨论 Discussion

早年髋关节的生物力学研究方式主要是通过体外和体内实验进行直接测量。Adams等^[13]通过在髋臼骨内植入压电传感器测量了髋臼软骨和软骨下骨界面的压力, Brown等^[14]采用股骨头软骨内置入的微型压力传感器测量了正常尸体髋关节的接触压力, Rushfeldt等^[15]在体外利用装有压力传感器的改良假体测量了髋臼软骨表面的压力分布。Carlson等^[16]最早描述了股骨无线遥测假体装置的设计, Hodge等^[17]通过装载在假体头内的压力传感器, 测量了1例半髋置换后患者不同活动下软骨表面离散区域的接触压力。Bergmann等^[12]通过置入相似的假体, 获得了全髋关

节置换后患者各种日常活动下的关节等效作用力和接触压力数据。此外, 一些研究者采用压敏片法测量了髋关节的压力分布^[18-20]。由于直接测量方法的复杂性和适用性限制, 很多针对髋关节力学的数学模型被开发出来, 其中便包括有限元模型。

本文在准确构建Cam型FAI髋关节和正常髋关节有限元模型的基础上, 进行力学加载分析, 结果显示坐下、起立合力峰值加载时, Cam型FAI髋关节的髋臼软骨峰值接触压力较正常髋关节增大, 当髋关节屈曲至90°时, 股骨头颈交界区的骨性突起挤压进入髋臼, 使接触压力分布不均匀, 在髋臼前上缘产生过高的接触压力和Von Mises应力, 关节软骨也因挤压发生变形, 其最大峰值接触压力达到14.96 MPa, 远超出关节软骨的生理压力范围。严重Cam畸形时的软骨损伤被认为是撞击点处过大的接触压力所致, 轻度畸形时的损伤机制被认为是在大范围活动时, 股骨近端非球形部分挤压髋臼, 导致软骨和软骨下骨间剪切力增高^[1]。为了证实这一机制, Wagner等^[21]研究了年轻患者关节挤压区域的软骨健康状况, 通过分析并与年龄匹配对照组进行对比, 发现22例经历手术的Cam型FAI患者软骨样本都表现出早期骨关节炎组织病理征象。近期基于延迟钆增强磁共振软骨成像 (delayed Gadolinium Enhanced Magnetic Resonance Imaging Contrast, dGEMRIC)的研究也显示

Cam型FAI的挤压效应减少了软骨中的糖胺聚糖成分,增加了骨关节炎进展的风险^[22-25]。

Harris等^[26]通过三维标准模型配准研究发现虽然Cam型FAI患者的股骨头形状最大偏移比正常对照组更大,但实际上对照组的突起范围更广,这种趋势在调整突起偏移阈值后反转,提示正常人的股骨可能出现广泛但平滑的突起,而Cam型FAI的股骨突起局限且偏移度大。两种突起的形态差异可能支持Cam型FAI髋关节的高压力、高剪切力损伤机制。尽管目前缺乏Cam型FAI髋关节接触压力的实验数据进行对比,但Chegini等^[27]采用理想化参数模型对站立到坐下过程中髋臼软骨接触压力的研究显示,当 α 角度为 80° 时接触压力值是12.84 MPa, Jorge等^[9]建立的Cam型FAI患者个体化髋关节模型在屈曲 90° 时,最大接触压力为11.6 MPa,均与本文研究结果有较高的一致性,充分说明所构建的模型具有良好的有效性和准确性。

适当的关节运动和负荷是保持正常软骨成分、结构和力学性质的基础,当负荷不足或过度负荷时软骨细胞的代谢平衡被打破,导致软骨发生退变。体外软骨组织的研究表明动态负荷的水平 and 频率影响蛋白质和糖胺聚糖的合成、软骨细胞活力、完整性及其力学性质。在低压高频负荷时,糖胺聚糖和蛋白质的合成增加,而且合成部位依频率而改变,提示压力诱导的液体流动是代谢变化的重要原因^[28-29];施加低压低频负荷时,糖胺聚糖和蛋白质的合成均没有变化^[25, 30];但当施加高压低频负荷时,两者的合成都受到抑制^[31-33]。

根据本文软骨接触压力的结果可以推测其损伤的病理力学机制,一方面,软骨所含的细胞少、血供差,营养的输送是通过基质内组织间液的流动来促进^[34],当同一区域处于长时间的过度压力负荷时,软骨层内的液体流动被阻断,软骨得不到营养补充;另一方面,Cam型FAI髋臼软骨在日常生活中承受的高压低频负荷,造成软骨糖胺聚糖和蛋白质的合成减少,进而引起软骨细胞外基质代谢异常、软骨细胞凋亡等一系列病理改变,软骨的抗压缩和松弛循环能力也降低,从而易于发生磨损和撕裂,最终被完全损坏。本文有限元模拟所得的Cam型FAI髋臼软骨峰值接触压力区与临床中观察到的软骨损伤区域相一致^[2, 35]。

本文的不足在于以正常髋关节模型为基础建立了Cam型FAI髋关节模型,与Cam型FAI髋关节的真实几何形态可能存在差异,从而对结果产生一定程度的影响;其次,髋关节负载是来自文献报道的高龄晚期骨关节炎术后患者体内测量的平均数据,考虑到髋关节运动学存在较大的个体差异,因此使用平均载荷数据可能没有准确地反映出髋关节的实际运动学情况。本文模型没有包含孟唇结构,可能对结果造成影响。既往研究对于孟唇在髋关节软骨力学中的作用并不十分清楚,Konrath等^[36]利用压敏片法发现孟唇移除后,髋臼前方和上方的接触面积、平均压力或峰值压力均无明显改变,只有髋臼后部的峰值压力明显减小。

软骨独特的组织结构,使其表现出双相材料的特点,但日常活动中加载频率只有约1 Hz,其时效特性可以忽略^[37],因此在本文中被定义为线弹性材料。但是软骨不仅具有和深度相关的材料属性,而且还表现出拉压非线性和表面刚度变化,上述因素可能影响接触压力分布结果,未来建模中应该通过敏感性研究来探讨这些因素的重要性。

髋关节个体化有限元模型的几何形态与实际解剖结构高度符合,能计算得到更为精确、更接近实际的结果,因此具有很多潜在的长期应用价值和优点,包括提高病变的诊断率、提供个性化治疗和提升手术远期成功率。手术干预后力学负载的变化可以用患者模型进行量化,进而评估不同截骨手术方式的有效性。这一技术也可应用于长期的前瞻性研究,把手术后的力学负荷改变和疗效结合起来。因此,建立Cam型FAI患者的个体化髋关节模型是未来研究的方向。

致谢: 感谢导师王万春教授对课题设计、实施方面的指导和帮助。

作者贡献: 实验设计刘骞、王万春,实验实施及评估由所有作者共同完成,资料收集刘骞、姚长海,刘骞成文,王万春审核。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 志愿者同意接受CT检查并将检查资料供试验使用,对试验过程完全知情同意,且得到医院伦理委员会批准。

学术术语: 髋关节撞击综合征-Cam型髋关节撞击综合征多见于年轻爱运动的男性,由于股骨头颈交界区前上方的异常骨性突起,致使髋关节在大范围的屈曲、旋转活动时,股骨近端与髋臼缘发生撞击,反复的撞击使得髋臼缘处的软骨长期承受过大的压力负荷,最终引起软骨退变、分层或剥离。这种异常负荷状态在体育运动,甚至是日常活动中都可出现。

作者声明: 文章为原创作品,无抄袭剽窃,无泄密及署名和专利争议,内容及数据真实,文责自负。

4 参考文献 References

- [1] Ganz R, Parvizi J, Beck M, et al. Femoroacetabular impingement: a cause for osteoarthritis of the hip. Clin Orthop Relat Res. 2003;(417):112-120.
- [2] Beck M, Kalhor M, Leunig M, et al. Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. J Bone Joint Surg Br. 2005;87(7):1012-1018.
- [3] Harris-Hayes M, Royer NK. Relationship of acetabular dysplasia and femoroacetabular impingement to hip osteoarthritis: a focused review. PMR. 2011;3(11):1055-1067.
- [4] Notzli HP, Wyss TF, Stoecklin CH, et al. The contour of the femoral head-neck junction as a predictor for the risk of anterior impingement. J Bone Joint Surg Br. 2002;84(4):556-560.
- [5] Pustoc HA, Cheze L. Normal and osteoarthritic hip joint mechanical behaviour: a comparison study. Med Biol Eng Comput. 2009;47(4):375-383.

- [6] Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, et al. Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip. *J Biomech.* 2010;43(7):1351-1357.
- [7] Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, et al. Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint. *J Biomech Eng.* 2008;130(5):51008.
- [8] Dalstra M, Huiskes R, van Erning L. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone. *J Biomech Eng.* 1995;117(3):272-278.
- [9] Jorge JP, Simoes FM, Pires EB, et al. Finite element simulations of a hip joint with femoroacetabular impingement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012.
- [10] Shepherd DE, Seedhom BB. A technique for measuring the compressive modulus of articular cartilage under physiological loading rates with preliminary results. *Proc Inst Mech Eng H.* 1997;211(2):155-165.
- [11] Caligaris M, Ateshian GA. Effects of sustained interstitial fluid pressurization under migrating contact area, and boundary lubrication by synovial fluid, on cartilage friction. *Osteoarthritis Cartilage.* 2008;16(10):1220-1227.
- [12] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.* 2001;34(7):859-871.
- [13] Adams D, Swanson SA. Direct measurement of local pressures in the cadaveric human hip joint during simulated level walking. *Ann Rheum Dis.* 1985;44(10):658-666.
- [14] Brown TD, Shaw DT. In vitro contact stress distributions in the natural human hip. *J Biomech.* 1983;16(6):373-384.
- [15] Rushfeldt PD, Mann RW, Harris WH. Improved techniques for measuring in vitro the geometry and pressure distribution in the human acetabulum. II Instrumented endoprosthesis measurement of articular surface pressure distribution. *J Biomech.* 1981;14(5):315-323.
- [16] Carlson CE, Mann RW, Harris WH. A radio telemetry device for monitoring cartilage surface pressures in the human hip. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1974;21(4):257-264.
- [17] Hodge WA, Fijan RS, Carlson KL, et al. Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 1986;83(9):2879-2883.
- [18] Afoke NY, Byers PD, Hutton WC. Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69(4):536-541.
- [19] Sparks DR, Beason DP, Etheridge BS, et al. Contact pressures in the flexed hip joint during lateral trochanteric loading. *J Orthop Res.* 2005;23(2):359-366.
- [20] von Eisenhart R, Adam C, Steinlechner M, et al. Quantitative determination of joint incongruity and pressure distribution during simulated gait and cartilage thickness in the human hip joint. *J Orthop Res.* 1999;17(4):532-539.
- [21] Wagner S, Hofstetter W, Chiquet M, et al. Early osteoarthritic changes of human femoral head cartilage subsequent to femoro-acetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage.* 2003;11(7):508-518.
- [22] Bittersohl B, Hosalkar HS, Kim YJ, et al. Delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging (dGEMRIC) of hip joint cartilage in femoroacetabular impingement (FAI): Are pre- and postcontrast imaging both necessary? *Magn Reson Med.* 2009;62(6):1362-1367.
- [23] Bittersohl B, Steppacher S, Haamberg T, et al. Cartilage damage in femoroacetabular impingement (FAI): preliminary results on comparison of standard diagnostic vs delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of cartilage (dGEMRIC). *Osteoarthritis Cartilage.* 2009;17(10):1297-1306.
- [24] Jessel RH, Zilkens C, Tiderius C, et al. Assessment of osteoarthritis in hips with femoroacetabular impingement using delayed gadolinium enhanced MRI of cartilage. *J Magn Reson Imaging.* 2009;30(5):1110-1115.
- [25] Sah RL, Kim YJ, Doong JY, et al. Biosynthetic response of cartilage explants to dynamic compression. *J Orthop Res.* 1989;7(5):619-636.
- [26] Harris MD, Reese SP, Peters CL, et al. Three-dimensional quantification of femoral head shape in controls and patients with cam-type femoroacetabular impingement. *Ann Biomed Eng.* 2013;41(6):1162-1171.
- [27] Chegini S, Beck M, Ferguson SJ. The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: a finite element analysis. *J Orthop Res.* 2009;27(2):195-201.
- [28] Buschmann MD, Kim YJ, Wong M, et al. Stimulation of aggrecan synthesis in cartilage explants by cyclic loading is localized to regions of high interstitial fluid flow. *Arch Biochem Biophys.* 1999;366(1):1-7.
- [29] Kim YJ, Sah RL, Grodzinsky AJ, et al. Mechanical regulation of cartilage biosynthetic behavior: physical stimuli. *Arch Biochem Biophys.* 1994;311(1):1-12.
- [30] Parkkinen JJ, Lammi MJ, Helminen HJ, et al. Local stimulation of proteoglycan synthesis in articular cartilage explants by dynamic compression in vitro. *J Orthop Res.* 1992;10(5):610-620.
- [31] Kurz B, Jin M, Patwari P, et al. Biosynthetic response and mechanical properties of articular cartilage after injurious compression. *J Orthop Res.* 2001;19(6):1140-1146.
- [32] Piscocoy JL, Fermor B, Kraus VB, et al. The influence of mechanical compression on the induction of osteoarthritis-related biomarkers in articular cartilage explants. *Osteoarthritis Cartilage.* 2005;13(12):1092-1099.
- [33] Torzilli PA, Grigiene R, Huang C, et al. Characterization of cartilage metabolic response to static and dynamic stress using a mechanical explant test system. *J Biomech.* 1997;30(1):1-9.
- [34] O'Hara BP, Urban JP, Maroudas A. Influence of cyclic loading on the nutrition of articular cartilage. *Ann Rheum Dis.* 1990;49(7):536-539.
- [35] Beaulé PE, Zaragoza E, Motamedi K, et al. Three-dimensional computed tomography of the hip in the assessment of femoroacetabular impingement. *J Orthop Res.* 2005;23(6):1286-1292.
- [36] Konrath GA, Hamel AJ, Olson SA, et al. The role of the acetabular labrum and the transverse acetabular ligament in load transmission in the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80(12):1781-1788.
- [37] Ateshian GA, Ellis BJ, Weiss JA. Equivalence between short-time biphasic and incompressible elastic material responses. *J Biomech Eng.* 2007;129(3):405-412.