论著

文章编号:1000-5404(2011)11-1174-04

髋臼CE角及关节作用力方向的生物力学作用

邬培慧,傅 明,康 焱,张志奇,杨子波,廖威明 (510080 广州,中山大学附属第一医院关节外科)

【摘要】 **目的** 探讨髋臼CE角及关节作用力方向对髋关节生物力学的影响。**方法** 基于髋关节CT扫描图像,利用计算机辅助设计技术,建立一系列不同CE角的髋关节三维有限元模型,通过股骨头中心施加7种不同大小及方向的关节作用力,应用有限元非线性面-面接触分析方法,研究髋臼关节软骨内应力大小和分布情况以及股骨头位移。**结果** 当CE角减小时,髋臼软骨应力峰值平均值逐渐由1.70 MPa增大至7.89 MPa,应力分布区域面积逐渐减小,股骨头向关节外位移距离由0.04 mm增大至2.88 mm;对于CE角较小的髋关节,关节作用力方向趋向人体纵轴时,可不同程度增大髋臼软骨内应力峰值及股骨头位移距离。**结论** 髋关节CE角以及关节作用力方向是影响髋关节生物力学的两个重要因素。

【关键词】 髋关节;中心边缘角;关节作用力;生物力学;有限元分析
【中图法分类号】 R318.01;R322.72 【文献标志码】 A

Biomechanics of acetabular CE angle and direction of hip joint acting force

Wu Peihui, Fu Ming, Kang Yan, Zhang Zhiqi, Yang Zibo, Liao Weiming (Department of Joint Surgery, First Affiliated Hospital of Sun Yat-Sen University, Guangzhou, Guangdong Province, 510080, China)

【**Abstract**】 **Objective** To study the effect of acetabular Center-edge (CE) angle and joint acting force direction on biomechanics of hip joint. **Methods** Three-dimensional hip joint models with different acetabular CE angles were established using computer-aided design (CAD) techniques according to the CT-scan images. Seven joint acting forces were loaded on the hip joint through the center of femur head from different directions. Stress on acetabular cartilage and displacement of femur head were studied by finite-element non-linear analysis. **Results** The average peak stress on acetabular cartilage increased to 7.89 MPa from 1.70 MPa, the distribution area of stress decreased gradually, and the distance from femur head displacement to the extra-hip joint increased to 2.88 mm from 0.04 mm when the acetabular CE angle was small. The vertical direction of joint acting force on hip joint with a smaller CE angle increased the peak stress on acetabular cartilage and the distance of femur head displacement. **Conclusion** CE angle and vertical acting force are the two important factors influencing the mechanics of hip joint.

【**Key words**】 hip joint; Center-edge angle; joint acting force; biomechanics; finite-element analysis

Supported by the Science and Technology Grant of Guangdong Province (2009A030200013, 2007B031002003). Corresponding author: Fu Ming, Tel: 86-20-87755766, E-mail: ming_fu@126.com

髋关节发育不良(developmental dysplasia of hip, DDH)常见病理改变为髋臼及股骨近段解剖结构先天性发育不良及头臼包容异常。Norwegian Arthroplasty Resgister根据72 301例行髋关节置换术病例报道DDH患者占全部病例的7.6%,对于年龄小于60岁的DDH患者占24.0%[1]。而髋关节局部生物力学是影响髋关节骨性关节炎发生、发展的决定性因素[2-3]。髋关节骨性结构发育异常一方面直接导致髋臼覆盖不良,另一方面导致髋周肌群肌力大小和方向异常,进而改变髋关节作用力方向[4]。而目前研究多集中于不同髋臼覆盖程度的生物力学影响,而对髋关节作用力方向的生物力学研究较少。本研究利用计算机建立髋关节三维有限元模型,在此模型基础上,通过调整髋臼中心边缘角(center-edge angle, CE angle)以改变髋臼对股骨头的覆盖率,然后对股骨头中心施加一组不同方向及大小的作用力,模拟出不同程度的髋关节发育不良模型,进行三维有限元非线性面-面接触分析,采集不同髋关节模型在不同载荷条件下的生物力学变化数据,研究髋臼侧关节软骨应力大小和分布情况以及股骨头位移距离,进一步探讨DDH进展为髋关节骨性关节炎的生物力学机制。

【基金项目】 广东省科技计划项目(2009A030200013, 2007B031002003)
【通信作者】 傅 明,电话:(020)87755766,E-mail:ming_fu@126.com

1 资料与方法

1.1 建立髋关节三维有限元模型

1.1.1 髋关节骨性部分三维有限元模型建立　应用计算机辅助设计(computer-aided design,CAD)技术,模拟人体髋关节结构,采集 1 例正常髋关节 CT 扫描影像资料(28 岁,女性,身高 161 cm,体质量 60 kg,排除髋关节骨性病变),以 DICOM 文件格式导入 Mimics 10.0 (Materialise, Belgium)软件,建立右侧髋关节三维实体模型,并以 10 节点的四面体单元进行划分有限元网格,根据 CT 扫描图像中骨质部分像素点灰度值的不同,区分模型的皮质骨和松质骨部分,分别设置对应的材料属性,皮质骨弹性模量 E = 2 GPa ,泊松比 ν = 0.3,松质骨弹性模量 E = 200 MPa,泊松比 ν = 0.3,建立右侧髋关节骨性部分三维有限元模型(3D Finite Element Model)。

1.1.2 髋关节软骨部分三维有限元模型建立　将此模型导入 Hypermesh 软件(altair hyperworks),提取髋臼侧及股骨头侧的软骨下骨面,并在两者之间拟合大小适宜的球面(球径 = 25 mm),模拟关节面,再将关节面分别与髋臼侧及股骨头侧软骨下骨表面之间形成的三维实体,同样以 10 节点的四面体单元进行划分有限元网格,弹性模量 E = 20 MPa,泊松比 ν = 0.4,建立髋臼侧及股骨头侧的关节软骨三维有限元模型。

1.1.3 髋关节发育不良三维有限元模型建立　利用 Hypermesh 软件的 hypermorphy 功能对髋臼侧几何形状及有限元网格进行调整,将 CE 角从 0°以 3°递增至 30°,共建立 11 个不同髋关节三维模型,模拟正常髋关节及一组不同严重程度髋臼发育不良的三维有限元模型。

1.2 设置边界条件

以股骨头中心为原点建立笛卡尔直角坐标系,Fx 轴表示水平内外侧方向的分力,Fz 轴表示水平前后方向的分力,Fy 轴表示人体纵轴上下方向的分力,将髋臼侧关节软骨的骨床端面各节点的各向自由度设为 0,股骨头关节面及髋臼侧关节面建立接触对,通过股骨头中心施加 7 种不同大小及方向的关节作用力[5],Fα 表示冠状面上关节作用力方向与竖直线之间的夹角(表 1)。

表 1　施加在股骨头中心上的 7 种关节作用力的各项参数

编号	Fx (N)	Fz (N)	Fy (N)	Fα(°)	作用力大小(N)
1	270	-144	-1948.1	7.89	1971.99
2	300	-144	-1948.1	8.75	1976.32
3	330	-144	-1948.1	9.61	1981.09
4	390	-144	-1948.1	11.32	1991.97
5	450	-144	-1948.1	13.01	2004.58
6	510	-144	-1948.1	14.67	2018.89
7	570	-144	-1948.1	16.31	2034.88

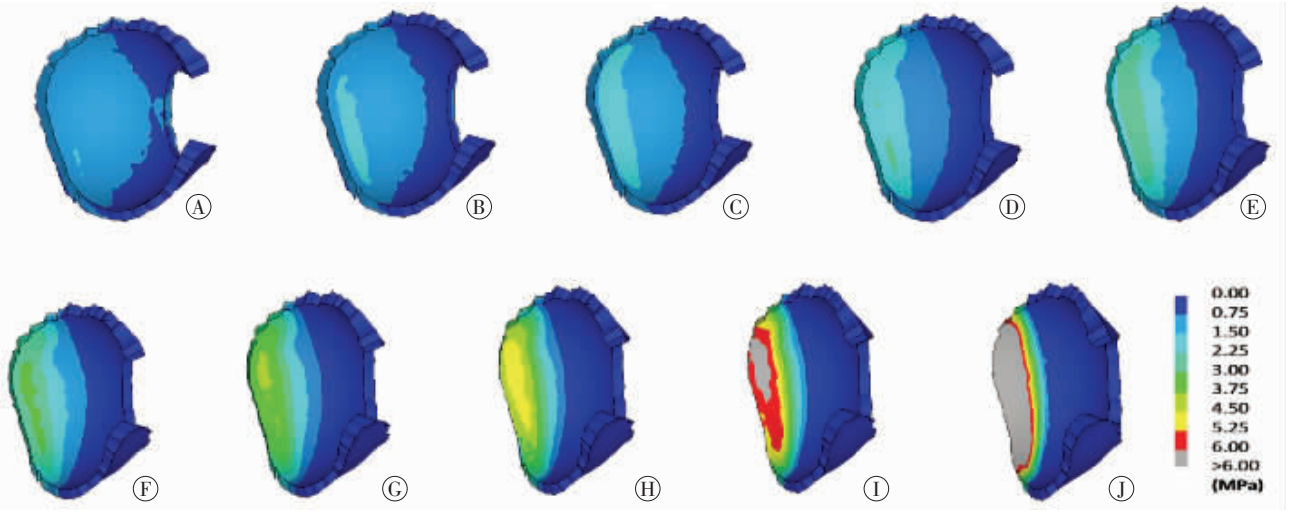
1.3 分析方法

利用 ANSYS 软件定义柔体-柔体的面面接触,设置股骨头侧关节面为目标面,髋臼侧关节面为接触面,并假设为无摩擦接触界面,对每个髋关节模型在上述 7 种负荷条件下进行非线性有限元面-面接触分析,分析髋臼侧关节软骨压应力大小及分布情况以及股骨头的位移距离。

2 结果

2.1 CE 角减小对髋臼软骨应力及股骨头位移距离的影响

当 CE 角从 30°每减小 3°至 3°时,不同作用力下髋臼软骨所承受 von Mises 应力峰值(S_{max})平均值逐渐由 1.70 MPa 增大至 7.89 MPa,应力分布区域面积逐渐减小,髋臼负重部位逐渐由穹窿部向外上缘转移,CE 角减小越多,髋臼软骨承受的压应力增加越明显,当 CE 角小于 12°时,S_{max} 平均值呈明显快速增加趋势(图 1、2)。



A:CE 角 = 30°,S_{max} = 1.73 MPa;B:CE 角 = 27°,S_{max} = 1.95 MPa;C:CE 角 = 24°,S_{max} = 2.20 MPa;D:CE 角 = 21°,S_{max} = 2.58 MPa;E:CE 角 = 18°,S_{max} = 2.91 MPa;F:CE 角 = 15°,S_{max} = 3.43 MPa;G:CE 角 = 12°,S_{max} = 4.17 MPa;H:CE 角 = 9°,S_{max} = 5.17 MPa;I:CE 角 = 6°,S_{max} = 6.68 MPa;J:CE 角 = 3°,S_{max} = 9.36 MPa;当 CE 角 = 0°,Fα = 7.89°时,因髋臼侧关节面失去了股骨头的接触约束,运算无解

图 1　髋臼侧关节软骨 von Mises 应力云图

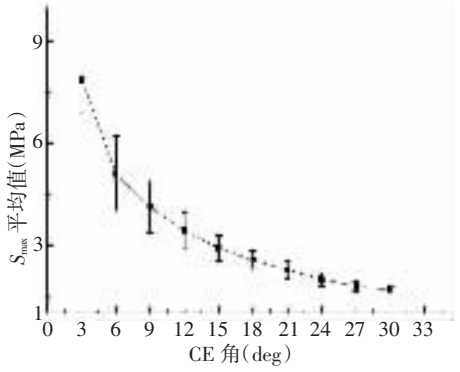


图2 S_{max}平均值与CE角大小的关系

从图3可见，当CE角从30°每减小3°至3°时，不同作用力下股骨头在X轴负方向上的位移(D_x)距离平均值就逐渐由0.04 mm增大至2.88 mm，CE角减小越多，股骨头在X轴负方向上的位移距离增加越明显，当CE角小于12°时，D_x距离平均值呈明显快速增加趋势。

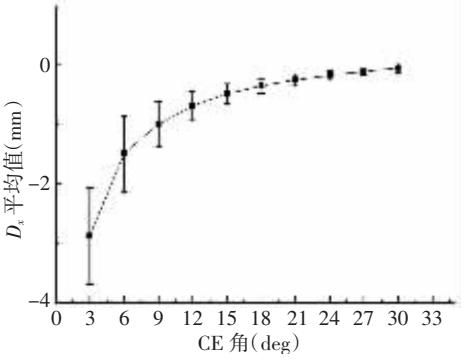


图3 股骨头在X轴负方向上的位移与CE角大小的关系

2.2 关节作用力方向对髋臼软骨应力及股骨头位移距离的影响

关节作用力方向对髋臼软骨应力及股骨头位移距离的影响同时取决于CE角的大小。施加关节作用力通过股骨头中心，可分解为向上，向内及向后3个分量，当保持向上及向后的分力大小不变，逐步将向内分力由270N增大至570 N，使合力与人体纵轴方向的夹角(Fα)由7.89°增大至16.31°时，对于不同髋臼CE角，S_{max}及D_x的减小量不同，S_{max}的减小比率也不同。髋臼CE角越小，S_{max}的减小量越大(图4)，而S_{max}的减小比率在CE角=6°时达到最大值(44.92%)(图5)，D_x的减小量在CE角=6°时达到峰值(1.715 mm)(图6)。

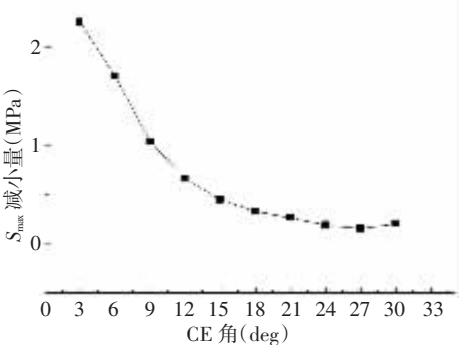


图4 当Fα由7.89°增大至16.31°时，髋臼CE角与S_{max}的减小量的关系

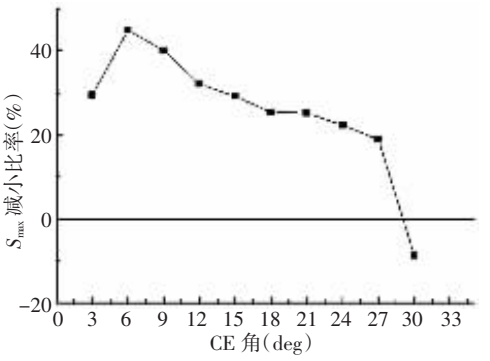


图5 当Fα由7.89°增大至16.31°时，不同髋臼CE角与S_{max}的减小比率的关系

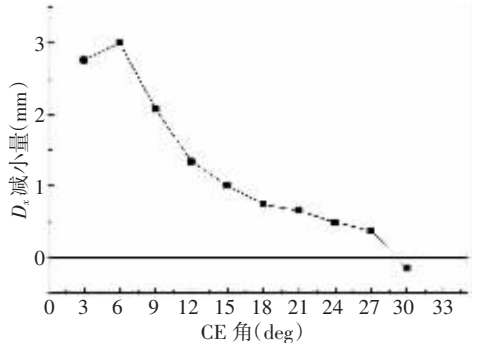


图6 当Fα由7.89°增大至16.31°时，不同髋臼CE角与D_x的减小量的关系

值得注意的是，当CE角=0°，Fα=7.89°或8.75°进行有限元分析运算时，软件提示股骨头侧位移超出接触面的约束范围，导致这两个载荷工况无法得出运算结果。

3 讨论

DDH是髋关节继发髋关节骨性关节炎的最常见原因[1]。影响髋关节骨性关节炎是否发生及其发展的严重程度，髋关节局部生物力学是决定性的因素[2-3]。研究结果提示，当CE角逐渐减小时，关节软骨的有效负重面积也减小，软骨承重部分的接触压应力就增高，尤其当CE角小于12°时，S_{max}随CE角减小而增大的速度明显加快，另外，CE角减小同时导致股骨头向髋关节外侧位移距离增大，当CE角=0°，Fα=7.89°或8.75°时，股骨头的侧方位移超出关节接触面的约束范围而发生脱位，当发育不良导致髋臼的负重面变浅且倾斜增大到一定程度时，正常稳定关节的主要解剖学基础就发生了改变，使股骨头易向外上方移位，继而发生髋关节半脱位甚至脱位，使髋臼和股骨头的匹配程度进一步下降，由正常状态下的面面接触变为点面接触甚至点点接触，使髋关节的关节软骨局部反复承受过高的压应力载荷，超过髋关节软骨生理载荷限度，进而引起关节软骨变性、软骨下骨质硬化以及囊性变等退行性变[6-7]。因此，DDH患者的髋关节软骨局部长期承受过高的压应力载荷可能是导致骨关节炎发生、发展的关键因素。

临床上对髋关节发育不良预后的估计，往往是根据髋臼几何形态来进行判断，忽略了髋周肌群肌力方向对关节作用力变化所产生的影响。本研究发现，通过增大 F_x，使 Fα 逐渐增大，能不同程度地减小髋臼侧关节软骨 von Mises 应力峰值大小及股骨头向关节外侧方向上的位移距离，当 CE 角越小，其效果越明显。对于 21°≤CE 角≤30°，Fα 的变化导致 S_{max} 及 D_x 变化幅度较小；对于 12°≤CE 角≤18°，当 Fα = 16.31°时，S_{max} 最高为 2.73 MPa，处于髋关节软骨生理载荷范围内，Fα 减小到 7.89°时，S_{max} 可达 4.12 MPa，接近髋关节软骨生理载荷高值(4～5MPa)[8]；对于 6°≤CE 角≤9°，Fα = 16.31°时，S_{max} 最高为 3.67 MPa，D_x 为 0.708 mm，Fα = 7.89°时，S_{max} 则达 6.68 MPa，超过髋关节软骨生理载荷高值，D_x 达 2.4 mm，因此，对于轻度及中度的髋臼发育不良(6°≤CE 角≤18°)，当 F_x 减小使关节作用力与人体纵轴方向夹角减小时，一方面直接使关节面接触部位向髋臼外缘转移，另一方面则无法阻挡股骨头向外侧脱位趋势，从而相对减小了关节有效负重面积，使应力分布集中，增大了应力峰值，恶化了髋关节生物力学环境；对于 0°≤CE 角≤3°尽管当 Fα 增大为 16.31°时，S_{max} 及 D_x 有较大改善，但 S_{max} 仍可达 6.80 MPa，D_x 可达 1.88 mm，仍然超过髋关节软骨生理载荷高值。

髋关节发育不良往往伴有髋外翻畸形(股骨颈干角异常增大)[9]，使髋周肌群起止点相对位置异常，髋周肌群作用力方向更偏向于人体纵轴方向，减小了髋关节作用力横向向内分力的大小[4,10]，改变关节作用力的方向和大小，从而进一步减小了关节软骨部位的承载面积，增加了人体纵轴方向上的载荷。因此髋关节发育不良的治疗目的是矫正髋臼或股骨近端的畸形，增加髋关节的负重面积，重建正常的髋关节生物力学环境，原则上治疗越早，效果越好。根据髋关节发育不良的严重程度及症状的轻重治疗方法可作如下考虑：对于髋臼发育不良影像学表现严重(CE 角≤3°)伴有或不伴有髋外翻畸形，而骨性关节炎表现较轻，可以考虑行髋关节截骨矫形术，以增加髋臼覆盖程度，改善头臼关系，目前已有大量临床研究证实，髋臼矫形手术如髋臼旋转截骨术和 Bernese 截骨术等，可有效缓解髋关节疼痛症状，改善关节功能，避免或延迟骨关节炎的进展，术远期随访结果满意[11-12]；对于中度髋臼发育不良(6°≤CE 角≤18°)，骨性关节炎表现较轻，若伴有髋外翻畸形，可以考虑行髋臼及股骨近段的截骨矫形术，相关临床研究报道其术后远期效果满意[13]，若股骨近段影像学表现正常，则可考虑继续保守治疗并定期观察病情变化，有随访研究发现对于头臼匹配好，疼痛症状轻微，骨关节炎影像学表现不明显的髋关节发育不良患者，进展为髋关节骨性关节炎的概率较低[14]；对于严重骨关节炎表现的患者则可以选择人工全髋关节置换术，但对于年轻患者，术后远期出现假体磨损、松动以及骨溶解等并发症的概率较高，必须严格把握手术指征[15]。

参考文献：

[1] Furnes O, Lie SA, Espehaug B, *et al*. Hip disease and the prognosis of total hip replacements. A review of 53,698 primary total hip replacements reported to the Norwegian Arthroplasty Register 1987-99[J]. J Bone Joint Surg Br, 2001, 83(4): 579-586.

[2] Felson D T, Lawrence R C, Dieppe P A, *et al*. Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors[J]. Ann Intern Med, 2000, 133(8): 635-646.

[3] Reijman M, Hazes J M, Pols H A, *et al*. Acetabular dysplasia predicts incident osteoarthritis of the hip: the Rotterdam study[J]. Arthritis Rheum, 2005, 52(3): 787-793.

[4] Correa T A, Crossley K M, Kim H J, *et al*. Contributions of individual muscles to hip joint contact force in normal walking[J]. J Biomech, 2010, 43(8): 1618-1622.

[5] 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.

[6] McGibbon C A, Krebs D E, Trahan C A, *et al*. Cartilage degeneration in relation to repetitive pressure: case study of a unilateral hip hemiarthroplasty patient[J]. J Arthroplasty, 1999, 14(1): 52-58.

[7] Hashimoto S, Nishiyama T, Hayashi S, *et al*. Role of p53 in human chondrocyte apoptosis in response to shear strain[J]. Arthritis Rheum, 2009, 60(8): 2340-2349.

[8] Day, W H, Swanson, S A, Freeman, M A. Contact pressures in the loaded human cadaver hip[J]. J Bone Joint Surg Br, 1975, 57(3): 302-313.

[9] Clohisy J C, Nunley R M, Carlisle J C, *et al*. Incidence and characteristics of femoral deformities in the dysplastic hip[J]. Clin Orthop Relat Res, 2009, 467(1): 128-134.

[10] Genda E, Iwasaki N, Li G, *et al*. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters[J]. J Biomech, 2001, 34(7): 895-905.

[11] Nozawa M, Shitoto K, Matsuda K, *et al*. Rotational acetabular osteotomy for acetabular dysplasia. A follow-up for more than ten years[J]. J Bone Joint Surg Br, 2002, 84(1): 59-65.

[12] Steppacher SD, Tannast M, Ganz R, *et al*. Mean 20-year followup of Bernese periacetabular osteotomy[J]. Clin Orthop Relat Res, 2008, 466(7): 1633-1644.

[13] Koulouvaris P, Stafylas K, Aznaoutoglou C, *et al*. Isolated varus intertrochanteric osteotomy for hip dysplasia in 52 patients: long-term results[J]. Int Orthop, 2007, 31(2): 193-198.

[14] Hisatome T, Yasunaga Y, Tanaka R, *et al*. Natural course of the minimally symptomatic nonoperated hip in patients with bilateral hip dysplasia treated with contralateral rotational acetabular osteotomy[J]. J Orthop Sci, 2005, 10(6): 574-580.

[15] Emms N W, Stockley I, Hamer A J, *et al*. Long-term outcome of a cementless, hemispherical, press-fit acetabular component: survivorship analysis and dose-response relationship to linear polyethylene wear[J]. J Bone Joint Surg Br, 2010, 92(6): 856-861.

(收稿 2010-11-28 修回 2010-12-16)

(编辑 汪勤俭)