

三维有限元分析在髋关节外科中的应用进展

盘荣贵, 彭聪聪(综述), 滕居赞(审校)

作者单位: 530011 南宁, 广西中医药大学附属瑞康医院骨关节与运动医学科(盘荣贵, 滕居赞); 530001 南宁, 广西中医药大学研究生院(彭聪聪)

作者简介: 盘荣贵(1972-), 男, 医学博士, 副主任中医师, 研究方向: 骨关节与运动医学疾病的诊治。E-mail: panronggui1991@163.com

[摘要] 三维有限元分析是骨科生物力学诸多研究方法中很重要的一种。由于髋关节复杂的解剖结构及独特的疾病谱, 只有三维有限元分析对髋关节病理、生理状态的机理研究才具有近乎真实的研究。此外, 三维有限元分析对髋关节疾病的临床诊断、治疗评估和预防以及手术器械的设计、生产、评价等多个方面的研究和进展具有促进作用。该文对三维有限元分析在髋关节外科中的应用研究进展进行综述。

[关键词] 三维有限元分析; 髋关节; 生物力学

[中图分类号] R 684 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1674-3806(2018)08-0845-05

doi:10.3969/j.issn.1674-3806.2018.08.34

Advances in application of three-dimensional finite element analysis on measuring biomechanics of hip joint

PAN Rong-gui, PENG Cong-cong, TENG Jü-zan. Department of Bone, Joint and Sports Medicine, Ruikang Hospital Affiliated to Guangxi University of Traditional Chinese Medicine, Nanning 530011, China

[Abstract] Three-dimensional finite element analysis is one of the most important research methods on orthopaedic biomechanics and only this analysis method can closely reveal the real research on physiology, pathology, disease mechanism of hip joint because of its complex anatomic structure and unique disease. In addition, the clinical diagnosis, treatment and prevention, as well as the design, production evaluation of surgical instruments researched by the three-dimensional finite element analysis have obtained tremendous development. In this paper, we review the advances in application of three-dimensional finite element analysis on measuring biomechanics of hip joint.

[Key words] Three-dimensional finite element analysis; Hip joint; Biomechanics

髋关节(hip joint)是人体最大, 结构最复杂的关节之一。由于其位置深, 解剖结构复杂且独特, 使得在体内对其进行生物力学研究相当困难^[1]。由于三维有限元分析(three-dimensional finite element analysis, 3D-FEA)自身固有的优势^[2], 3D-FEA被广泛用于髋关节研究^[3,4], 并取得了长足进展。本文就近年来3D-FEA在髋关节外科研究中的应用情况作一综述。

1 3D-FEA与髋关节外科研究的无缝对接

有限元分析(FEA)的概念最初由Courant于上世纪40年代基于飞机结构的特性分析需求而提出。它的基本理念就是将连续的求解区域, 离散为一组有限个, 且按一定方式相互连接在一起的单元的组合物体, 利用每个单元内假设的近似函数来分片表示全求解域上待求的未知场函数, 从而得到整个求解域上的近似解。它包括: 创建几何模型→定义材料特性→网格化→设置载荷和约束条件→求解→查看

结果等基本步骤, 其中创建几何模型是3D-FEA应用的首要一步。通过数值分析, 将无限维空间转化到有限维空间。由于3D-FEA拥有许多其他方法所无法比拟的独特优势^[5], 3D-FEA相继应用到航空航天、交通运输、生物化工、建筑工程等领域。1972年, Brekelmans首次将FEA法引入生物力学领域。而Brown首次将FEA用于髋关节研究。虽然髋臼、股骨头、关节囊及韧带的生物特性千差万别, 各部分的负荷承载与传导, 股骨头与髋臼间摩擦, 关节腔内压的蠕变, 测量极为困难, 尤其是髋臼的实体力学测量更加困难。而3D-FEA则完全克服上述困难, 取得实体实验所难以得到的研究结果, 成功展示了髋关节内静态及动态下各部的应力分配。自此以后, 3D-FEA广泛用于髋关节研究。现代的髋关节3D-FEA就是将临床影像学资料(如: CT、MRI、断面切片图像及激光三维扫描等), 通过CAD、激光扫描转

换及计算机雕刻技术等,运用 Ansys、Abaqus、Marc、Solidwork 等软件构建髌关节 3D-FEA 模型,再进行测试、分析。Klenert 等^[6]证实了 3D-FEA 模型在测试分析髌关节的时效性。

2 基础研究

2.1 基于模拟人髌关节的 3D-FEA 人体是一个复杂而不规则的几何表面体,要对其进行全面的生物力学研究,伦理道德、个体差异等是我们无法回避的问题。为了解决这些困难,人们运用现代信息技术和生物技术创造性地开发出数字模拟人。“可视虚拟人”是基于一个正常个体(男和女)的尸体的每隔 1 mm 横断面的 CT、MRI 和冷冻切片图像,结合计算机技术建立的一个融和了人体解剖结构与组织特性信息的图像库。研究者利用这一图像库可以塑造一个真实反映人体物理属性的数字人体模型,并用于相关的研究^[7]。基于模拟人髌关节 3D-FEA 分析^[8],主要模拟正常人的分析,它避免一些伦理道德上的争议^[9]。而运用三维建模法构建的虚拟人,可以实时、逼真地反映出人体的运动及用户在虚拟空间中的行为。Yong 等^[10]基于虚拟人模型库建立起的人体髌关节几何模型,模拟侧向冲击载荷对髌关节生物力学响,用 3D-FEA 分析,研究结果与临床研究结果^[11]对比,结论基本一致。表明可视虚拟人可以很好地进行人体髌关节生物力学研究。

2.2 生理情况下髌关节的 3D-FEA 生理情况下,骨关节功能很大程度取决于其所处的力学环境^[12]。鉴于髌关节独特的形态及其复杂的结构,摒弃既往的研究方法与思路,采用 3D-FEA 技,将获得影像资料^[13],采用采用点-线-面-体法,提取特征性的点和线,并转换,然后通过拉伸、扫描和放样等方法建立建立髌关节的 3D-FEA 模型,分别对模型施以前伸、侧弯、旋转 6 个方向的运动,观察髌关节构成骨的应力分布,结果发现在各种有效载荷下,髌臼、股骨头和股骨颈各有一个应力集中部位,此与通过装有压力传感器的人工股骨头,植入患者体内所后获得研究结果基本一致。Chen 等^[14]研究表明,在一定的载荷下,站立的髌关节应力分布为:股骨头软骨表面顶部及髌臼表面软骨穹顶部出现最大应力;股骨头颈内部出现明显应力集中带,其分布及方向特点与骨小梁分布基本一致,并在股骨矩位置出现最大应力集中区。而对关节囊的分析表明^[15],关节囊其受力与髌关节所处的运动姿势、方位及接触的界面呈复杂的流变学特性,并与屈曲程度呈正向关系:屈曲越大,关节囊受力越大,髌关节关节面产生的内在摩

擦力也越大。

2.3 病理状态下髌关节的 3D-FEA (1)髌臼发育不良:髌臼位于髌骨外侧面中央,呈半球形深凹,表面覆以关节软骨(中央凹陷处无软骨覆盖),边缘覆以孟唇,内容纳股骨头。发育正常之髌臼面向前、外、下方,呈 40°~47°外展角及 4°~20°前倾角。髌臼顶、前柱、后柱是髌臼承载负荷的 3 个最重要支柱。髌臼发育不良是指^[16]:髌臼发育缺陷,髌臼变浅、髌臼对股骨头的覆不良,髌关节中心外移,股骨头不稳定和前外侧移位趋势,髌关节负重状态发生变化,严重表现髌关节脱位。髌臼发育不良可以是先天性的也可是后天获。后者诸如小儿麻痹后遗症所致。临床上女性多见,男女比例约为 1:6。研究表明,儿童患者^[17],当患髌单腿站立时,假髌臼和髌髌应力主要集中在假髌臼和髌髌关节面之间,同时看到耻骨上肢内侧也是应力集中区但其应力小于髌髌关节周围部分。加载载荷后,假臼的存造成骨盆应力分布和位移的改变,患侧髌髌骨翼前侧向后侧逐渐位移的趋势;成人患者^[18]:单腿站立时应力主要集中在假髌臼和髌髌关节面之间,耻骨上支的内侧亦是应力集中区但应力小于假臼和髌髌关节周围部分。在载荷条件下髌髌骨翼的前部位移。髌关节的主要活动可分解为在 3 个互相垂直平面上的运动:矢状面上的屈伸、冠状面上的内收外展,以及横断面上的内外旋转。(2)儿童髌关节脱位:儿童时期,由于股骨头骨骺出现延迟(正常股骨头骨骺出现在生后 4~6 个月,而髌脱位患者可能在 6 个月以上,甚至 1 岁以上都还未出现),头臼无法同心,两者间相互作用失能,发育失常,髌臼变浅、坡度增加,股骨头覆盖面积减少,股骨头畸形发育,变小,变平,髌臼承受应力增加,且受力集中于髌臼外侧缘,髌臼外侧缘长期超负荷受力,使髌关节发生退行性变,出现髌关节脱位或半髌关节脱位。这种畸形发育如果未得到及时纠正,股骨头将逐渐变形,甚至出现股骨头坏死。应用 3D-FEA^[19]不仅可以及早发现儿童髌关节脱位,并分析异常髌关节受力情况,预测不良后果,而且可以监测、指导预防儿童髌关节脱位发生,及早进行手术干预,减少股骨头坏死的发生率。同时还可以准确得到术前模拟参数,对患者术后的功能恢复及良好预后有重要的指导价值。(3)髌关节结核:由于结核的破坏,增生,关节变形,正常的髌关节头臼对合结构改变,髌臼应力的重新分布^[20]。不同应力部位的软骨面应力均较正常有不同程度增加,其中以髌臼顶部骨结核^[21],不同部位髌臼结核情况

下髌臼软骨下骨表面的峰值应力和最大初始位移值来了解不同部位髌臼结核对当髌臼发生结核破坏时,表面的形变会较正常时增大,这是因为坏死区的骨组织的力学性能下降引起,并非髌臼的正常反应,而过大的形变超出一定的范围便会引起相应部位的局部疲劳骨折,如果得不到及时修复,便会产生局部的塌陷,这也是髌臼结核产生塌陷的原因之一。

(4) 股骨头坏死:股骨头坏死目前仍然是困扰骨科临床的疑难病症之一,包括股骨头骨骺缺血性坏死、髌关节骨软骨病、少年型股骨头骨软骨炎及扁平髌等。由于其起病隐匿,当患者出现症状时,常常已进入了坏死中后期,有的甚至产生了塌陷,这为该病的诊治和预防带来了极大困难。髌关节各组成部分性状相对复杂多样,力学上属于各向同性,一旦结构发生改变,其生物负载必将相应变化。积极开展生物力学研究来预防和诊治股骨头坏死是不错的方法与手段。典型的股骨头坏死区域分为软骨、软骨下坏死区、肉芽带、硬化带区以及正常骨小梁5个部分,人为地划分出不同的区域进行研究是一种比较理想的状态。3D-FEA可以将研究对象人为地划分出不同的研究区域,克服以往生物力学方法研究的不足,现已被广泛应用到股骨头坏死的发病以及防治研究中来^[22],并成为预防塌陷、模拟手术、评价手术力学效应的一种实用、有效、方便的应力分析方法^[23]。一个坏死的股骨头往往存在多个不同的坏死病灶,不同的病灶之间往往存在交叉,在3D-FEA模型髌部受力后表现出的力学响应与以往所建模型相当,而且受力分布更加多样而复杂,通过有限元分析,可以预测股骨头坏死进程、预后及程度。(5) 骨质疏松:骨质疏松症是一种系统性骨病,其特征是骨量下降和骨的微细结构破坏,表现为骨的脆性增加,骨质疏松症是一种多因素所致的慢性疾病。形成原因有生理性,也有病理性的。比较普遍和广泛是绝经后骨质疏松症。Wang等^[24]应用3D-FEA进行骨质疏松症髌关节的生物力学研究,结果表明:髌关节骨皮质应力水平较高,各部位不均一,其周边后部的应力水平高于前部,下部高于上部。而股骨载荷主要由内、外侧皮质传导,并且从近段向远端逐渐升高,约在中下1/3处应力逐渐下降;在股骨内侧,股骨内侧应力最高;在股骨距及股骨中段次高。(6) 髌关节骨缺损:由于创伤、感染、骨溶解等常常造成髌关节骨缺损。骨缺损对恢复髌关节解剖关系的内固定材料和方式及髌关节置换或翻修都是一个巨大的挑战。由于实体力学测量骨缺损后髌关节的各部位的

负荷承载与受力传导极为困难。而FEA数学模型则是一种非常方便、有用的方法。应用3D-FEA研究表明^[25]:①在股骨近段,骨缺损的严重程度与局部应力大小增加成正向关系;同等程度的骨缺损因不同的解剖部位,其应力增加的程度不同。②不同解剖部位的骨缺损对股骨近段造成的影响不同。Scheerlinck等^[26]发现,合并断端下后方骨缺损的股骨颈骨折,应力主要由股骨头外上象限向外侧转移。而髌臼骨缺损时^[27],髌臼的上部外缘负载最大,且皮质骨的应力是松质骨的25倍,白区负载分别指向髌臼上部外缘的主要部分和耻骨支撑区的次要部分。软骨下骨和其下层松质骨的应力变化相似,髌臼壁的上部应力有轻微增加。与正常髌臼相比,缺损髌臼在关节力作用下总的应力分布趋势无明显改变,但在上部缺损区负荷传导的部位从髌臼缘的前上方变到后上方和耻骨支撑区。通过髌关节骨缺损3D-FEA分析,有效地指导临床医师如何植骨,选择内固定材料及假体,术式及固定方式。

3 3D-FEA 指导临床治疗髌关节病

3.1 髌关节骨折内固定 髌关节骨折是常见病,类型繁多,损害严重,并发症常见,如果处理不当,常常对患者造成不可逆的后果。积极开展髌关节骨折生物力学的研究,准确判断,提升诊疗技巧,防止各种不良后果的发生,是临床首要选择。以实体髌关节作为模型的研究方法,存在着标本获取困难,成本高,样本量不足,统计结果误差大,无法直接测量骨质上两点间距离或两线间的夹角等局限性促使人们努力寻找新的研究手段及技术。Puchwein等^[28]利用三维重建技术构建骨盆髌臼模型并对前柱拉力螺钉进钉的长度、安全区域及角度进行虚拟测量,对于指导髌关节创伤治疗具有重要的指导意义。Shim等^[29]对髌臼后柱骨折3D-FEA,可以很好地预测经皮螺钉固定时骨折断端的位移及螺钉固定的稳定程度;而当2枚螺钉固定于骨折块的对角线时,其稳定性与钢板无明显差别。

3.2 股骨头坏死保髌治疗 保髌治疗是股骨头缺血性坏死治疗很富有挑战性的一个命题。由于发病机制目前尚不明确,针对不同学说提出了很多的治疗手段^[30]:髓芯减压(植骨或不植骨)、促骨生长物的植入、旋转或成角截骨、带或不带蒂的骨移植、关节表面成形术等等。其中外科方法仍是目前很常用的方法。术式的选择,术后疗效的评估仍是困扰临床骨科医师的一道难题。生物力学研究是指导手术、评估疗效很好的手段。由于应力集中^[31],超越

骨质最大载荷,股骨头内骨小梁微骨折,一方面削弱了股骨头的力学强度,阻断了修复组织的延伸;另一方面,软骨下骨修复的延迟,又进一步危及到病变股骨头的力学强度。恶性循环的结果是使股骨拱结构破坏,松质骨遭受更大的应力,随着软骨下骨的断裂进而塌陷。而髓芯减压,从而降低骨内高压,去除坏死骨组织,刺激减压区域附近新生血管,增强坏死骨的爬行替代,消除坏死灶;而植入多孔钽金属^[23],可以为股骨头及软骨下骨板提供安全而有效的力学支撑,并促进新生骨与血管的长入。3D-FEA 对于应用外科手术治疗股骨头坏死的术前评估、术中术式选择、术后疗效观察提供很好的指导。

3.3 人工关节置换 由于人种、族裔、地域、生活环境、发育历程的差异,假体设计、生产,术式个性化是髋关节置换发展的趋势。依据患者自身的关节条件,设计、生产、使用假体,可改变既往以人体适应假体的窘态。设计、生产与患者自身关节恰当匹配的个性化假体^[32]:包括外形,假体材料涂层。3D 打印、三维 CT 重建能很好重塑患者髋关节情况,但3D 打印价格昂贵,限制了它在临床中的应用,而三维有限元法可以克服这些缺点。充分利用3D-FEA 结合三维 CT 重建技术来进行人工关节的个性化设计和人工关节假体的生产是人工关节外科发展的趋势。股骨偏心距能否重建直接关系到全髋置换手术 (THA) 的成败。文献^[33]报道,在 THA 术中,如果股骨偏心距不能获得理想重建时,患者极易导致外展肌松弛无力、萎缩(严重的则影响患者的站立和行走功能)、跛行、无力甚至假体脱位、假体过度磨损、提前翻修等并发症。调节股骨柄假体的颈长或颈干角来重建股骨偏心距是目前国外采用的一种方法。应用3D-FEA 技术,设计新的高偏心距假体,将股骨头旋转中心向内下方位移,而不是改变假体颈长,来重建股骨偏心距。假体固定有骨水泥与非骨水泥固定两种方式。骨水泥固定方式经历了从第一代到第三代的发展历程,特别是生物骨水泥发明及运用,明显减少了骨水泥的缺陷与应力集中。通过实验和3D-FEA^[34]分析,第三代骨水泥固定方式,具有良好的力学特性及很好的抗疲劳强度。与骨水泥固定相比,非骨水泥固定方式可以使骨组织长入到假体内,实现生物固定,但对于假体周围是否存在骨吸收和骨溶解尚不是非常清楚。对于两种固定方式,没有发现明显的差异。具体采用那种固定方式,依据临床实际情况而定。快速、安全的康复训练是关节置换术后患者及时回归社会的重要一环。假体牢靠程

度,关节应力指向、传导,最大承载负荷,更好的髋部保护,最佳康复时机,不良事件预防^[35],是临床医师在指导患者进行术后康复训练所要考虑的问题。应用3D-FEA 技术,临床医师可以针对性评估,建立比较客观的指标来指导患者进行术后快速、安全的康复训练。总之,3D-FEA 技术自引入髋关节生物力学领域研究以来,经过不断地完善与发展,在人工关节的研究中将具有更广阔的前景。

4 结语

虽然3D-FEA 目前还存在一些不足,但由于其可以模拟人体各种情况,并任意加载所需要的载荷,是研究诸如髋关节这种具有复杂解剖结构及独特疾病谱的生物力学一种行之有效的研究方法。充分发挥3D-FEA 的优势,建立更符合实体的髋关节三维模型,进行可视化处理,可提高临床诊断的准确性及治疗的最佳治疗效果。伴随计算机技术的高速发展及其在髋关节方面应用研究的深入,3D-FEA 必将对髋关节外科的发展产生更深远影响。

参考文献

- 1 Guevara-Alvarez A, Lash N, Beck M. Femoral head-neck junction reconstruction, after iatrogenic bone resection [J]. J Hip Preserv Surg, 2015,2(2):190-193.
- 2 Chu CM, Huang HL, Hsu JT, et al. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation [J]. J Periodontol, 2012,83(1):111-118.
- 3 Norman TL, Shultz T, Noble G, et al. Bone creep and short and long term subsidence after cemented stem total hip arthroplasty (THA) [J]. J Biomech, 2013,46(5):949-955.
- 4 Liu Q, Wang W, Thoreson AR, et al. Finite element prediction of contact pressures in camtype femoroacetabular impingement with varied alpha angles [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2017,20(3):294-301.
- 5 Ong KL, Kurtz SM, Manley MT, et al. Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty [J]. J Bone Joint Surg Br, 2006,88(8):1110-1115.
- 6 Klennert BJ, Ellis BJ, Maak TG, et al. The mechanics of focal chondral defects in the hip [J]. J Biomech, 2017,52:31-37.
- 7 Kim KN, Cha BK, Choi DS, et al. A finite element study on the effects of midsymphseal distraction osteogenesis on the mandible and articular disc [J]. Angle Orthod, 2012,82(3):464-471.
- 8 陈光兴, 杨柳, 李 恺, 等. 基于中国可视人体数据集构建髋关节应力分析三维有限元模型 [J]. 第三军医大学学报, 2009,31(12):1193-1198.
- 9 Jin H, Fang X, Ling W, et al. Avatarbased basehuman Communication: A review [J]. International Journal of Modelling and Simulation, 2012,32(4):273-278.
- 10 Zhou Y, Min L, Liu Y, et al. Finite element analysis of the pelvis

- after modular hemipelvic endoprosthesis reconstruction[J]. *Int Orthop*,2013,37(4): 653 - 658.
- 11 Assassi L, Magnenat-Thalmann N. Assessment of cartilage contact pressure and loading in the hip joint during split posture[J]. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2016, 11(5):745 - 756.
- 12 Halloran JP, Sibole S, van Donkelaar, et al. Multiscale mechanics of articular cartilage: potentials and challenges of coupling musculoskeletal, joint, and microscale computational models[J]. *Ann Biomed Eng*,2012,40(11): 2456 - 2474.
- 13 Ng KC, Rouhi G, Lamontagne M, et al. Finite Element Analysis Examining the Effects of Cam FAI on Hip Joint Mechanical Loading Using Subject-Specific Geometries During Standing and Maximum Squat[J]. *HSS J*,2012,8(3):206 - 212.
- 14 Chen GX, Yang L, Li K, et al. A three-dimensional finite element model for biomechanical analysis of the hip[J]. *Cell Biochem Biophys*,2013,67(2):803 - 808.
- 15 Helwig P, Hindenlang U, Hirschmüller A, et al. A femoral model with all relevant muscles and hip capsule ligaments[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*,2013, 16(6):669 - 677.
- 16 Hingsammer AM, Bixby S, Zurakowski D, et al. How do acetabular version and femoral head coverage change with skeletal maturity? [J]. *Clin Orthop Relat Res*,2015,473(4): 1224 - 1233.
- 17 Xu M, Qu W, Wang Y, et al. Theoretical implications of periacetabular osteotomy in various dysplastic acetabular cartilage defects as determined by finite element analysis[J]. *Med Sci Monit*,2016,26, 22:5124 - 5130.
- 18 Henak CR, Abraham CL, Anderson AE, et al. Patient-specific analysis of cartilage and labrum mechanics in human hips with acetabular dysplasia[J]. *Osteoarthri Cartil*,2014, 22(2): 210 - 217.
- 19 Wang X, Peng J, Li, et al. Does the optimal position of the acetabular fragment should be within the radiological normal range for all developmental dysplasia of the hip? A patient-specific finite element analysis[J]. *J Orthop Surg Res*, 2016,11(1): 109.
- 20 Tiwari V, Khan SA, Kumar A, et al. Functional improvement after hip arthroscopy in cases of active paediatric hip joint tuberculosis; a retrospective comparative study vis-à-vis conservative management [J]. *J Child Orthop*, 2015,9(6): 495 - 503.
- 21 赖震,费骏,魏威,等.髌臼骨结核三维有限元模型建立及力学分析[J]. *浙江中西医结合杂志*,2011,21(8):521 - 523.
- 22 Wei Y, Qing T, Dai Z, et al. Mechanical behaviour of Umbrella-Shaped, Ni-Ti memory alloy femoral head support device during implant operation: a finite element analysis study [J]. *PLoS One*, 2014,9(6):e100765.
- 23 Shi J, Chen J, Wu J, et al. Evaluation of the 3D finite element method using a tantalum rod for osteonecrosis of the femoral head [J]. *Med Sci Monit*,2014,20: 2556 - 2564.
- 24 Wang W, Baran GR, Garg H, et al. The Benefits of Cement Augmentation of Pedicle Screw Fixation Are Increased in Osteoporotic Bone: A Finite Element Analysis[J]. *Spine Deform*, 2014,2(4): 248 - 259.
- 25 Zhang S, Tu CQ, Duan H, et al. Finite element analysis on fracture relevance as bone defect of proximal femur[J]. *Sichuan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*,2011,42(2): 273 - 276, 279.
- 26 Scheerlinck T, Broos J, Janssen D, et al. Mechanical implications of interfacial defects between femoral hip implants and cement; a finite element analysis of interfacial gaps and interfacial porosity[J]. *Proc Inst Mech Eng H*,2008, 222(7):1037 - 1047.
- 27 Kaku N, Hara K, Tabata T, et al. Influence of the volume of bone defect, bone grafting methods, and hook fixation on stress on the Kerboul-type plate and screw in total hip arthroplasty; three-dimensional finite element analysis [J]. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 2015,25(2):321 - 329.
- 28 Puchwein P, Enninghorst N, Sisak K, et al. Percutaneous fixation of acetabular fractures; computer-assisted determination of safe zones, angles and lengths for screw insertion[J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2012, 132(6): 805 - 811.
- 29 Shim VB, Böshme J, Vaitl P, et al. An efficient and accurate prediction of the stability of percutaneous fixation of tabular fractures with finite element simulation[J]. *J Biomech Eng*, 2011, 133(9): 094501.
- 30 Wen PF, Guo WS, Zhang QD, et al. Significance of lateral pillar in osteonecrosis of femoral head: A finite element analysis[J]. *Chin Med J(Engl)*, 2017,130(21):2569 - 2574.
- 31 Floerkemeier T, Lutz A, Nackenhorst U, et al. Core decompression and osteonecrosis intervention rod in osteonecrosis of the femoral head; clinical outcome and finite element analysis[J]. *Int Orthop*, 2011,35(10): 1461 - 1466.
- 32 Heller MO, Mehta M, Taylor WR, et al. Influence of prosthesis design and implantation technique on implant stresses after cementless revision THR[J]. *J Orthop Surg Res*,2011,6:20.
- 33 Ellapparadja P, Mahajan V, Deakin AH, et al. Reproduction of hip offset and leg length in navigated total hip arthroplasty: how accurate are we[J]. *J Arthroplasty*, 2015,30(6):1002 - 1007.
- 34 Goebel P, Kluess D, Wieding J, et al. The influence of head diameter and wall thickness on deformations of metallic acetabular pressfit cups and UHMWPE liners; a finite element analysis[J]. *J Orthop Sci*,2013,18(2):264 - 270.
- 35 Daners M, Wullschlegel L, Derler S, et al. Development of a new design of hip protectors using finite element analysis and mechanical tests[J]. *Med Eng Phys*, 2008,30(9):1186 - 1192.

[收稿日期 2017 - 11 - 23][本文编辑 谭毅 韦所苏]