

# 有限元技术在儿童髋关节外科中的应用

张楷乐 陈 珽 范 清 沈品泉 张 菁

有限元方法是生物力学研究的主要方法,其基本原理是将一个由无限个质点组成并且有无限个自由度的连续体近似为有限个单元所组成的集合体,基本思想是把复杂问题简单化,然后再求解。计算机的强大计算功能推动了有限元分析理论和应用的发展,有限元分析软件也得到了迅速发展,从简单理想模型的二维分析发展为真实模型的三维分析,三维有限元方法在分析不规则物体的力学特点方面具有优越性,Brekelmans、Rybicki<sup>[1-3]</sup>等将有限元分析方法应用于骨骼系统的应力分析,随后众多学者将其广泛应用于髋关节的生物力学研究中,其实用性、科学性已得到验证。儿童髋关节与成人有很大不同,存在骨骺生长的影响因素,且覆盖有大量软骨,是一个逐渐发育成熟的过程,在此过程中,任何生物力学的改变都会影响髋关节发育,改变髋关节的形态。以往研究多基于临床病例的观察,而病理研究主要通过动物模型模拟力学改变来验证假设的正确性,在人体进行力学实验几乎不可能。有限元分析可在一定程度上替代生物力学实验,能对实验条件进行控制并模拟人体生物力学情况,在疾病诊疗过程中起作用,现就近年相关研究进展作一综述。

## 一、有限元儿童髋关节模型的建立

1. 正常儿童髋关节模型的建立:有限元模型的建立是使用有限元分析方法研究髋关节疾病的基础,有限元模型的建立对后续研究至关重要。随着计算机应用和医学技术的发展,有限元模型从二维发展为三维,使儿童髋关节模型的建立及分析更加精确。近年来,在儿童髋关节方面,为了使建立的模型尽可能符合髋关节的正常解剖特点,李飞跃<sup>[4]</sup>等选取一名正常男性儿童,将其上段股骨经 SCT 扫描,获得计算机断层扫描图像数据,建立了正常中国儿童股骨上段三维有限元模型,能真实反应儿童股骨上段的几何结构和生物力学属性。有限元分析显示:骨骺软骨的保护作用应力集中区主要在股骨大、

小转子平面以下,其次为股骨颈后内侧中下段,为更好地了解儿童股骨上段损伤机制,制定治疗策略提供了有利的平台。儿童髋关节表面的关节软骨较多,众多学者在建立骨性有限元模型中常加入等厚度的软骨以替代真实的髋关节软骨进行分析。而针对包含真实软骨的正常儿童髋关节的三维有限元模型的建立和应力分析的报道还很少。段丽群<sup>[5]</sup>等获取正常儿童髋关节标本,完整去除髋关节周围肌肉韧带等软组织,仅保留骨与软骨组织,利用 64 排 CT 薄层扫描构建了包含软骨的正常儿童髋关节三维有限元模型,结果:①通过形态学测量发现髋臼软骨及股骨头软骨并非均一厚度,总体分布趋势为:股骨头软骨中间厚四周薄,而髋臼软骨呈中间薄四周厚,髋臼孟唇的存在大约增加了髋臼 36% 的容积。②通过对儿童髋关节单腿站立位进行三维有限元生物力学分析发现:正常儿童髋关节单腿站立位时应力主要集中于股骨头软骨表面的最上部分、髋臼软骨表面顶穹区及其相对应的臼顶区,压力以放射状分布向周边逐渐减弱。汪光晔等<sup>[6]</sup>应用 CT 扫描技术和计算机图像处理系统,建立髋臼的三维有限元模型,利用髋臼模型模拟髋臼在完整步态过程中连续 32 个位相时的受力状况,并对各位相时接触面积进行计算,分析正常步态过程中头臼间接触面积和应力分布情况。结果显示髋臼的接触应力增高区及接触面的分布对临床研究有重要意义,可提示导致髋臼骨性关节炎的好发因素。H. Yoshida 等<sup>[7]</sup>利用非线性有限元方法研究髋关节在日常三种典型活动(正常行走、从座椅上起来和屈膝)中最大应力和应力分布的接触分析。结果显示:①将正常行走时的步态周期分为 20 个步骤,高应力集中于髋关节上方和前方部分。最大应力发生于足部踏出第 7 个步骤时。②起立时的结果显示:高应力最先出现于髋关节的前方,然后在上方区域。最大应力发生于髋关节肌肉提髋过程的中期。③在屈膝过程中,高应力集中于髋关节的上方和前方,最大应力相对于其他运动小。Fuziansyah Bachtar 等<sup>[8]</sup>也得出了相似结论。

2. 异常儿童髋关节模型的建立:许多髋关节疾患可以通过基于改善髋关节力学环境的截骨手术获得治疗,这些截骨手术较复杂。术前手术设计时需要考虑病理性髋关节的生物力学,且有必要利用力学发现的结果指导临床实践,Michal Vaverka<sup>[9]</sup>等建立了 3 种有限元模型,为正常生理髋关节、发育不良髋关节和股骨头无菌性坏死髋关节提供压应力解决方案。刘桂奇等<sup>[10]</sup>采用发育性髋关节脱位患者的骨盆 CT 数据,建立发育性髋脱位患者的双髋臼半骨盆有限元模型。模拟患者患侧单下肢站立的情况对假臼关节面施加静力载荷,对该模型进行初步的力学分析及验证。结果显示假臼位置与髋髂关节的关节面相对,患侧单下肢站立的情况下,骨盆应力主要集中在假臼和髋髂关节面之间的骨质。利用有限元模型可以方便有效的模拟人体骨骼生理及病理状态下的受力情况,为临床提供参考和指导。Schmitt 等<sup>[11]</sup>模拟单足直立位时髋关节的三维模型,不同的股骨近端转子间截骨对股骨头软骨的应力改变,更好地模拟了髋关节的真实生理情况。结果发现在正常髋关节或轻度髋关节发育不良的情况下,股骨近端髋关节截骨对股骨头表面的应力改变影响不大,而在重度髋关节发育不良的情况下,应力集中在髋臼外侧缘,截骨角度的改变对其最后的表面应力产生巨大的影响,适当的内翻截骨可以减小股骨头外侧应力,并使股骨头的应力更加平均,减少再脱位概率。但该研究也指出过度内翻也可造成不必要的临床症状,所以强调个体化的有限元分析。

## 二、有限元在髋关节发育不良治疗中的应用

1. 关节表面应力变化的有限元分析:发育性髋关节发育不良 (Developmental Dislocation of the Hip, DDH) 是小儿骨科最常见畸形,对其病因病理的研究存在着由遗传因素为主导到遗传与后天因素并重的认识过程,头臼包容差、头臼不同心、匹配不佳均会导致关节软骨应力增加,继而产生一系列临床症状和生物力学问题,Horak Z 等<sup>[12]</sup>通过有限元分析方法验证髋关节骨性关节炎的主要风险因素是应力不平衡的负载,解决这些问题应根据患儿病变情况选择适宜的术式,一般术式为骨盆截骨术和股骨近端截骨术。有效的截骨术可使患儿避免早期行全髋关节置换。长期以来,矫形外科医生只能靠经验和有限的影像学资料选择手术方案,因此难免带有一定的盲目性。对不同个体,有必要从两方面进行术前评估,一方面骨骼形态和生物力学条件因人而异,另一方面手术矫正病变的目标各有不同。然而,截

骨术的成败即术后疗效,主要看力学条件的改善程度。陈珽等<sup>[13]</sup>对大龄髋脱位儿童髋关节形态的量化分析,直接证明了髋脱位儿童髋臼及股骨头的发育存在明显差异;而髋脱位儿童股骨头上下两部分与髋臼的匹配差异则提示了股骨头内翻截骨的必要性。苏永松等<sup>[14]</sup>通过髋关节表面重构和计算机可视化给医生以直观的手术模拟,并经有限元分析对手术方案进行力学分析,比较不同类型骨盆截骨后髋关节的关节表面应力变化后给出评价结果,这有助于医生在手术前确定最佳方案。Zhao X 等<sup>[15]</sup>设计了正常髋关节和 DDH 髋关节有限元模型,并对 DDH 模型模拟髋臼周围截骨术 (PAO),使股骨头得到良好覆盖,然后进行比较,得出结论为 PAO 可以为髋关节提供良好的力学支撑,且适用于有严重髋关节发育不良者。

2. 髌板应力变化的有限元分析:儿童与成年人最大的不同在于儿童具有令骨骼生长的骨骺结构,而骨骺的变化与生物力学的改变密不可分。儿童骨骺生长的生物力学原则提示,流体静力学压力阻碍生长及骨化,剪切应力促进生长及骨化。异常应力作用于股骨近端髌板,使髌板出现异常的生长变化,产生异常颈干角和前倾角结构。Shefelbine 等<sup>[16]</sup>将该原则引入新生儿有限元分析模型,发现正常髋关节股骨近端骨骺中间部分剪切应力高于周围部分,分布均匀,与髌板呈凸起盘状形态一致;正常状态下髌板外侧剪切应力高于内侧,颈干角随生长逐渐减小,而发育不良的髋关节中髌板内侧剪切应力高于外侧,内侧生长快于外侧,结果导致颈干角增大,形成髋外翻。如果将该研究结果扩展开来,可进一步探讨髋关节应力对各年龄段儿童股骨近端骨骺生长及形态学改变的影响。Shefelbine 等<sup>[17]</sup>对婴幼儿期股骨头进行生物力学的有限元分析,发现脱位时股骨头骨骺所受到的应力分布与正常状态下的股骨头骨骺有明显差别。这种应力的差别被认为是股骨头形态异常的原因之一。根据人髋关节生物力学的 Pauwels 理论,当股骨头向外侧脱位时,股骨头与髋臼之间的作用力增大,头臼之间的接触面积减小,导致应力的集中。正常股骨颈干角由出生时的  $135^{\circ}\sim 145^{\circ}$  逐渐减小到  $125^{\circ}$ ,而在患有 DDH 的儿童中却随生长而增大。颈干角增大是造成髋关节生物力学改变的主要原因之一,会导致头臼包容差、头臼不同心,使关节软骨应力增加,这种情况长期得不到改善,关节表面就会出现退行性改变,成为成年人髋关节骨关节炎的主要病因。因此,通过生物力学分

析来预测颈干角的变化趋势,将对 DDH 的预后判断、治疗方案设计和手术效果评价有重要的临床指导意义。范清等<sup>[18]</sup>将 CT 的原始资料与有限元分析软件相结合,分析了大龄儿童股骨头骨骺内外侧应力分布。研究发现:①正常儿童股骨头骨骺内侧剪切应力低于外侧,内侧压应力高于外侧;②髋脱位儿童股骨头骨骺内侧剪切应力高于外侧,内侧压应力低于外侧;③全脱位儿童的股骨头骨骺内外侧应力差异表现得更加明显。用有限元分析方法证明了儿童股骨头骨骺内外侧应力的分布存在差异,这种差异是造成儿童股骨颈干角变化的重要原因,最终导致正常儿童股骨颈干角随生长发育逐渐减小,而髋脱位儿童股骨颈干角随生长发育逐渐增大。在大龄儿童髋脱位的治疗中,通过骨盆截骨与股骨近端内翻截骨手术,可以改善股骨头骨骺的应力分布,使髋关节在正常的生物力学条件下发育成熟。Schmitt 等<sup>[19]</sup>采用有限元模型模拟股骨粗隆间截骨,并比较不同角度内翻或外翻截骨后的股骨头力学载荷变化,为手术方案的选择提供了依据。

髌板的生物力学改变不仅影响股骨颈干角发育,而且在横断面上也影响着股骨颈前倾角的发育。股骨前倾角是髋关节外科中研究最多的测量指标之一。其解剖学定义是股骨颈的中点至最大股骨头中点的连线与股骨远端内外侧髌切线之间的夹角。儿童股骨颈前倾角出生时为  $30^{\circ}\sim 35^{\circ}$ 。随着年龄的增大渐渐变小。成人时约为  $10^{\circ}\sim 15^{\circ}$ 。张菁等<sup>[20]</sup>运用有限元分析方法对正常及发育性髋关节发育不良 (DDH) 儿童股骨头近端骨骺生长板同承力情况下横断面的应力进行研究。正常对照组的股骨近端骨骺生长板前后侧应力分布均匀,提示正常大龄儿童的股骨颈前倾角随生长发育保持稳定的空间位置,而 DDH 患者的股骨头近端骨骺生长板则显示前后侧应力分布存在差异 (半脱位组与全脱位组),提示髋脱位大龄儿童的股骨颈前倾角随生长发育而增大。证明股骨近端旋转截骨术对纠正 DDH 儿童髋关节异常剪切应力、恢复正常的头臼关系有重要临床意义。股骨近端内翻/去旋转截骨的位置和内固定器械的选择在不同程度上影响手术效果,Chen 等<sup>[21]</sup>利用有限元模型模拟股骨近端旋转截骨并模拟采用不同内固定材料,发现不恰当的截骨尤其是截骨线过多远离粗隆水平会增大内固定失败的风险,而选择不同的内固定材料也会导致力学分布的差异。

### 三、有限元在脑瘫性髋脱位中的研究

脑瘫性髋脱位作为继发性髋脱位其病理改变与发育性髋脱位有所不同。脑瘫患儿在出生时通常都有正常的骨骼结构<sup>[27,28]</sup>。由后天软组织挛缩所产生的异常应力改变造成了髋关节异常。Miller<sup>[22]</sup>等通过数字模型的初步研究发现脑瘫儿童髋关节应力集中分布于股骨近端髌板的外侧和前侧。而 Ribble<sup>[23]</sup>等将该模型扩展到步态分析,进一步证实了 Miller 的结果。脑瘫性髋脱位的特征性异常之一是股骨颈前倾角增大。正常生长发育过程中前倾角由出生时的  $30^{\circ}$  逐渐减小到  $10^{\circ}\sim 15^{\circ}$ ,然而在脑瘫儿童中股骨颈前倾角不随生长发育而减小,甚至会增大  $10^{\circ}\sim 15^{\circ}$ ,这就加大了髋脱位的潜在风险。Piszcza-towski S<sup>[24]</sup>关于因内收肌强直导致肌肉力量不平衡的儿童髋关节压应力分析结果显示:股骨头和髌臼压力和应力增加,在其他部位异常集中。一般认为脑瘫因髋内收肌群、屈髋肌群的痉挛或挛缩而产生典型屈髋屈膝、下肢内旋、跣足行走的步态,异常的步态产生异常应力,作用于骨骼影响骨骼生长。临床医生及研究者将脑瘫儿童发育性的骨骼异常归因于痉挛导致的肌肉力量不平衡,但具体是哪块肌肉产生的主要影响还不明确。机械因素对骨骼肌肉系统的发育有很大的影响。肌肉力量是作用于骨骼元素上的重要负载来源,任何功能的失调都会导致严重的病理结果。Shefelbine 等<sup>[25]</sup>模拟了股骨近端的三维结构,同时在股骨头上加载重力载荷分量,在股骨大粗隆上加载一载荷模拟臀大肌,髂胫束及伸膝肌的肌力。该研究不仅用计算机技术模拟了机械载荷对股骨头生长发育的作用,还模拟了股骨头的生物学生长状态。表明在正常载荷情况下,股骨头的生长板有向后旋转的趋势,进而使前倾角减小;而在脑瘫患者股骨头的生长板有向前旋转的趋势,故前倾角增大。Carriero A<sup>[26]</sup>利用三维有限元研究特殊步态对脑瘫儿童股骨形态学的影响,结果显示,与正常儿童比较,脑瘫儿童的负载状态其股骨前倾角和髌外翻有一定程度增加。理解骨骼形态学发生中负载的作用可能对骨骼畸形和步态异常儿童的功能改善有所帮助。

### 四、有限元在儿童髋关节外科领域应用展望

以往有限元研究多集中在成人髋关节生物力学的评估、骨折的预测,骨折内植物的选择,髋关节置换假体设计与评估等方面,而对于儿童下肢的有限元重建和分析研究很少。目前的儿童髋关节有限元研究主要集中于股骨近端,主要原因是儿童髋关节髌臼侧覆盖有大量软骨,现有的 CT 技术还不能准

确清晰地辨别软骨的界限,近年来有学者利用 MRI 图像建立成人髋关节有限元模型,量化髋关节周围软骨结构,然而利用 MRI 对儿童髋关节进行有限元建模成本过高,对儿童进行全麻需要与患儿家属有效沟通,并产生额外的医疗费用,且扫描采样过程耗时较长<sup>[27]</sup>。既往所建立的儿童髋关节有限元模型虽对头臼应力变化和股骨头骨骺应力变化进行了分析,但还不能像成人髋关节有限元研究那样对临床实践进行具体指导。相信今后的儿童髋关节有限元研究可以突破这些难关,更好地解释生理和病理情况下髋关节的生物力学状态,有效指导髋关节治疗。

### 参考文献

- Brekelmans WA, Poort HW. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts [J]. *Acta Orthop Scand*, 1972, 43 (5) : 301-317.
- Rybicki EF, Simonen FA. On the mathematical analysis of stress in the human femur [J]. *J Biomech*, 1972, 5 (2) : 203-215.
- Stops A, Wilcox R. Computational modelling of the natural hip: a review of finite element and multibody simulations [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2011; 1.
- 李飞跃. 儿童股骨上段有限元模型的建立及生物力学分析 [D]. 南华大学, 2007.
- 段丽群. 正常儿童髋关节三维有限元模型的建立及初步生物力学分析 [D]. 中南大学, 2007.
- 汪光晔, 张春才, 许硕贵, 等. 正常步态下髋臼底接触面积与压力分布的三维有限元分析 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*. 2011, 15 (22) : 3991-3994.
- Yoshida H, Faust A. Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living [J]. *J Biomechanics*, 2006, 39 : 1996-2004.
- Fuziansyah Bachtar, Xian Chert. Finite element contact analysis of the hip joint [J]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2006, 44 (8) : 643-651.
- Michal Vaverka, Tomas Navrat, et al. Stress and strain analysis of the hip joint using FEM [J]. *Technology and Health Care*, 2006, 14 : 271-279.
- 刘桂奇, 周勇刚. Crowe IV 型髋关节发育不良骨盆有限元模型的构建 [J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2010, 14 (30) : 5511-5514.
- Schmitt J, Meiforth J. Development of a hybrid finite element model for individual simulation of intertrochanteric osteotomies [J]. *Med Eng Phys*, 2001, 23 (8) : 529-539.
- Horak Z, Kubovy P. Biomechanical factors influencing the beginning and development of osteoarthritis in the hip joint [J]. *Wien Med Wochenschr*, 2011, 29.
- 陈珽, 范清. 大龄髋脱位儿童髋关节骨性形态研究及分析 [J]. *生物医学工程与临床*, 2008, 12 (4) :
- 苏永松, 许忠信. 髋关节模拟手术中有限元分析方法的应用 [J]. *计算机工程*, 2003, 29 (22) : 29-30.
- Zhao X, Chosa E, et al. Effect of periacetabular osteotomy for acetabular dysplasia clarified by three-dimensional finite element analysis [J]. *J Orthop Sci*, 2010, 15 (5) : 632-640.
- Shefelbine SJ, Tardieu C, Carter DR. Bone, 2002; 30 (5) : 765-770
- Shefelbine SJ, Carter DR. Mechanobiological predictions of growth front morphology in developmental hip dysplasia [J]. *J Orthop Res*, 2004, 22 (2) : 346-352.
- 范清, 张菁. 有限元分析与髋关节研究进展 [J]. *国际骨科杂志*, 2007, 28 (1) : 47-51.
- Schmitt J, Meiforth J, Lengdeld M. Development of a hybrid finite element model for individual simulation of intertrochanteric osteotomies [J]. *Med Eng Phys*, 2001, 23 (8) : 529-539.
- 张菁, 陈珽, 范清, 等. 大龄髋脱位儿童股骨头前倾角变化与骨骺应力的有限元分析研究 [J]. *生物医学工程与临床*, 2011, 15 (2) : 152-155.
- Chen WP, Tai CL, et al. Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: clinical complications and finite element analysis [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2004, 19 (3) : 255-262.
- Miller F, Slomczykowski M, et al. Computer modeling of the pathomechanics of spastic hip dislocation in children [J]. *J Pediatr Orthop*, 1999, 19 (4) : 486-492.
- Ribble TG, Sm-Itare MH, Miller F. Stresses in the Growth Plate of the Developing Femur [J]. *J Appl Biomech*, 2001, 17 (2) : 129-141.
- Piszczałowski S. Analysis of the stress and strain in hip joint of the children with adductors spasticity due to cerebral palsy [J]. *Acta Bioeng Biomech*, 2008, 10 (2) : 51-56.
- Shefelbine SJ, Carter DR. Mechanobiological predictions of remoral anteversion in cerebral palsy [J]. *Ann Biomed Eng*, 2004, (2) : 297-305.
- Carriero A, Jonkers I. Mechanobiological prediction of proximal femoral deformities in children with cerebral palsy [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2011, 14 (3) : 253-262.
- Li W, Abram F. Human hip joint cartilage: MRI quantitative thickness and volume measurements discriminating acetabulum and femoral head [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2008, 55 (12) : 2731-2740.