

文章编号:1004-7220(2016)02-0188-05

股骨近端解剖与生物力学研究进展

常文举, 丁海

(蚌埠医学院第一附属医院 骨科, 蚌埠 233000)

摘要: 髋部骨折是老年人主要的致伤和致死原因之一,随着我国人口的老齡化进展,其发生率也逐渐增加,给家庭和社会带来沉重的经济负担。髋部骨折的主要治疗方法包括骨折内固定术和髋关节置换术。综述股骨近端解剖结构特点与载荷传递机制的关系、股骨近端皮质骨和松质骨的力学分布以及国内外对于髋部骨折风险预测的生物力学研究方法的最新进展,从生物力学角度理解髋部骨折,提高老年人髋部骨折风险预测的准确性,促进股骨近端骨折治疗方法和内植物的正确选择和应用。

关键词: 股骨近端; 骨质疏松; 生物力学; 解剖

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.02.188

Advances in anatomy and biomechanics of the proximal femur

CHANG Wen-ju, DING Hai (*Department of Orthopaedics, The First Affiliated Hospital of Bengbu Medical College, Bengbu 233000, Anhui, China*)

Abstract: Hip fracture is one of the major causes of death and injuries in the elderly, and its occurrence rate is increasing with the progress of aging population, which becomes a heavy economic burden on the family and society. The main treatment for proximal femoral fractures includes fracture fixation and hip arthroplasty. This review is focused on the relationship between anatomical structure and load transfer mechanism of the proximal femur, mechanical distributions on cortical and cancellous bone in the proximal femur, and the latest progress in biomechanical research on risk prediction of hip fracture both in China and abroad, which will contribute to understand hip fracture from a biomechanical perspective, improve the accuracy of risk prediction of hip fracture in the elderly, as well as treatment of hip fracture, the correct selection and application of orthopaedic implants.

Key words: Proximal femur; Osteoporosis; Biomechanics; Anatomy

由于人口老齡化不断发展,老年人骨骼强度和身体平衡能力下降,导致因意外摔倒而发生髋部骨折的几率增加。在美国和欧洲,每年用于治疗髋部脆性骨折的费用分别高达200、300亿美元。尽管如此,髋部骨折治疗不当仍会引起老年人严重的残疾,导致死亡率增加,故髋部骨折已成为严重影响老年人生活质量的社会和经济问题^[1]。本文综述了股骨近端解剖和生物力学特点、载荷分布和载荷传递机制以及相关生物力学方法在髋部骨折风险预测中

的应用,为髋部骨折的预防和治疗提供理论参考。

1 股骨近端解剖结构特点

国际内固定学会(AO/ASIF)将小转子下缘平面以内的股骨范围定义为股骨近端,主要包括股骨头、股骨颈、股骨大、小转子。股骨近端解剖结构包含几个重要的角度关系。正常人颈干角为 $125^{\circ} \sim 135^{\circ}$,颈干角改变,力的传导也将改变。股骨前倾角是股骨颈长轴与股骨后髁连线的夹角,在一般人群

中前倾角为 $-10^{\circ} \sim 27^{\circ}$,平均 9° ,变化较大。股骨头和股骨颈内的骨小梁形成特有的结构与功能相适应的网状致密板层结构,如主压力、主张力、次压力、次张力、大粗隆骨小梁等5组骨小梁结构支撑,主压力、主张力两种骨小梁系统是影响股骨近端生物力学特性的主要因素。

Jiang等^[2]对466名健康汉族成年人(男353名,女113名)相关数据进行测量和分析,结果显示平均前倾角、颈干角分别为 10.62° 、 133.02° 。基于年龄的分析显示,年龄小于60岁的成年人颈干角相比60岁以上人群明显增大($P < 0.001$);基于性别的分析显示,女性前倾角比男性明显增大($P < 0.001$);多元线性回归分析表明,前倾角可能与性别相关($P < 0.001$),颈干角可能与年龄相关($P < 0.001$)。

2 股骨解剖结构与载荷传递机制的关系

在任何机械负载环境下,骨的结构完整性依赖于局部骨密度(bone mineral density, BMD)分布、骨的大小和形状以及骨组织的材料特性。Machado等^[3]分析BMD与股骨近端解剖结构的关系,认为解剖结构影响股骨近端骨量分布,股骨颈长度越长,其外上方和转子间区域的BMD越高,股骨颈增宽、颈干角增大将导致该区域BMD下降。与股骨颈内下方相比,股骨颈长度、宽度和颈干角增加对颈部外上方的BMD增加更有利。

杜长岭等^[4]利用有限元法分析前倾角对股骨近端生物力学的影响,结果发现,当前倾角未改变时(10° 模型),股骨近端所受应力、产生的位移及发生的等效应变最小;随着前倾角的增大或减小,股骨近端所承受的有效应力及产生的位移呈逐渐增大趋势;当前倾角为 20° 时,股骨近端及螺钉所受应力最大;当前倾角为 0° 时,股骨近端产生的位移及发生的等效应变最大。股骨近端应力集中的部位由股骨距区域转移至头颈交界处的外上方,此时骨小梁不仅要承受轴向应力,同时还要承担剪切应力,而后者对于骨小梁结构的稳定性不利。

研究表明,覆盖在转子区软组织在摔倒引起的冲击过程中能够减少向股骨近端传递的力,降低髌部骨折的风险,故转子区软组织厚度被认为是防止髌部骨折的保护性因素,尤其对于防止侧摔损伤^[5]。Dufour等^[6]提出,可以通过测量髌部软组织

厚度直接预测骨折风险。Levine等^[7]认为,肌肉的活动变化并不影响股骨近端软组织厚度,侧摔时施加在股骨颈的载荷随着股骨近端软组织厚度增加而减小。性别和摔倒时身体的姿势对股骨近端载荷有明显影响。

3 股骨近端皮质骨和松质骨生物力学特点

松质骨和皮质骨在承担股骨近端载荷时所扮演的角色,目前在基础和临床研究中都是未解之谜。尸体标本生物力学研究发现,皮质骨几何形状、松质骨BMD和股骨近端强度密切相关。但是,对于皮质骨和松质骨在整个股骨近端的相对关系,目前的研究观点各异。Koivumaki等^[8]认为,松质骨对股骨颈强度的影响最小。Nawathe等^[9]对18例近端股骨进行线弹性有限元分析,得出股骨颈的载荷分布规律如下:在股骨颈近端,松质骨承担大部分载荷,越向颈部远端,皮质骨承担的载荷分布逐渐增加。在站立加载状态下,皮质骨承担高达90%的弯曲应力,而在侧摔实验时仅仅承担60%载荷,说明松质骨在承担侧摔载荷时的重要性,也证明松质骨和皮质骨有协同作用。在股骨颈远端是一个均匀负载分担区域,皮质骨承担大部分载荷,其载荷分布取决于外部载荷条件。

马信龙等^[10]应用有限元法模拟力学环境改变对股骨近端松质骨生物力学性能的影响,发现随着载荷和偏轴角度的增大,具有骨折危险性松质骨比例增大,认为结构与功能的不匹配会降低股骨近端松质骨生的物力学性能。恢复股骨近端骨结构原有的结构,对于促进骨折愈合非常重要。马信龙等^[11-12]对正常中国人(45~60岁)股骨近端主压力和主张力骨小梁的生物力学性能开展研究,发现股骨颈部骨小梁的主要功能是承受张应力,主压力与主张力小梁交界处的主要功能是承受压应力,而靠近内侧骨小梁在主压力方向的主要功能是承受压应力,在主张力方向的主要功能是承受张应力。股骨近端主压力骨小梁的主要力学性能是承受压应力,提示骨结构与功能相适应,并且两者均具有明显的各向异性。马剑雄等^[13]利用图像相关法测试股骨近端小梁压缩特性,认为股骨近端小梁具有各向异性和不均匀性。

樊向利等^[14]研究认为,股骨近端不同区域松质

骨的显微结构及生物力学性能存在差异性。传统内固定物和假体的设计均未考虑股骨近端局部应力分布的不均匀性和各向异性,从而引发应力遮挡,造成内固定失败、假体松动等并发症,提示现有股骨近端金属置入物可能存在生物力学上的缺陷。因此,对该领域的研究将有助于进一步优化股骨近端植入物的设计。

4 髌部骨折风险预测与生物力学研究方法

大部分髌部骨折是发生于老年人的脆性骨折,且多数需要内固定治疗^[15]。为了深入理解内固定的有效性,改进内固定设计,需要开展大量有关骨折内固定植入物的实验研究。传统上使用尸体股骨标本进行体外生物力学实验。然而,诸如尸体捐赠者数量、人体测量学和个体机械特性的变异性和伦理学准则等因素,限制了人体尸体股骨的应用。目前,使用双能 X 线吸收法测量区域骨密度 (area bone mineral density, aBMD) 是临床上用于骨质疏松症的诊断与随访的最好方法。由于 aBMD 预测骨折的敏感性很低,仅仅依赖 aBMD 测量,只能解释不到 1/3 的低能量骨折。因此,使用 aBMD 评估骨折风险大小并不准确^[16]。Roberts 等^[17] 也认为,迫切需要一种新的基于生物力学的方法来预测骨折风险。

4.1 国内进展

国外很早就开展了代替人体股骨的模型股骨的研究,并通过大量生物力学实验研究模型股骨的生物力学性能及其与人体股骨的差异。国内对于模型股骨的研制及其生物力学研究还不多见。马信龙等^[18] 研制聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA) 模型股骨,通过比较轴向载荷下 PMMA 模型股骨与尸体防腐股骨的生物力学性能差异,发现 PMMA 模型股骨在一定程度上可以替代防腐股骨进行股骨中上部的轴向生物力学研究。在尸体股骨获得日益困难的情况下,它为实验工作者提供了较为可靠统一的股骨替代模型。

在股骨颈去松质骨的情况下,股骨颈强度仅小幅度下降,提示松质骨在股骨颈强度中所起作用较小,皮质骨起主要作用。研究发现,年龄超过 60 岁的老年人股骨近端髓腔扩大,皮质厚度变薄,可能是老年人易发生骨折的重要因素。Lu 等^[19] 通过多探

头 CT 评估股骨近端松质骨小梁分布和髌部脆性骨折的关系,结果发现,股骨颈骨折与主张力和主压力骨小梁的减少密切相关,转子间骨折的大转子区骨小梁严重减少,并且 ward 三角区骨小梁增加。因此,可以通过测量主张力、主压力骨小梁、转子区骨小梁和 ward 三角区的平均 CT 值来评估骨折风险。王惊等^[20] 对松质骨矿质密度和轴向弹性模量关系进行线性和幂次回归分析,结果表明,各个部位骨矿质密度与轴向弹性模量的线性和幂次回归的相关性均较高,且同部位两种回归的 r^2 值之间无明显差异;该分析方法可应用于体外检测患者的骨骼质量,准确分辨骨质变化的部位,配合有限元建模能够预测骨折的风险。李毅中等^[21] 通过取对侧 (正常侧) 股骨小转子顶点上方 20 mm (T_{20}) 平面 CT 横截面影像,计算 T_{20} 长径和股骨颈宽径皮质比率,结果发现,脆性股骨颈骨折病人股骨颈皮质明显变薄,骨皮质变薄是导致脆性股骨颈骨折重要因素, T_{20} 长径皮质比率和 T_{20} 股骨颈宽径皮质比率是观察股骨颈皮质骨变化的有效指标。

4.2 国外进展

近年来,人造股骨受到生物力学实验的青睐,如强化玻璃纤维的环氧树脂和聚氨酯泡沫塑料可分别模拟人体皮质骨和松质骨。第 4 代人造股骨 (fourth generation composite femurs, 4GCFs) 可以模拟年龄小于 80 岁的骨质量较好的健康男性股骨。Gardner 等^[22] 证实,4GCFs 的机械特性与人体尸体股骨相似,能很好地模拟螺钉在人体尸体股骨标本的拔出强度,但是 Topp 等^[23] 对此表示怀疑。Basso 等^[24] 通过生物力学实验比较人造股骨和尸体股骨,结果表明,4GCFs 不能提供稳定的骨内植物结构,容易导致骨折,而尸体股骨并未发生这种现象,据此认为在研制出具有骨质疏松特性的股骨模型之前,4GCF 只能用于模拟健康年轻股骨的生物力学特性。

临床上,双能 X 线密度仪法测量 aBMD 仍然是首选检测手段,但需整合股骨生物力学参数和几何参数,以提高预测真实性。Falcinelli 等^[25] 强调不同负载条件下确定骨骼柔度的重要性,并证实有限元骨骼强度评估法能增加 aBMD 在老年骨质疏松症患者预测的准确性,该结论与 Baum 等^[26] 的研究结果很相似。Bredbenner 等^[27] 对比统计形状和密度模型 (statistical shape and density modeling, SSDM) 方

法和 aBMD 发现,基于 SSDM 方法预测的骨折和非骨折的概率分别为 55%、94.7%,而 BMD 预测的概率分别为 10%、91.3%。

基于 CT 扫描数据的特定个体的有限元分析研究股骨近端生物力学在文献中广泛报道^[27-30]。Munckhof 等^[31]通过建立有限元模型预测断裂载荷,结果发现,有限元模型比目前临床应用的骨密度测量技术在预测髌部脆性骨折更准确;其报道的决定系数(R^2)范围为 0.773~0.960,断裂载荷百分比误差为 5%~46%,其他实验研究报告的百分比误差为 10%~20%。然而大部分有限元模型几乎无一例外地遵循准静态的结构方法,将侧摔事件与骨的结构完整性分开,忽视了侧摔速度和人体惯性的影响,因而有明显的局限性。Helgason 等^[32]通过落塔实验发现,在股骨标本压缩的上方或颈部产生较大的屈服应变,在血管穿出股骨皮质处可能会产生裂纹。Ariza 等^[33]通过股骨近端动态有限元模型模拟侧摔实验,将预测应变图和高速摄影机数据对比发现,落塔实验具有能够发现骨骼脆弱部分的能力。

5 结语

髌部脆性骨折是影响老年人生活质量和寿命的公共健康问题,且大部分需要住院接受外科手术治疗,给家庭和社会带来了沉重的经济负担。髌部骨折尤其是股骨颈骨折的复位质量直接影响骨折预后,故深入研究股骨近端解剖结构和生物力学特点将有助于加深对髌部骨折发生机制、载荷传递机制的理解,为骨折复位固定、植入物设计和选择提供理论支持。在人体股骨标本日益紧缺的情况下,对模型股骨的研究能在一定程度上替代人造股骨作为生物力学实验的标本。随着科学技术及生物化学材料研究的发展,模型股骨的研制也将迈进一大步。股骨近端相关生物力学方法较传统双能 X 线吸收法检测 BMD 方法能更加准确反映股骨近端骨骼强度,有助于准确评估和预测髌部脆性骨折风险,防范骨折事件发生。

参考文献:

[1] Op DBJ, Dragomir-Daescu D. Validated finite element models of the proximal femur using two-dimensional projec-

ted geometry and bone density [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2011, 104(2): 168-174.

- [2] Jiang N, Peng L, Al-Qwbani M, et al. Femoral version, neck-shaft angle, and acetabular anteversion in Chinese han population: A retrospective analysis of 466 healthy adults [J]. *Medicine*, 2015, 94(21): e891.
- [3] Machado MM, Fernandes PR, Zymbal V, et al. Human proximal femur bone adaptation to variations in hip geometry [J]. *Bone*, 2014, 67: 193-199.
- [4] 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.
- [5] Cameron ID, Robinovitch S, Birge S, et al. Hip protectors: recommendations for conducting clinical trials-an international consensus statement (part II) [J]. *Osteoporos Int*, 2010, 21(1): 1-10.
- [6] Dufour AB, Roberts B, Broe KE, et al. The factor-of-risk biomechanical approach predicts hip fracture in men and women: the Framingham Study [J]. *Osteoporos Int*, 2012, 23(2): 513-520.
- [7] Levine IC, Minty LE, Laing AC. Factors that influence soft tissue thickness over the greater trochanter: application to understanding hip fractures [J]. *Clin Anat*, 2015, 28(2): 253-261.
- [8] Koivumaki JE, Thevenot J, Pulkkinen P, et al. Cortical bone finite element models in the estimation of experimentally measured failure loads in the proximal femur [J]. *Bone*, 2012, 51(4): 737-740.
- [9] Nawathe S, Nguyen BP, Barzanian N, et al. Cortical and trabecular load sharing in the human femoral neck [J]. *J Biomech*, 2015, 48(5): 816-822.
- [10] 马信龙, 付鑫, 马剑雄, 等. 股骨头内松质骨空间分布和力学性能变化有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(6): 465-470.
- Ma XL, Fu X, Ma JX, et al. Finite element study on spatial distribution and mechanical properties of cancellous bone from femoral head [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 465-470.
- [11] 马信龙, 李海涛, 马剑雄, 等. 股骨近端主压力骨小梁生物力学特性[J]. *生物医学工程与临床*, 2012, 16(2): 118-122.
- [12] 马信龙, 李海涛, 马剑雄, 等. 股骨近端主张力骨小梁生物力学特性[J]. *国际生物医学工程杂志*, 2011, 34(5): 270-274.
- [13] 马剑雄, 李海涛, 马信龙, 等. 图像相关法测试股骨近端骨小梁压缩特性[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(4): 355-360.

- Ma JX, Li HT, Ma XL, *et al.* Test on compressive properties of trabecular bone in proximal femur using digital image correlation technique [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(4): 355-360.
- [14] 樊向利, 郭征, 宫赫, 等. 正常人股骨近端生物力学性能的区域性分析[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2011, 26(7): 601-603.
- [15] Parker MJ, Handoll HH. Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures in adults [J]. *Cochrane Database Syst Rev*, 2008, 3: CD000093.
- [16] Hillier TA, Cauley JA, Rizzo JH, *et al.* WHO absolute fracture risk models (FRAX): Do clinical risk factors improve fracture prediction in older women without osteoporosis [J]. *J Bone Miner Res*, 2011, 26(8): 1774-1782.
- [17] Roberts BJ, Thrall E, Muller JA, *et al.* Comparison of hip fracture risk prediction by femoral aBMD to experimentally measured factor of risk [J]. *Bone*, 2010, 46(3): 742-746.
- [18] 王杰, 杨阳, 马剑雄, 等. PMMA 模型股骨与防腐股骨生物力学性能的差异[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(5): 502-508.
- Wang J, Yang Y, Ma JX, *et al.* Biomechanical differences of embalmed and PMMA femurs [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(5): 502-508.
- [19] Lu Y, Wang L, Hao Y, *et al.* Analysis of trabecular distribution of the proximal femur in patients with fragility fractures [J]. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2013, 14(1): 130.
- [20] 王惊, 李元超, 汪方, 等. 人体松质骨矿质密度与弹性模量关系[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(5): 465-470.
- Wang J, Li YC, Wang F, *et al.* Relationship between mineral density and elastic modulus of human cancellous bone [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(5): 465-470.
- [21] 李毅中, 庄华烽, 林金矿, 等. 脆性股骨颈骨折的皮质骨变化[J]. *中国骨质疏松杂志*, 2011, 17(6): 508-510
- [22] Gardner MP, Chong AC, Pollock AG, *et al.* Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(3): 613-620.
- [23] Topp T, Muller T, Huss S, *et al.* Embalmed and fresh frozen human bones in orthopedic cadaveric studies: Which bone is authentic and feasible [J]. *Acta Orthop*, 2012, 83(5): 543-547.
- [24] Basso T, Klaksvik J, Syversen U, *et al.* A biomechanical comparison of composite femurs and cadaver femurs used in experiments on operated hip fractures [J]. *J Biomech*, 2014, 47(16): 3898-3902.
- [25] Falcinelli C, Schileo E, Balistreri L, *et al.* Multiple loading conditions analysis can improve the association between finite element bone strength estimates and proximal femur fractures: A preliminary study in elderly women [J]. *Bone*, 2014, 67: 71-80.
- [26] Baum T, Carballido-Gamio J, Huber MB, *et al.* Automated 3D trabecular bone structure analysis of the proximal femur—Prediction of biomechanical strength by CT and DXA [J]. *Osteoporos Int*, 2010, 21(9): 1553-1564.
- [27] Bredbenner TL, Mason RL, Havill LM, *et al.* Fracture risk predictions based on statistical shape and density modeling of the proximal femur [J]. *J Bone Miner Res*, 2014, 29(9): 2090-2100.
- [28] Dragomir-Daescu D, Op DBJ, McEligot S, *et al.* Robust QCT/FEA models of proximal femur stiffness and fracture load during a sideways fall on the hip [J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39(2): 742-755.
- [29] Dall'Ara E, Luisier B, Schmidt R, *et al.* A nonlinear QCT-based finite element model validation study for the human femur tested in two configurations in vitro [J]. *Bone*, 2013, 52(1): 27-38.
- [30] Grassi L, Schileo E, Taddei F, *et al.* Accuracy of finite element predictions in sideways load configurations for the proximal human femur [J]. *J Biomech*, 2012, 45(2): 394-399.
- [31] van den Munckhof S, Zadpoor AA. How accurately can we predict the fracture load of the proximal femur using finite element models [J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014, 29(4): 373-380.
- [32] Helgason B, Gilchrist S, Ariza O, *et al.* Development of a balanced experimental-computational approach to understanding the mechanics of proximal femur fractures [J]. *Med Eng Phys*, 2014, 36(6): 793-799.
- [33] Ariza O, Gilchrist S, Widmer RP, *et al.* Comparison of explicit finite element and mechanical simulation of the proximal femur during dynamic drop-tower testing [J]. *J Biomech*, 2015, 48(2): 224-232.