

DOI:10.16781/j.0258-879x.2017.02.0253

• 短篇论著 •

基于有限元法的 Vancouver B1 型股骨假体周围骨折内固定力学分析

董巍¹, 刘创建¹, 张天一¹, 孔繁林¹, 贾俊玲¹, 李真¹, 徐秀霞², 樊国峰^{1*}

1. 中国石油天然气集团公司中心医院骨科, 廊坊 065000
2. 中国石油天然气集团公司中心医院介入科, 廊坊 065000

[摘要] **目的** 基于有限元方法,对 Vancouver B1 型股骨假体周围骨折内固定后的稳定性及生物力学状态进行分析研究。**方法** 收集 30 名中老年健康志愿者左侧股骨 CT 图像数据以及股骨假体、锁定钛板的外形数据并进行三维重建。模拟人工髋关节置换术后假体周围骨折锁定板内固定手术,近端分别采用钛缆捆扎、锁定螺钉单层皮质固定及两者组合,施加模拟完全负重及部分负重的载荷,观察最大位移及峰值应力情况。**结果** 对于近端钛缆捆扎与锁定螺钉单层皮质固定两种方式,在模拟完全负重及部分负重压力载荷作用下的骨折位移,锁定板、假体及股骨上的应力峰值差异均无统计学意义,也即钛缆捆扎和锁定螺钉单层皮质固定后生物力学状态无明显区别。但若将两者组合使用,则可增加内固定稳定性,并且降低锁定板应力峰值,与单独使用两种内固定方式的结果差异均有统计学意义($P < 0.05$ 或 $P < 0.01$)。**结论** 对于 Vancouver B1 型股骨假体周围骨折切开复位锁定板内固定手术,钛缆捆扎结合锁定螺钉单层皮质固定是首选的内固定方式。

[关键词] 有限元分析;股骨骨折;假体周围骨折;Vancouver B1 型;内固定

[中图分类号] R 683.421 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2017)02-0253-05

Finite element-based mechanical analysis of internal fixation for Vancouver type B1 periprosthetic femoral fractures

DONG Wei¹, LIU Chuang-jian¹, ZHANG Tian-yi¹, KONG Fan-lin¹, JIA Jun-ling¹, LI Zhen¹, XU Xiu-xia², FAN Guo-feng^{1*}

1. Department of Orthopedics, China National Petroleum Corporation Central Hospital, Langfang 065000, Hebei, China
2. Department of Interventional Medicine, China National Petroleum Corporation Central Hospital, Langfang 065000, Hebei, China

[Abstract] **Objective** To apply finite element method for analyzing the biomechanics status and stability of internal fixation for Vancouver type B1 periprosthetic femoral fractures. **Methods** CT image data of the left femur from 30 healthy middle-aged or elderly volunteers and the profile data of femur prosthesis and locking compression plate were collected and used for 3D reconstruction. Three different types of internal fixation methods for Vancouver type B1 periprosthetic femoral fracture were simulated. The proximal part of the prosthesis was fixed with cable cerclage, single-cortical locking screw and a combination of both, and the load simulating full load or partial load was applied. Then the maximum displacement and Von Mises stress were observed. **Results** There was no significant difference in the maximum displacement or Von Mises stress between cable cerclage fixation and single-cortical locking screw fixation under full and partial loads. The maximum displacement and Von Mises stress were decreased and the internal fixation was more stable when the two fixations combined together, with significant difference found between cable cerclage fixation and single-cortical locking screw fixation ($P < 0.05$, $P < 0.01$). **Conclusion** Combination of cable cerclage and single-cortical locking screw is the first choice for internal fixation in the treatment of Vancouver type B1 periprosthetic femoral fracture.

[Key words] finite element analysis; femoral fractures; periprosthetic fractures; Vancouver type B1; internal fixation

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2017, 38(2): 253-257]

股骨假体周围骨折是人工髋关节置换术后的严重并发症之一,其发生率约 0.1%~6%^[1-4]。其中

以 Vancouver B1 型骨折最为常见,约占股骨假体周围骨折总数的 75%,其保守治疗的骨折不愈合发生

[收稿日期] 2016-07-22 **[接受日期]** 2016-10-22

[作者简介] 董巍,博士,副主任医师. E-mail: dongwei716@163.com

* 通信作者 (Corresponding author). Tel: 0316-2077174, E-mail: 80981455@qq.com

率约为 42%^[1,5-6]。Vancouver B1 型骨折的常见手术方式主要有锁定钛板螺钉内固定、钛缆(钢丝)内固定或将两者结合的内固定方式^[1,5,7]。本研究基于有限元方法,对 3 种不同内固定方式的骨折稳定性及内固定系统应力峰值进行研究。

1 资料和方法

1.1 研究对象 选择健康志愿者作为研究对象,入选标准:(1)年龄 50 岁以上;(2)无下肢骨折外伤史;(3)无下肢神经肌肉性疾病史;(4)可正常行走;(5)无继发性骨质疏松等代谢性骨病病史。最终入选志愿者 30 名,其中女性 17 名,男性 13 名,年龄 52~74 岁,平均年龄(65.3±6.7)岁。

1.2 原始数据获取 采用西门子 Biography true point 64 层螺旋 CT 对志愿者左侧股骨全长进行扫描,将所得图像数据以 DICOM 格式导入 MIMICS 10.01 软件(比利时 Materialise 公司),重建股骨三维模型。

1.3 有限元模型设定 用三坐标测量仪扫描股骨干十孔锁定钛板(常州奥斯迈公司)及非骨水泥型股骨假体(美国 Zimmer 公司),以点云格式导入 Geomagic Studio 12 软件(美国 Geomagic 公司)生成实体模型。忽略锁定螺钉细小螺纹结构,以圆柱体模拟,避免增加求解运算量^[8]。以截面直径 1.8 mm 的环形结构模拟钛缆捆扎^[9]。在 Abaqus 6.10 软件(法国 DASSAULT SIMULIA 公司)中通过绑定约束模拟“假体-股骨”“螺钉-锁定板”“钛缆-锁定板”“螺钉-股骨”及“钛缆-股骨”之间关系。

1.4 模拟假体周围骨折 (1)参照 Zimmer 全髋关节置换技术指导手册,模拟人工髋关节置换术,置入股骨假体。(2)由于近端股骨髓腔内有假体支撑,导致靠近假体远端部位应力集中,易发生骨折^[10]。因此,在股骨柄下缘处以 5 mm 宽间隙模拟 Vancouver B1 型骨折^[11]。

1.5 模拟不同内固定手术 钛板置于股骨外侧,中间两孔(骨折端间隙处)均留空,骨折远端均以 4 枚锁定螺钉双层皮质固定,近端采用 3 种不同固定方式:(1)4 根钛缆捆扎固定(Cable;简称 C 组);(2)4 枚锁定螺钉单皮质固定(Screw;简称 S 组);(3)4 根钛缆及 4 枚螺钉共同固定(简称 C+S 组)。见图 1。

1.6 网格划分 在 Abaqus 软件中划分网格,人工髋关节假体、钛板、钛缆及股骨采用 10 节点四面体单元(C3D10M),螺钉采用 8 节点六面体单元(C3D8),见图 2。

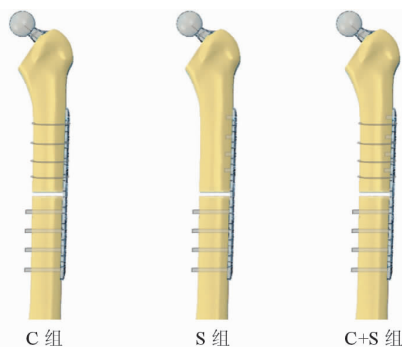


图 1 各组螺钉及钛缆位置组合示意图

C 组: 4 根钛缆捆扎固定组; S 组: 4 枚锁定螺钉单皮质固定组; C+S 组: 4 根钛缆及 4 枚螺钉共同固定组

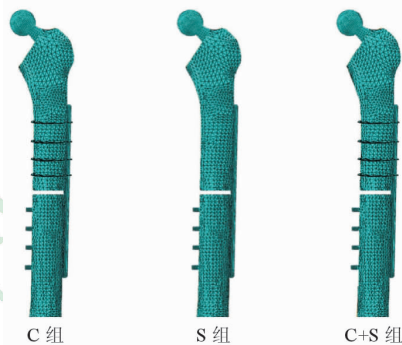


图 2 各组有限元模型图

C 组: 4 根钛缆捆扎固定组; S 组: 4 枚锁定螺钉单皮质固定组; C+S 组: 4 根钛缆及 4 枚螺钉共同固定组

1.7 赋材料属性 股骨模型由其 CT 图像 HU 值计算骨密度(density) = -13.4 + 1.017 × HU,再由骨密度计算其弹性模量(E-modulus) = -388.8 + 5.925 × density^[12],泊松比 0.3。图 3A 为材料物理属性赋值完毕后股骨模型示意图,不同颜色区域代表不同材料物理属性。股骨假体、钛板、螺钉及钛缆均依照钛合金参数赋值,弹性模量为 110 GPa,泊松比 0.3。

1.8 约束及载荷 约束股骨远端节点所有自由度,模拟固支边界条件;模拟股骨周围主要肌肉附着点及设置肌肉作用力^[12-13];股骨假体顶端施加垂直向下的压力,以 500 N 模拟部分负重状态^[14],以 2 300 N 模拟完全负重状态^[15]。依据第四强度理论(形状改变比能理论),将 Von Mises 应力作为观察指标,同时观测股骨在应力作用下的最大位移。选择相对位移和应力最大区域的 5 个单元取其位移和应力的平均值。图 3B 为载荷作用下锁定板应力云图。

1.9 统计学处理 采用 SPSS 16(美国 IBM 公司)软件进行统计学分析。采用配伍组设计的方差分析方法,同时,采用最小显著性差异法(LSD)进行各组间数据的两两比较。检验水准(α)为 0.05。

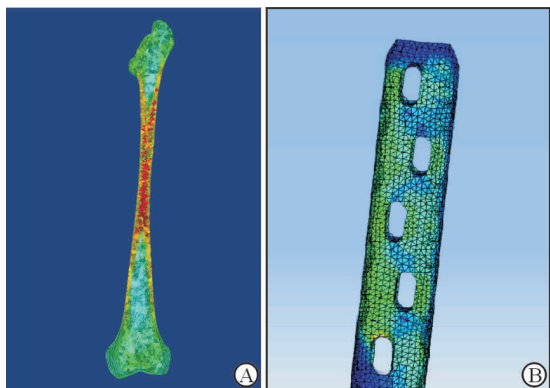


图3 材料属性示意图(A)及锁定板应力云图(B)

2 结果

2.1 骨折端位移 在500 N及2 300 N压力载荷作用下,C组、S组及C+S组骨折端位移差异均有统计学意义($P < 0.05$)。将各组数据进行两两比较后发现,C组与S组差异无统计学意义($P > 0.05$);C+S组与另外两组比较,位移减小,其差异有统计学意义($P < 0.05$ 或 $P < 0.01$)。见表1。

2.2 钛板 Von Mises 应力峰值 在500 N及2 300 N压力载荷作用下,C组、S组及C+S组钛板 Von Mises 应力峰值差异有统计学意义($P < 0.05$)。将各组数据进行两两比较后发现,C组和S组差异无统计学意义($P > 0.05$);C+S组与另外两组比较,应力峰值减小,其差异有统计学意义($P < 0.05$ 或 $P < 0.01$)。见表1。

2.3 假体 Von Mises 应力峰值 在500 N及2 300 N压力载荷作用下,C组、S组及C+S组假体上分布的 Von Mises 应力峰值依次逐渐增大,但各组间差异均无统计学意义($P > 0.05$),见表1。

2.4 股骨 Von Mises 应力峰值 在500 N及2 300 N压力载荷作用下,各组 Von Mises 应力峰值均出现在骨折远端最靠近骨折线的钉孔处;且C组、S组及C+S组股骨上分布的 Von Mises 应力峰值依次逐渐增大,但各组间差异均无统计学意义($P > 0.05$),见表1。

表1 不同固定方式及载荷下骨折端位移以及假体、钛板、股骨 Von Mises 应力峰值

指标	C组	S组	C+S组	P值
骨折端位移 d/mm				
500 N 载荷	0.459±0.086**	0.439±0.110*	0.383±0.064	0.008
2 300 N 载荷	2.057±0.519**	1.958±0.655*	1.630±0.321	0.003
500 N 载荷下应力峰值 p/MPa				
假体	49.690±13.110	50.920±10.850	53.340±9.280	0.505
钛板	227.120±26.020**	221.050±21.690*	207.340±18.510	0.003
股骨	485.780±79.160	504.930±34.000	518.000±79.820	0.194
2 300 N 载荷下应力峰值 p/MPa				
假体	199.110±24.840	203.780±35.140	208.660±39.660	0.603
钛板	1 187.740±126.250**	1 140.550±159.380*	1 068.400±113.480	0.005
股骨	2 149.440±274.490	2 208.910±269.210	2 266.020±248.600	0.263

C组: 4根钛缆捆绑固定组; S组: 4枚锁定螺钉单皮质固定组; C+S组: 4根钛缆及4枚螺钉共同固定组. * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$ 与C+S组比较

3 讨论

股骨假体周围骨折是人工髋关节置换术后的严重并发症,往往伴随着较高的致残率和致死率^[16],Brady等^[17]依据骨折部位与股骨假体是否松动,将股骨假体周围骨折分为A、B、C3种类型,即Vancouver分型;其中A型骨折定义为发生在股骨近端的骨折,根据累及部位的不同又可细分为累及大转子的骨折AG和累及小转子的骨折AL。B型骨折定义为发生在股骨假体周围或靠近远端的骨折,其中B1型骨折无假体松动,B2型骨折假体松动

但无明显骨量丢失,B3型骨折在假体松动的同时伴有明显骨量丢失,C型骨折定义为发生在距离股骨假体远端较远部位的骨折。对于假体周围骨折的治疗,目前普遍认为Vancouver A型骨折可采用保守治疗方法,对于较大块的骨折,也可行切开复位内固定手术^[18];Vancouver B1型骨折首选切开复位内固定手术^[19],Vancouver B2型骨折则需更换长柄假体^[20];Vancouver B3型骨折则应在更换假体的同时行同种异体骨移植以补充骨量^[21],或更换肿瘤型假体;Vancouver C型骨折可参照股骨干中下段骨折行切开复位内固定术。

有限元方法是一种基于计算机技术的模拟求解方法,用于研究将个体分解为有限个数量的单元,并通过单元及节点之间力和力矩的平衡关系建立矩阵,进而求解。有限元方法已越来越多地应用于临床医学领域。许多学者针对人工髋关节置换术后假体周围骨折的治疗方式进行了有限元分析^[22-23]。但这些研究多是基于单个个体的模拟并求解。本研究选择30名志愿者采集股骨数据并分别建模,在每个模型上均进行模拟手术及求解,有效避免了单次模拟中可能出现的各种误差,使结果更加可靠。

传统的有限元分析方法在模拟骨骼结构时,往往通过分割皮质骨与松质骨并分别赋予材料属性的方式,模拟不同部位骨骼的物理学特性。这种方法无疑是一种简单、快捷的方式,但其缺点也不容忽视:首先,该方法不能体现生物组织的渐变特性,对皮质骨与松质骨之间的渐变区域无法进行合理模拟;其次,所使用的物理属性并不具有个体特异性,即对每个不同的个体均采用统一标准,与实际不符;再次,不同材料属性区域交界面两侧,由于材料物理性质突然改变可能会导致应力集中等现象,影响结果准确性。在此基础上,一种基于CT图像HU值的赋值方法被发展出来^[14],这种方法基于骨组织CT图像的HU值计算每个单元的骨密度,再依据骨密度计算对应的弹性模量并将其赋予该单元。从而实现了每个单元的独立赋值,提高了生物模拟的精度。此外,因股骨假体周围骨折多发生于中老年患者,故本研究在选择志愿者时对年龄做出限制(>50岁),以保证入选者充分代表骨折高发人群。结合前述基于CT图像HU值的赋值方法,使得模拟更加符合临床实际情况。

在部分负重及完全负重的载荷作用下,C组及S组最大位移及锁定板应力峰值差异均无统计学意义,但C+S组最大位移较另外两组减小,锁定板应力峰值较另外两组降低。即骨折近端采用钛缆或锁定螺钉单层皮质固定,其稳定性及锁定板所承受的应力峰值并无显著差异。但将钛缆及螺钉组合使用可以获得更好的稳定性,且可以使得锁定板上应力分散,降低应力峰值。这与一般临床经验相符,且此种趋势也在体外生物力学实验中得到证实^[9,11]。对于内固定物而言,较大的峰值应力可能导致内固定物预期寿命缩短,从而出现疲劳折断等严重后果。因而,较低的峰值应力可使得内固定物安全性提高。

同时,在不同载荷作用下,C组、S组及C+S组假体及股骨上分布的应力峰值逐渐增大。这种现象的产生可能是由于随着固定稳定性逐渐增加,骨折端在载荷作用下发生相对移动的趋势被进一步限制,从而使假体与骨组织之间以及锁定板与骨组织之间的作用力增加,导致应力峰值变大。但值得注意的是各组间的差异并无统计学意义。

综上所述,C组和S组在不同压力载荷作用下的骨折位移,锁定板、假体以及股骨上的应力峰值差异均无统计学意义,也即钛缆捆扎和锁定螺钉单层皮质固定后力学表现无明显区别。与锁定螺钉内固定相比,钛缆捆扎往往需要剥离较多软组织,且捆扎后骨折端血液循环将受到影响,不利于骨折愈合。另外,本研究在模拟捆扎关系时,将股骨与钛缆对应结点进行绑定约束。这种稳定的结合关系在术后一段时间钛缆周围骨组织增生后才会出现^[11]。在术后早期,钛缆与股骨之间依然存在潜在的移位可能,从而使内固定效果受到影响。与C组和S组相比,C+S组无论在稳定性和锁定板应力峰值上均有比较明显的优势。

本研究对Vancouver B1型骨折不同内固定方式后的力学性质进行有限元分析,以为临床医生提供参考。本研究存在一定的不足之处:(1)如前所述,本研究将钛缆与锁定板、股骨之间的关系以绑定约束进行模拟,但实际上在术后早期仍有潜在的移位可能;(2)本研究采用横行间隙模拟骨折,但实际上,Vancouver B1型骨折的骨折线可能有多种走行,对于斜行或螺旋形骨折,钛缆捆扎往往能得到比较理想的结果,因而在本研究中钛缆捆扎的优势可能被低估;(3)内固定物疲劳是一个复杂的问题,不仅与应力峰值有关,还受到载荷变化周期、金属表面处理情况以及预应力等因素影响,因Abaqus软件无法对内固定物植入后的高周疲劳进行模拟,故本研究未对此问题进行深入讨论;(4)在生理状态下,大腿肌肉收缩力量载荷对股骨应力分布有较大影响,在一个步态周期的支撑阶段和摆动阶段肌肉的力量会出现较大的变化,但本研究未详细模拟不同肌肉收缩状态下肌力载荷对股骨所受应力的影响。

[参考文献]

- [1] DENNIS M G, SIMON J A, KUMMER F J, KOVAL K J, DICESARE P E. Fixation of periprosthetic

- femoral shaft fractures occurring at the tip of the stem; a biomechanical study of 5 techniques [J]. *J Arthroplasty*, 2000, 15: 523-528.
- [2] LOWREY C E, NORD K D, WILSON M R, TRICK L W. Periprosthetic femur fractures: a complication of rigid cylindrical reaming? [J]. *Orthop Trans*, 1991, 15: 342-352.
- [3] SCOTT R D, TURNER R H, LEITZES S M, AUFRANC O E. Femoral fractures in conjunction with total hip replacement[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1975, 57: 494-501.
- [4] STEVENS S S, IRISH A J, VACHTSEVANOS J G, CSONGRADI J, BEAUPRÉ G S. A biomechanical study of three wiring techniques for cerclage-plating [J]. *J Orthop Trauma*, 1995, 9: 381-387.
- [5] PARVIZI J, VEGARI D N. Periprosthetic proximal femur fractures: current concepts [J]. *J Orthop Trauma*, 2011, 25 (Suppl 2): S77-S81.
- [6] MUKUNDAN C, RAYAN F, KHEIR E, MACDONALD D. Management of late periprosthetic femur fractures; a retrospective cohort of 72 patients [J]. *Int Orthop*, 2010, 34: 485-489.
- [7] LEVER J P, ZDERO R, NOUSIAINEN M T, WADDELL J P, SCHEMITSCH E H. The biomechanical analysis of three plating fixation systems for periprosthetic femoral fracture near the tip of a total hip arthroplasty[J]. *J Orthop Surg Re*, 2010, 5: 45.
- [8] ZDERO R, OLSEN M, BOUGHERARA H, SCHEMITSCH E H. Cancellous bone screw purchase; a comparison of synthetic femurs, human femurs, and finite element analysis[J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2008, 222: 1175-1183.
- [9] CHEN D W, LIN C L, HU C C, WU J W, LEE M S. Finite element analysis of different repair methods of Vancouver B1 periprosthetic fractures after total hip arthroplasty[J]. *Injury*, 2012, 43: 1061-1065.
- [10] 宋华荣,王黎明,顾强荣. 带钢缆锁定钢板治疗髋关节置换术后股骨假体周围骨折[J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2010, 25: 912-914.
- [11] SHAH S, KIM S Y, DUBOV A, SCHEMITSCH E H, BOUGHERARA H, ZDERO R. The biomechanics of plate fixation of periprosthetic femoral fractures near the tip of a total hip implant; cables, screws, or both [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2011, 225: 845-856.
- [12] BESSHO M, OHNISHI I, MATSUYAMA J, MATSUMOTO T, IMAI K, NAKAMURA K. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method[J]. *J Biomech*, 2007, 40: 1745-1753.
- [13] 仲照明,宫赫,肖智韬,董心. 髋臼力和肌肉力对股骨有限元分析结果的影响[J]. *哈尔滨工业大学学报*, 2011, 43(S1): 303-308.
- [14] RHO J Y, HOBATHO M C, ASHMAN R B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone[J]. *Med Eng Phys*, 1995, 17: 347-355.
- [15] JEBSON P J L. AO principles of fracture management [J]. *JAMA*, 2008: 2432.
- [16] LINDAHL H, ODEN A, GARELLICK G, MALCHAU H. The excess mortality due to periprosthetic femur fracture. A study from the Swedish national hip arthroplasty register[J]. *Bone*, 2007, 40: 1294-1298.
- [17] BRADY O H, GARBUZ D S, MASRI B A, DUNCAN C P. The reliability and validity of the Vancouver classification of femoral fractures after hip replacement[J]. *J Arthroplasty*, 2000, 15: 59-62.
- [18] MONT M A, MAAR D C. Fractures of the ipsilateral femur after hip arthroplasty. A statistical analysis of outcome based on 487 patients [J]. *J Arthroplasty*, 1994, 9: 511-519.
- [19] BRYANT G K, MORSHED S, AGEL J, HENLEY M B, BAREI D P, TAITSMAN L A, et al. Isolated locked compression plating for Vancouver type B1 periprosthetic femoral fractures[J]. *Injury*, 2009, 40: 1180-1186.
- [20] MACDONALD S J, PAPROSKY W G, JABLONSKY W S, MAGNUS R G. Periprosthetic femoral fractures treated with a long-stem cementless component[J]. *J Arthroplasty*, 2001, 16: 379-383.
- [21] 贾金鹏,周勇刚,王岩,陈继营,李静东,郝立波,等. 异体皮质骨板在股骨假体周围骨折中的应用[J]. *解放军医学杂志*, 2008, 33: 524-526.
- [22] MOAZEN M, MAK J H, ETCHELS L W, JIN Z, WILCOX R K, JONES A C, et al. Periprosthetic femoral fracture—a biomechanical comparison between Vancouver type B1 and B2 fixation methods [J]. *J Arthroplasty*, 2014, 29: 495-500.
- [23] SHAH R P, SHETH N P, GRAY C, ALOSH H, GARINO J P. Periprosthetic fractures around loose femoral components [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2014, 22: 482-490.