

新型股骨颈骨折内固定装置治疗股骨颈骨折的实验研究



刘华, 张汉东, 颜丙祥, 王平山*

山东第一医科大学第一附属医院 (山东省千佛山医院) 骨外科学山东省风湿免疫病转化医学重点实验室,
山东济南 250000

摘要: 目的 比较新型股骨颈骨折内固定装置与 DHS 髋动力钢板在股骨颈骨折模型下的体外生物力学性能, 并结合有限元分析评估两种内固定方式的力学响应特征。方法 采用 SAWBONES 标准化股骨模型模拟股骨颈骨折, 分别植入新型股骨颈骨折内固定装置 (实验组) 和 DHS 髋动力钢板 (对照组), 每组各 5 件。通过静态压缩试验测定两组内固定系统的整体刚度、屈服载荷及屈服位移; 通过压缩疲劳试验采用阶梯加载方法评估其疲劳耐久性性能, 记录不同载荷水平下的循环次数及失效情况。基于相同几何模型与材料假设建立有限元模型, 在同一载荷条件下比较两组内固定系统的应力与位移分布特征。结果 静态压缩试验结果显示, 实验组的整体刚度为 5040.1 ± 55.86 N/mm, 屈服载荷为 4369.7 ± 52.53 N, 屈服位移为 1.12 ± 0.01 mm; 对照组分别为 4967.6 ± 155.07 N/mm、 4161.9 ± 96.20 N 和 1.11 ± 0.01 mm。两组在相同加载条件下的静态力学性能总体相近。压缩疲劳试验中, 实验组与对照组均可在最小载荷 220 N、最大载荷 2200 N 条件下完成 100 万次循环而未发生失效, 疲劳耐久性性能相当。有限元分析结果显示, 在相同载荷条件下, 两种内固定方式的最大应力及位移分布模式相似, 应力集中区域主要位于内固定装置的关键受力部位。结论 新型股骨颈骨折内固定装置在体外静态强度、疲劳耐久性及其有限元力学响应方面与 DHS 髋动力钢板总体相当, 为其进一步开展相关生物学或临床研究提供了力学依据。

关键词: 股骨颈骨折; 内固定; 生物力学; 有限元分析; 疲劳试验

DOI: [10.57237/j.cmf.2026.03.001](https://doi.org/10.57237/j.cmf.2026.03.001)

Experimental Study of a Novel Internal Fixation Device for the Treatment of Femoral Neck Fractures

Hua Liu, Handong Zhang, Bingxiang Yan, Pingshan Wang*

Department of Orthopedic Surgery, The First Affiliated Hospital of Shandong First Medical University & Shandong Provincial Qianfoshan Hospital, Shandong Key Laboratory of Rheumatic Disease and Translational Medicine, Jinan 250000, China

Abstract: Objective To compare the biomechanical properties of a novel internal fixation device for femoral neck fractures with those of the dynamic hip screw (DHS) system, and to evaluate its mechanical performance under experimental conditions. Methods A standardized femoral neck fracture model was established using SAWBONES femoral specimens. The novel internal fixation device (experimental group) and the DHS system (control group) were implanted separately, with five specimens in each group. Static compression tests were performed to determine the overall stiffness, yield load, and yield displacement of the fixation constructs. Compression fatigue tests using a stepwise loading protocol were

*通信作者: 王平山, shandongyikewang@163.com

收稿日期: 2026-05-07; 接受日期: 2026-06-08; 在线出版日期: 2026-07-28

<http://www.clinmedfront.com>

conducted to evaluate fatigue endurance by recording the number of cycles to failure at different load levels. Finite element models were established under identical geometric and material assumptions, and stress and displacement distributions were analyzed using ANSYS 15.0 software. Results In the static compression test, the experimental group demonstrated a stiffness of 5040.1 ± 55.86 N/mm, a yield load of 4369.7 ± 52.53 N, and a yield displacement of 1.12 ± 0.01 mm, while the corresponding values in the control group were 4967.6 ± 155.07 N/mm, 4161.9 ± 96.20 N, and 1.11 ± 0.01 mm, respectively. The static mechanical performance of the two groups was generally comparable. In the compression fatigue test, both fixation systems successfully completed 1,000,000 loading cycles under a minimum load of 220 N and a maximum load of 2200 N without failure, indicating similar fatigue endurance. Finite element analysis showed comparable patterns of stress concentration and displacement distribution between the two fixation constructs. Conclusion The novel internal fixation device for femoral neck fractures demonstrated biomechanical performance comparable to that of the DHS system in terms of static strength, fatigue endurance, and finite element mechanical response, providing mechanical evidence for further experimental and clinical investigations.

Keywords: Femoral Neck Fracture; Internal Fixation; Biomechanics; Finite Element Analysis; Fatigue Test

1 引言

股骨颈骨折是下肢常见骨折之一，多见于老年人群[1]。随着人口老龄化进程的加快，中国股骨颈骨折的发病率呈逐年上升趋势，已成为严重影响老年人生活质量和健康水平的重要疾病之一[2]。由于股骨颈解剖结构特殊、血供相对脆弱，骨折后易发生骨折不愈合及股骨头缺血性坏死，其治疗策略的选择始终是骨科领域关注的重点和难点[3]。

股骨颈骨折的治疗方式经历了由保守治疗向手术治疗的转变。早期多采用长期卧床、牵引或外展固定等保守方法，但该类治疗周期长、并发症发生率高，且难以恢复患者髋关节功能，逐渐被临床所淘汰[4]。随着内固定技术的发展，股骨颈骨折的手术治疗逐步成为主流。自金属内固定技术应用于股骨颈骨折以来，多种内固定方式相继出现，包括多枚螺钉固定、滑动螺钉联合侧方钢板等。多钉组合固定具有创伤小、操作相对简便等优点，但在骨质疏松或不稳定型股骨颈骨折中，其抗旋转和抗剪切能力有限，术后易出现骨折移位、退钉或内固定失败等问题，应用范围受到一定限制[5]。

目前，切开复位内固定术仍是临床治疗股骨颈骨折的重要手段之一，对于保留患者自身髋关节、改善术后功能及预后具有积极意义[6]。动力髋螺钉（dynamic hip screw, DHS）及空心螺钉是临床应用最为广泛的内固定方式[7]。然而，针对不同骨折类型、骨质条件及患者个体差异，如何选择合适的内固定装置，仍缺乏统一的标准和明确的力学依据。内固定稳定性不足被认为是导致术后内固定失败及并发症发生的重要原因之一，

因此，对不同内固定装置力学性能的系统评估具有重要的临床意义[8]。

有限元分析作为数字骨科的重要研究手段，能够在可控条件下模拟内固定系统在不同载荷状态下的应力与位移分布情况，具有可重复性强、成本相对较低等优势，可在一定程度上弥补传统体外生物力学试验的不足。将有限元分析与体外生物力学试验相结合，有助于更加全面地评价内固定装置的整体稳定性及潜在失效风险[9]。

基于此，本研究选取新型股骨颈骨折内固定装置与 DHS 髋动力钢板作为研究对象，通过静态压缩试验、压缩疲劳试验及有限元分析，对两种内固定方式的力学性能进行对比研究，以期股骨颈骨折内固定方式的选择提供一定的力学依据。

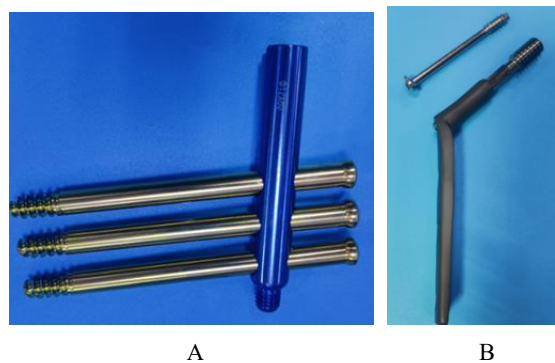


图1 新型股骨颈骨折内固定装置与 DHS 髋动力钢板系统示意图

A: 新型股骨颈骨折内固定装置；B: DHS 髋动力钢板系统。

2 资料与方法

2.1 试验材料与分组

选取新型股骨颈骨折内固定装置作为实验组内固定物，以动力髋螺钉（dynamic hip screw, DHS）联合空心钉系统作为对照组。两种内固定装置均用于模拟股骨颈骨折的内固定治疗。每组各选取 5 件样本进行试验（ $n=5$ ）。

2.2 股骨颈骨折模型的建立

采用国际学术界广泛认可的 SAWBONES 标准化股骨模型建立股骨颈骨折模型。按照预设骨折平面制备骨折模型后，分别植入新型股骨颈骨折内固定装置和 DHS 髋动力钢板系统。模型装配过程中保证内固定物植入位置及方向一致，以减少装配误差对试验结果的影响。装配完成后，按照相关试验标准要求对模型进行固定，并安装至试验设备中进行后续加载测试。

2.3 静态压缩试验

静态压缩试验在电子万能材料试验机（INSTRON E10000，美国）上完成。试验过程中按照标准加载方向对模型施加轴向压缩载荷，加载速率设定为 0.05 mm/s，直至内固定系统发生明显力学失效。试验过程中实时记录载荷-位移曲线，并据此计算内固定系统的整体刚度，同时确定屈服载荷及屈服位移。试验环境温度为 20.3℃，相对湿度为 41.7%。

2.4 压缩疲劳试验

压缩疲劳试验同样在 INSTRON E10000 试验机上完成。依据静态压缩试验结果，采用阶梯加载方法对样本进行动态疲劳测试。若样本在设定载荷水平下发生结构性失效，则降低载荷水平；反之，逐步提高载荷水平，直至确定最大疲劳载荷。疲劳试验以完成 100 万次循环且未发生失效作为耐久性评价终点。记录不同载荷水平下样本的循环次数及失效情况，用以评估内固定系统的疲劳耐久性能。

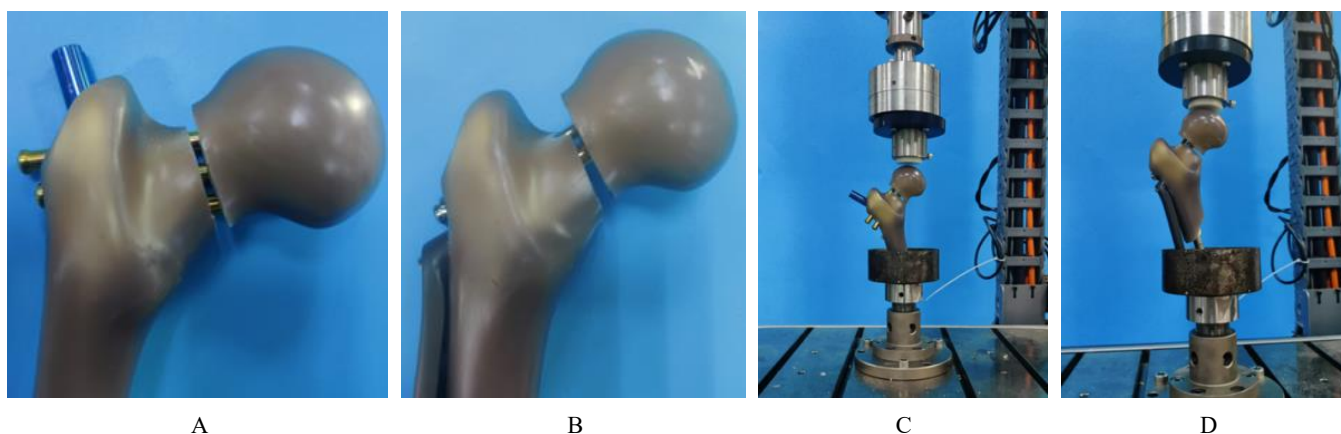


图2 体外生物力学试验模型及加载装置示意图

A/B: 股骨颈骨折模型及内固定装配；C/D: 试验机加载方向与固定方式示意。

2.5 有限元分析

基于股骨模型及内固定装置建立三维有限元模型，对新型股骨颈骨折内固定装置和 DHS 系统进行力学分析。模型几何结构与体外试验保持一致，在相同载荷条件下施加载荷与约束。采用 ANSYS 15.0 有限元分析软件对模型进行求解，重点分析内固定系统的应力分布及位移变化情况，从而评价不同内固定方式的力学响应特征。

2.6 统计学方法

试验数据采用均数 $\pm$ 标准差 ($\bar{x} \pm s$) 表示。所有数据采用 SPSS 27.0 统计软件 (IBM Corp., Armonk, NY, USA) 进行整理与分析。由于样本量较小，试验数据主要进行描述性统计分析。对实验组与对照组的力学指标进行组间比较，结果仅用于趋势性分析，检验水准 α 取 0.05。

3 实验结果

3.1 静态压缩试验结果

静态压缩试验结果见表 1 及图 3。实验组整体刚度为 5040.1±55.86 N/mm，屈服载荷为 4369.7±52.53 N，

屈服位移为 1.12±0.01 mm；对照组分别为 4967.6±155.07 N/mm、4161.9±96.20 N 和 1.11±0.01 mm。两组在相同加载条件下的刚度、屈服载荷及屈服位移差异无统计学意义 (P>0.05)，但实验组在刚度及屈服载荷方面呈现更高趋势。

表 1 两种内固定方式静态压缩力学性能比较 (x̄±s)

	整体刚度	屈服载荷	屈服位移
新型装置	5040.1±55.86	4369.7±52.53	1.12±0.01
DHS	4967.6±155.07	4161.9±96.20	1.11±0.01

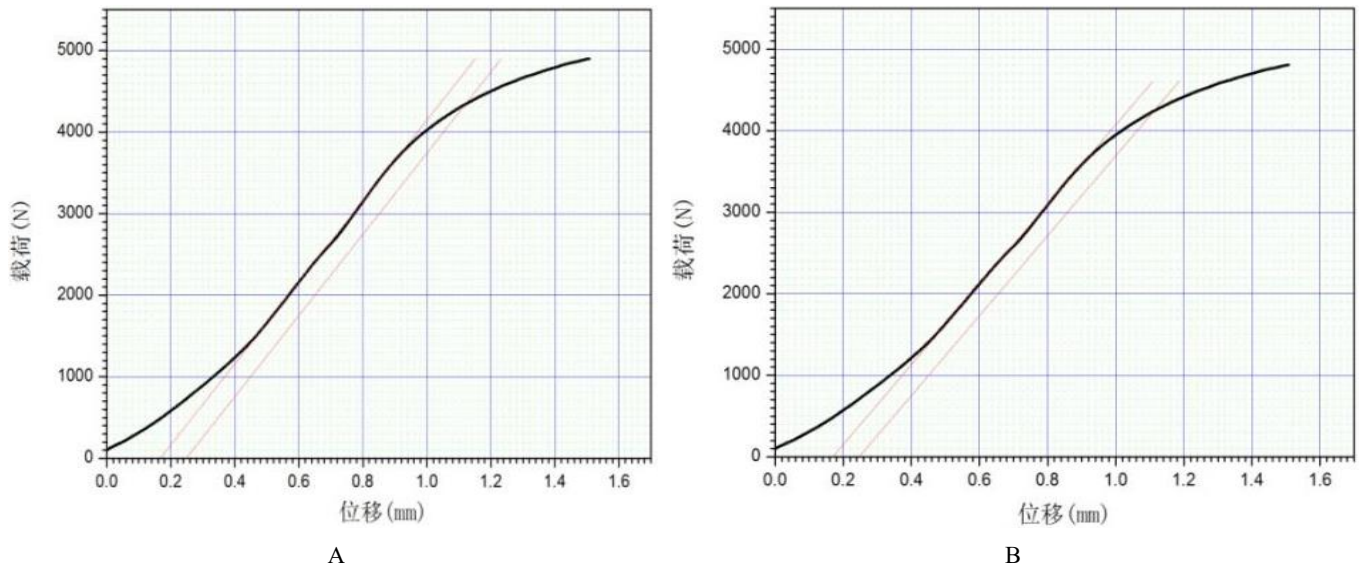


图 3 两种内固定方式代表性静态压缩载荷-位移曲线

A：新型股骨颈骨折内固定装置；B：DHS 髓动力钢板系统。曲线选取各组中最接近平均值的代表性样本。

3.2 压缩疲劳试验结果

压缩疲劳试验结果显示，实验组与对照组在最小载荷 220 N、最大载荷 2200 N 条件下均可完成 1×10⁶次循环而未发生结构性失效，提示两种内固定方式的疲劳耐久性能相当。

表 2 两种内固定方式压缩疲劳试验结果

	最小载荷 (N)	最大载荷 (N)	循环次数 (次)	是否失效
新型装置	220	2200	1×10 ⁶	否
DHS	220	2200	1×10 ⁶	否

3.3 有限元分析结果

有限元分析结果见图 4 及表 3。在 2000 N 轴向载荷作用下，两种内固定方式的应力集中区域及位移分布模式总体相似，应力主要集中于内固定装置的关键受力部位。与对照组相比，新型内固定装置的最大应力、

应变及整体位移水平均略低，提示其在相同载荷条件下具有相当的力学稳定性。

表 3 2000N 载荷下两种内固定方式有限元分析结果比较

	应力	应变	位移
新型装置	382.92	0.0091235	0.97677
DHS	481	0.014791	1.1485

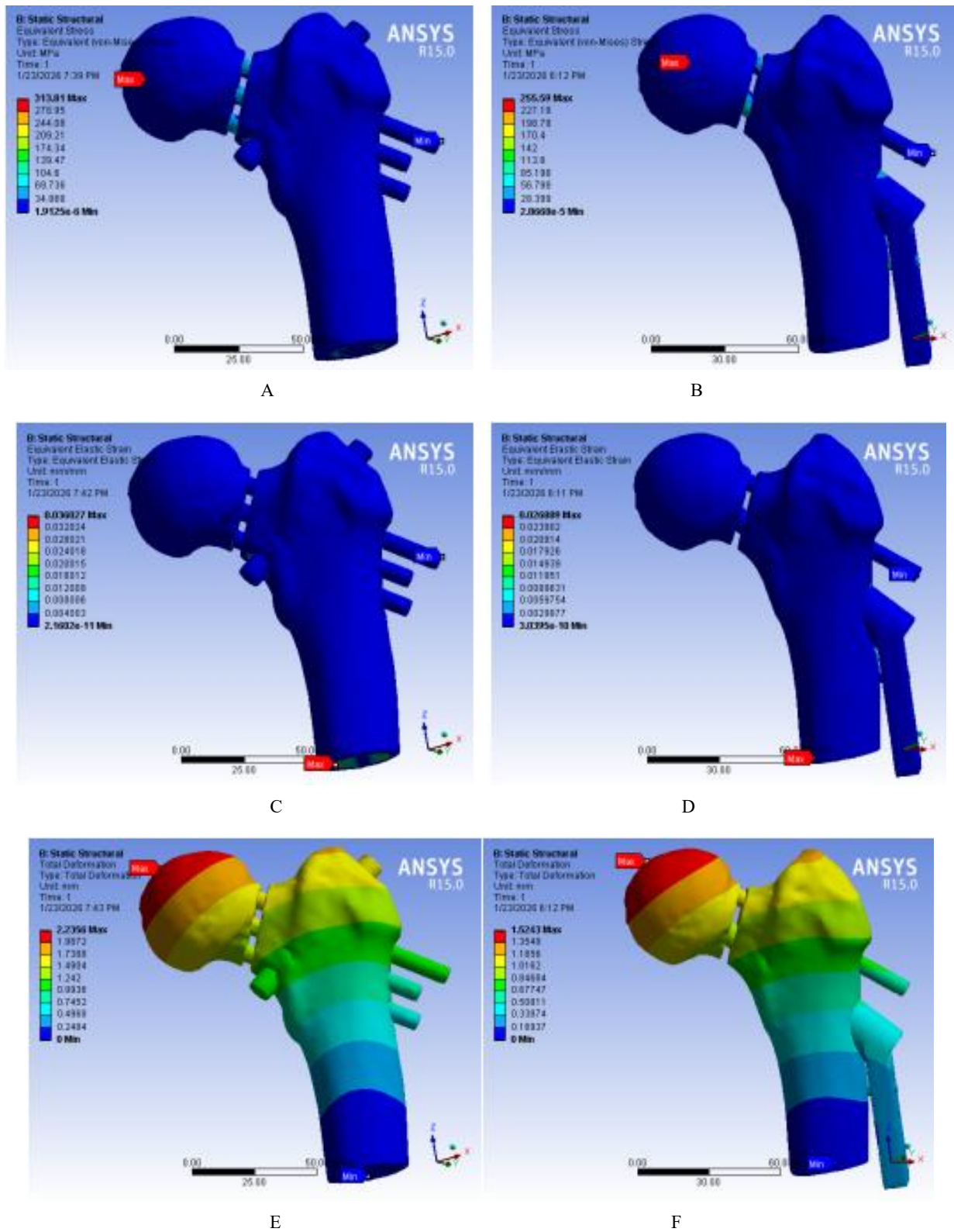


图 4 2000 N 轴向载荷作用下两种内固定方式的有限元分析结果

A/B: 等效应力 (von Mises 应力) 分布云图; C/D: 等效应变分布云图; E/F: 总体位移分布云图。左侧为新型股骨颈骨折内固定装置固定模型, 右侧为 DHS 髓动力钢板固定模型。

4 讨论

本研究通过体外生物力学试验结合有限元分析的方法，对新型股骨颈骨折内固定装置与动力髋螺钉（dynamic hip screw, DHS）系统在股骨颈骨折模型下的力学性能进行了系统比较。结果显示，两种内固定方式在静态压缩强度及疲劳耐久性能方面总体相当，新型装置在整体刚度及屈服载荷方面呈现更高趋势；有限元分析结果进一步显示，在相同载荷条件下，新型装置的应力与位移水平均略低。上述结果提示，新型股骨颈骨折内固定装置在体外生物力学性能方面能够达到与临床常用 DHS 系统相当的稳定性水平。

DHS 系统作为治疗股骨颈骨折的经典内固定方式，凭借其滑动加压特性，在促进骨折端轴向压缩和骨折愈合方面具有明确优势，并已在临床实践中得到广泛验证[10, 11]。然而，既往研究及临床观察发现，在骨质疏松或不稳定型股骨颈骨折中，DHS 仍可能出现股骨颈短缩、退钉及应力集中等问题[12, 13]。基于 DHS 已被长期临床应用并证实其安全有效性，在此基础上，新型内固定装置在静态压缩性能和疲劳耐久性方面达到“不劣于”DHS 的水平，本身即具有重要意义。本研究中，两组在 220–2200 N 载荷条件下均可完成 1×10^6 次循环而未发生结构性失效，提示新型装置在模拟长期负重条件下具备与 DHS 相当的耐久性能，为其潜在临床应用提供了力学安全性依据。

有限元分析结果为体外生物力学试验结果提供了进一步的理论支持。在相同轴向载荷条件下，新型股骨颈骨折内固定装置与 DHS 系统的应力集中区域及位移分布模式总体一致，应力主要集中于内固定系统的关键受力部位。然而，与 DHS 相比，新型装置的最大应力、应变及整体位移水平均略低。这一现象可能与新型装置采用的三钉内锁定结构有关。该结构在固定过程中更接近股骨颈的轴向受力特点，有助于分散剪切力和旋转力，降低局部应力集中，从而改善整体力学环境[14, 15]。有限元分析中观察到的应力与位移降低趋势，与体外实验中新型装置刚度及屈服载荷略高的结果相互印证，提示其结构设计在力学上具有一定合理性。

尽管本研究结果显示新型股骨颈骨折内固定装置在体外生物力学性能方面表现良好，但仍存在一定局限性。首先，本研究采用标准化 SAWBONES 模型建立股骨颈骨折模型，虽有助于减少个体差异带来的干

扰，但仍难以完全模拟真实人体骨质条件及复杂受力环境。其次，样本量依据相关试验标准设置，能够满足体外力学评价的基本要求，但在统计学效能方面仍存在一定限制。此外，本研究主要关注装置的力学性能，尚未结合生物学因素及临床随访结果进行综合评价。

综上所述，本研究通过体外生物力学试验及有限元分析证实，新型股骨颈骨折内固定装置在静态强度、疲劳耐久性及力学响应方面与 DHS 系统总体相当，其结构设计在理论上有助于优化应力分布并提高整体稳定性。上述结果为该装置的进一步生物学研究及临床应用探索提供了可靠的力学依据。

5 结论

体外生物力学试验及有限元分析结果显示，新型股骨颈骨折内固定装置在静态强度、疲劳耐久性及力学响应方面与动力髋螺钉（DHS）系统总体相当，在相同载荷条件下表现出良好的力学稳定性，为其进一步研究和应用提供了力学依据。

参考文献

- [1] LIU P, ZHANG Y, SUN B, et al. Risk factors for femoral neck fracture in elderly population [J]. Zhong Nan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban, 2021, 46(3): 272-277.
<https://doi.org/10.11817/j.issn.1672-7347.2021.190378>
- [2] ZHANG C, FENG J, WANG S, et al. Incidence of and trends in hip fracture among adults in urban China: A nationwide retrospective cohort study [J]. PLoS Medicine, 2020, 17(8): e1003180. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1003180>
- [3] XIA W, ZHANG A, QIU B, et al. Femoral neck fracture after femoral head necrosis: A case report and review of the literature [J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2023, 24(1): 853.
<https://doi.org/10.1186/s12891-023-06992-9>
- [4] ZHOU Y, ZHANG Y, LU P, et al. An overview on the treatment strategies of non-displaced femoral neck fracture in the elderly [J]. Arthroplasty, 2022, 4(1): 8.
<https://doi.org/10.1186/s42836-022-00111-0>
- [5] SIAVASHI B, AALIREZAEI A, MOOSAVI M, et al. A comparative study between multiple cannulated screws and dynamic hip screw for fixation of femoral neck fracture in adults [J]. International Orthopaedics, 2015, 39(10): 2069-2071.
<https://doi.org/10.1007/s00264-015-2881-9>

- [6] RAMADANOV N, JÓŹWIAK K, HAUPTMANN M, et al. Cannulated screws versus dynamic hip screw versus hemiarthroplasty versus total hip arthroplasty in patients with displaced and non-displaced femoral neck fractures: A systematic review and frequentist network meta-analysis of 5703 patients [J]. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2023, 18(1): 625. <https://doi.org/10.1186/s13018-023-04114-8>
- [7] ELGEIDI A, EL NEGERY A, ABDELLATIF M S, et al. Dynamic hip screw and fibular strut graft for fixation of fresh femoral neck fracture with posterior comminution [J]. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2017, 137(10): 1363-1369. <https://doi.org/10.1007/s00402-017-2758-z>
- [8] GAO Z, WANG M, SHEN B, et al. Treatment of Pauwels type III femoral neck fracture with medial femoral neck support screw: A biomechanical and clinical study [J]. *Scientific Reports*, 2021, 11(1): 21418. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-01010-1>
- [9] CUI H, WEI W, SHAO Y, et al. Finite element analysis of fixation effect for femoral neck fracture under different fixation configurations [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2022, 25(2): 132-139. <https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1935899>
- [10] ZHU J, LI Y, ZHANG Y, et al. Clinical outcome and biomechanical analysis of dynamic hip screw combined with derotation screw in treating displaced femoral neck fractures based on different reduction qualities in young patients (≤ 65 years of age) [J]. *BioMed Research International*, 2022, 2022: 9505667. <https://doi.org/10.1155/2022/9505667>
- [11] HONG H, SHAM M, CHEN Z, et al. Comparison of dynamic hip screw with anti-rotation screw and femoral neck system internal fixation for the treatment of Garden II-IV type femoral neck fractures [J]. *Technology and Health Care*, 2024, 32(6): 4009-4017. <https://doi.org/10.3233/THC-231547>
- [12] DABIS J, ABDUL-JABAR H B, DABIS H. Implant failure in a proximal femoral fracture treated with dynamic hip screw fixation [J]. *Journal of Surgical Case Reports*, 2015, 2015(7): rjv064. <https://doi.org/10.1093/jscr/rjv064>
- [13] JIANG X, LIANG K, DU G, et al. Biomechanical evaluation of different internal fixation methods based on finite element analysis for Pauwels type III femoral neck fracture [J]. *Injury*, 2022, 53(10): 3115-3123. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2022.08.038>
- [14] RUSSELL R D, HUO M H, RODRIGUES D C, et al. Stem geometry changes initial femoral fixation stability of a revised press-fit hip prosthesis: A finite element study [J]. *Technology and Health Care*, 2016, 24(6): 865-872. <https://doi.org/10.3233/THC-161235>
- [15] SUN X, LU Y, HUANG Y, et al. Finite element analysis of six internal fixations in the treatment of Pauwels type III femoral neck fracture [J]. *Orthopaedic Surgery*, 2024, 16(6): 1514-1525. <https://doi.org/10.1111/os.14069>