

ĐÁNH GIÁ ĐỘ BỀN NÉN MỖI DỌC TRỤC ĐỈNH NỘI TUỖ X-ÔNG ĐÙI TỰ CHẾ THEO PH-ÔNG PHÁP THỬ NGHIỆM BẬC THANG

*Trần Anh Tuấn**
*Hà Phan Thắng**
*Lưu Hồng Hải***
*Mai Đức Việt***

TÓM TẮT

Mục đích nghiên cứu là đánh giá độ bền mỏi trung bình khi nén dọc trục đỉnh nội tuỷ x-ông đùi ng-ợc dòng chốt ngang theo ph-ông pháp thử nghiệm bậc thang. Kết quả lực nén mỏi trung bình của đỉnh nội tuỷ x-ông đùi ng-ợc dòng số 8,9,10 t-ông ứng là: 1380 newtons (N); 1540 N và 1730 N. Độ bền mỏi này đều lớn hơn lực tác động lên đỉnh nội tuỷ khi đóng vào x-ông đùi và t-ông đ-ông với lực tác động lên x-ông đùi ở ng-ời bình th-ờng trong một chu trình đi.

* Từ khoá: Đỉnh nội tuỷ x-ông đùi; Độ bền nén mỏi.

EVALUATION OF MEAN AXIAL LOADING COMPRESSION FATIGUE STRENGTH OF FEMORAL INTERLOCKING NAILS BY STAIRCASE METHOD

Tran Anh Tuan
Ha Phan Thang
Luu Hong Hai
Mai Duc Viet

SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate mean axial loading compression fatigue strength of the retrograde femoral interlocking nails following by the staircase method. The results showed that mean axial loading compression fatigue strength of the retrograde femoral interlocking nails diameter 8, 9, 10 mm were 1380 newtons (N); 1540 N and 1730 N. The mean fatigue strength was higher than the load on the intramedullary nail implanted in the human femur and the loads acting on the diaphysis of the femur during a normal gait cycle.

* *Axial loading compression fatigue strength; Femoral interlocking nails.*

ĐẶT VẤN ĐỀ

Gãy thân x-ông đùi là loại gãy x-ông th-ờng gặp, ph-ông pháp điều trị chủ yếu hiện nay là đóng đỉnh nội tuỷ (ĐNT) kín có chốt ngang.

Tuy nhiên, trong n-ớc ch- a sản xuất đ-ợc ĐNT, nên phải nhập ngoại, giá thành cao, nguồn cung cấp không th-ờng xuyên, không đầy đủ và đồng bộ. Để đáp ứng yêu cầu điều trị, các phẫu thuật viên phải sử dụng lại

* *Bệnh viện 354*

** *Bệnh viện TWQĐ*

Phán biện khoa học: PGS. TS. Nguyễn Tiến Bình

đỉnh hoặc gia công một số chi tiết khác trên đỉnh nh- khoan lỗ trên đỉnh Kÿntscher để tạo thành đỉnh có chốt... dẫn đến cong, gãy đỉnh, can lệch, khớp giả...

Tại Viện Chấn th-ơng Chính hình, Bệnh viện TWQĐ 108 đã nghiên cứu chế tạo các loại ĐNT từ thép K92 để điều trị gãy thân x-ơng dài. Quá trình nghiên cứu chế tạo

ĐNT phải tuân thủ theo một quy trình chặt chẽ từ kiểm tra vật liệu, xây dựng bản vẽ thiết kế và công nghệ chế tạo. Tr-ớc khi ứng dụng lâm sàng, ĐNT đ-ợc thử nghiệm cơ tính theo các tiêu chuẩn quốc tế. Do đó chúng tôi thực hiện đề tài nhằm mục tiêu đánh giá độ bền nén mỗi dọc trục của ĐNT x-ơng đùi ng-ợc dòng chế tạo từ thép K92.

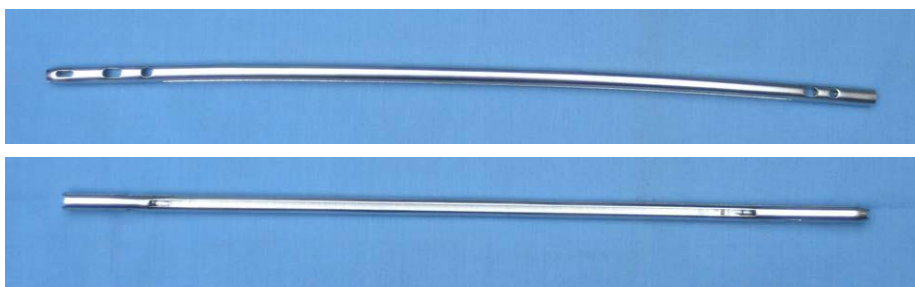
VẬT LIỆU VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

1. Vật liệu nghiên cứu.

* ĐNT x-ơng đùi ng-ợc dòng và vít chốt ngang đ-ợc chế tạo từ thép K92 tại Viện Công nghệ, Tổng cục Công nghiệp Quốc phòng.

* Đặc tr-ợng kỹ thuật của đỉnh, vít:

- ĐNT có đ-ờng kính 8, 9, 10 mm; chiều dài t-ơng ứng 400, 410, 420 mm.
- Độ lệch tiết diện ngang của ĐNT trong suốt chiều dài chuẩn: $\pm 0,25 \text{ mm}^2$.
- Độ lệch so với kích th-ớc danh định (ghi khắc)): $\pm 0,02 \text{ mm}$.
- Vít chốt ngang có đ-ờng kính 4,5 mm; chiều dài 45 mm.



Hình 1: ĐNT x-ơng đùi ng-ợc dòng.



Hình 2: Vít chốt ngang.

2. Phương pháp nghiên cứu.

* Cách lấy mẫu đinh, vít: 45 đinh và 180 vít chốt ngang được lấy ngẫu nhiên trong cả lô đinh, vít. Đánh số đinh số 8 từ 112 đến 126; đinh số 9 đánh số từ 127 đến 141; đinh số 10 đánh số từ 142 đến 156.

* Thử nghiệm độ bền nén mỗi của ĐNT theo phương pháp thử nghiệm bậc thang của Collins J.A. (1981) [3] và Brumback R.J. (1999) [2]:

+ Chuẩn bị mẫu thử: đầu kẹp trung tâm và ngoại vi là ống nhựa polyvinyl chloride dài 64 mm, đường kính 32 mm. Mỗi đầu bắt 2 vít chốt ngang. Trong ống nhựa đổ đầy silicone dẻo để luôn giữ đinh ở vị trí trung tâm, không làm ảnh hưởng đến kết quả thử nghiệm.

+ Điều kiện thử nghiệm: nhiệt độ 25°C; độ ẩm 70%RH.

+ Chế độ thử: số chu trình thử: 500 000; b-ức lực: 222 N; tần số: 4 Hz.

+ Thực hiện trên máy H10K-S/05 (Hounsfield Tets Equipment Ltd.) tại Cục Tiêu chuẩn Đo lường Chất lượng Quân đội, Tổng cục Kỹ thuật.

- Lực: max: 10000 N; độ phân giải: 0,1 N; tốc độ: từ 0,001 đến 1000 mm/phút; dịch chuyển: từ 0 đến 700 mm, độ phân giải: 0,001 mm.

* Các chỉ tiêu nghiên cứu: xác định độ bền nén mỗi, độ lệch chuẩn, độ tin cậy, vẽ biểu đồ xác định độ bền nén mỗi trung bình, mô tả dạng phá huỷ của đinh, vít.

* Kỹ thuật thống kê xác định độ bền nén mỗi dọc trục ĐNT tiến hành theo phương pháp của Collins, J. A.[3].

KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU

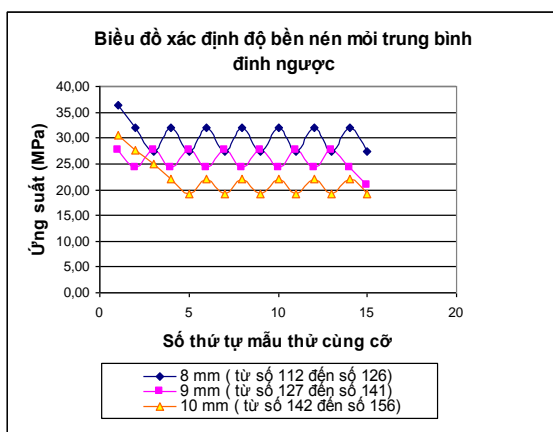
1. Kết quả thử nén mỗi dọc trục ĐNT phương dùi ngợc dòng.

Với độ tin cậy 95%, lực nén mỗi trung bình của đinh số 8: 1380 ± 62 N; đinh số 9: 1540 ± 69 N và đinh số 10: 1730 ± 77 N.

2. Dạng phá huỷ, vị trí phá huỷ.

- Đinh số 8: toàn bộ 15 mẫu gãy ngang lỗ vít trên cùng ở đầu d-ới.
- Đinh số 9: gãy vít và gãy đinh ở vị trí giữa (09 mẫu), gãy ngang lỗ vít trên cùng đầu d-ới (06 mẫu).
- Đinh số 10: toàn bộ 15 mẫu gãy vít.

3. Biểu đồ xác định độ bền nén mỗi trung bình.



Biểu đồ 1: Biểu đồ xác định độ bền nén mỗi trung bình.

BÀN LUẬN

1. Độ bền khi nén mỗi dọc trục đỉnh x-ơng đùi xuôi và ngược dòng.

Trong điều trị gãy thân x-ơng đùi bằng ĐNT chốt ngang cả 2 đầu, ĐNT có chức năng cố định vững ở gãy, giữ cho x-ơng thẳng trục tạo điều kiện cho quá trình liền x-ơng diễn ra thuận lợi. Các lực tác động lên ĐNT (lực uốn, lực nén, lực xoắn) lặp đi lặp lại tác động lên đỉnh là nguyên nhân chính gây gãy mỗi đỉnh, do đó đỉnh phải chịu đ-ợc các lực này [5, 7].

Kết quả thử nghiệm cho thấy, độ bền nén mỗi trung bình của ĐNT x-ơng đùi ngược dòng số 8 là 1380 ± 62 N, xấp xỉ bằng 2 lần trọng l-ợng cơ thể của ng-ời nặng 70 kg (t-ơng đ-ơng 700 N), của đỉnh số 9 là 1540 ± 69 N và số 10 là 1730 ± 77 N, lớn hơn 2 lần trọng l-ợng cơ thể.

Với mục đích thử nghiệm khả năng, độ an toàn và hiệu quả chịu tải trọng ngay sau điều trị gãy thân x-ơng đùi bằng ĐNT chốt ngang, Brumback R.J. [2] đã thử nghiệm độ bền nén mỗi dọc trục của 11 loại ĐNT chốt ngang ở 500.000 chu trình lực theo ph-ơng pháp thử nghiệm bậc thang cho thấy: đỉnh Russell-Taylor 12 mm, đỉnh Zimmer 12 mm có độ bền mỗi ở 500.000, chu trình lực là 2171 ± 107 N và 2113 ± 58 N, cao hơn các loại đỉnh khác. Đỉnh Alta (howmedica) 12 mm, đỉnh Zimmer 12 mm với 1 vít chốt chéo 5.5 mm ở đầu trung tâm và một vít chốt 5.5 mm đầu ngoại vi là 1721 ± 44 N và 1699 ± 71 N. Đỉnh Synthes 12 mm (1446 ± 53 N), đỉnh Alta (howmedica) 10 mm (1370 ± 53 N), đỉnh Synthes 10 mm có độ bền thấp nhất (970 ± 53 N). Trong phần thử nghiệm lâm sàng tác giả đã sử dụng đỉnh Russell-Taylor 12 mm điều trị cho 38 BN có trọng l-ợng trung bình 81 kg, bị gãy phức tạp thân x-ơng đùi. Kết quả cho thấy tất cả các ổ gãy đều liền x-ơng, không có tr-ờng hợp nào bị gãy hoặc biến dạng đỉnh và vít. Tác giả cho rằng tỳ nén sau phẫu thuật cố định ở gãy phức tạp thân x-ơng đùi bằng đỉnh Russell-Taylor 12 mm, đỉnh Zimmer 12 mm có thể an

toàn cho những BN nặng 75 kg. Tỳ nén sớm ngay sau phẫu thuật cũng có thể an toàn với các loại đinh khác tùy thuộc vào trọng lượng BN, mức độ đi bộ sau phẫu thuật và thiết kế đinh.

Schandelmaier P. thử nghiệm nén tĩnh theo trục x-ống đùi và cả cấu trúc đinh x-ống sau khi đã cắt đi một đoạn 10 mm ở giữa để mô phỏng ổ gãy x-ống của 5 loại đinh AO với các đường kính, chất liệu và vít chốt khác nhau, thấy lực nén tĩnh theo trục của các loại đinh này chỉ bằng 41 - 65% lực nén dọc trục x-ống đùi (3729 N). Các nghiên cứu khác cho thấy lực nén tĩnh của cả cấu trúc đinh x-ống t-ống đ-ống 100% - 400% trọng lượng cơ thể [7].

Độ bền khi nén mỗi dọc trục ĐNT x-ống đùi ng-ợc dòng trong nghiên cứu này t-ống đ-ống với độ bền của đinh Alta, đinh Synthes và nhỏ hơn độ bền của đinh Russell-Taylor, đinh Zimmer trong nghiên cứu của Brumback R.J. [2] ($p = 0,05$).

Trong một chu trình đi bình thường, lực tác động lên khớp háng thay đổi từ 1 đến 4 lần trọng lượng cơ thể [2, 4]. Do ảnh hưởng của sự co cơ, lực tác động lên x-ống đùi nhỏ hơn lực tác động lên khớp háng. Lực lớn nhất tác động lên đoạn giữa thân x-ống đùi bằng khoảng 2 lần trọng lượng cơ thể [4]. Lực nén theo trục ở thân x-ống đùi từ 1467 N - 1718 N [10]. Tuy nhiên, lực nén ép theo trục cũng phụ thuộc vào nhiều yếu tố khác như thể trọng, mức độ vận động của BN, mức độ phức tạp của ổ gãy, sự tiếp xúc giữa đinh và x-ống, mức độ phù hợp độ cong giữa đinh và xương... [1].

Michel M.C., Schneider E. đã sử dụng ĐNT chốt ngang có tiết diện tròn, kính đường kính 16 mm, dài 400 mm, đường gấn các dụng cụ đo lực vào bên trong đinh để điều trị cho 1 BN nam 33 tuổi nặng 73 kg bị gãy phức tạp thân x-ống đùi bên trái. Tiến hành đo lực và mô men trong các tuần sau phẫu thuật ở các thể khác nhau. Các tác giả nhận thấy, lực tác động lên đinh ban đầu lớn hơn 23% so với trọng lượng tác động lên chi thể khi đo ở bên ngoài (250 N), những lực này giảm dần cùng với quá trình liền x-ống tại ổ gãy và giảm còn một nửa ở thời điểm x-ống đã liền chắc. Lực tác động lên đinh theo trục đinh ở thể đứng bằng hai chân trong 7 tuần đầu sau phẫu thuật là $300,6 \pm 26,7$ N, sau 12 tuần giảm xuống còn $205,0 \pm 40,5$ N.

Kết quả thử nghiệm của chúng tôi cho thấy độ bền nén mỗi dọc trục đinh theo phương pháp thử nghiệm bậc thang đều lớn hơn các giá trị lực tác động lên ĐNT đường đo trực tiếp trên đinh và t-ống đ-ống với lực tác động lên x-ống đùi ở người bình thường trong một chu trình đi.

2. Mô hình và phương pháp thử nghiệm.

Mô hình thí nghiệm mô phỏng cho những trường hợp gãy phức tạp cả một đoạn thân x-ống đùi đường đ-ống đóng ĐNT có chốt ngang cả 2 đầu (chốt tĩnh). Trong trường hợp này, độ dài hoạt động của ĐNT đường tính từ lỗ vít chốt ngang ở đầu trung tâm đến lỗ vít chốt ngang đầu

ngoại vi, toàn bộ lực nén theo trục của đỉnh đ-ợc chuyển từ đầu trung tâm qua vít chốt ngang xuống đỉnh và xuống đoạn ngoại vi của x-ơng đùi.

Xác định độ bền mỗi trung bình bằng ph-ơng pháp thử nghiệm bậc thang là một ph-ơng pháp hữu dụng, đáng tin cậy, tốn ít mẫu thử và tiết kiệm đ-ợc thời gian [3]. 500.000 chu trình lực là một giới hạn đ-ợc nhiều tác giả áp dụng để xác định độ bền mỗi của ĐNT [2, 6]. Giới hạn 500.000 chu trình lực thử nghiệm dựa trên mức hoạt động sinh lý bình th-ờng của chi d-ới ở ng-ời tr-ởng thành, trung bình đi bộ 8 km/ngày (5000 - 7000 chu trình tác động lực), 7 ngày trong 1 tuần (50.000 chu trình), bắt đầu ngay sau khi phẫu thuật và kéo dài tới 10 tuần là khoảng thời gian cần thiết để ổ gãy x-ơng có can x-ơng [2]. Trong thực tế hiếm khi BN có mức hoạt động này ngay sau phẫu thuật.

Tuy nhiên, độ bền nén mỗi dọc trục ĐNT trong nghiên cứu này ch- a phải là điều kiện để đảm bảo chắc chắn cho lâm sàng. Thử nghiệm này thực hiện độc lập, ch- a có sự kết hợp đồng thời của các lực uốn, xoắn do đó ch- a đánh giá đ-ợc ảnh h-ởng đồng thời của các lực này tới độ bền của đỉnh và vít. Hơn nữa, thử nghiệm thực hiện ngoài cơ thể, sự tác động của môi tr-ờng bên trong cơ thể tới độ bền, độ vững chắc của đỉnh cũng ch- a đánh giá đ-ợc hết. Do đó, cần tiếp tục nghiên cứu thử nghiệm trên lâm sàng để đánh giá toàn diện độ bền của đỉnh.

KẾT LUẬN

Lực nén mỗi trung bình dọc trục đỉnh nội tuỷ x-ơng đùi ng-ợc dòng số 8, 9, 10 t-ơng ứng là: 1380, 1540 và 1730 N, t-ơng đ-ợng 2 lần trọng l-ợng cơ thể ng-ời nặng 70kg, lớn hơn giá trị lực tác động lên ĐNT đ-ợc đo trực tiếp trên đỉnh và t-ơng đ-ợng với lực tác động lên x-ơng đùi ở ng-ời bình th-ờng trong một chu trình đi.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. *Browner B.D. General principles. Skeletal trauma: Basic science, management, and reconstruction. Third Edition. Saunders, An Imprint of Elsevier Science, 2003, pp. 1 - 682.*
2. *Brumback R.J. et al. Immediate weight – bearing after treatment of a comminuted fracture of the femoral shaft with a statically locked intramedullary nail. J. Bone & Joint Surg. Am. 1999, 81: 1538 - 1544.*
3. *Collins, J. A. Staircase or up-and-down method. Failure of materials in mechanical design: analysis, prediction, prevention, New York, John Wiley and Sons, 1981, pp. 639 - 674.*
4. *Duda N.G.; Schneider E. and Chao E.Y.S. Internal forces and moments in the femur during walking. J. Biomechanics; 1997, Vol. 30, No. 9: 933-941.*

5. *Eveleigh R.J.* A review of biomechanical studies of intramedullary nails. *Med. Eng. Phys.*, 1995, Vol. 5, pp. 323 - 331.
6. *Gaebler C. et al.* A new modular testing system for biomechanical evaluation of tibial intramedullary fixation devices. *Injury, int. care Injured* 32 (2001), pp. 708 - 712.
7. *Johnson K.D.* Femoral Shaft Fractures. *Skeletal trauma: fractures dislocation ligamentous injuries*. 3rd, Ed. Philadelphia P.A. WB Saunders Co., 1992, pp. 1525 - 1641.
8. *Matthew R.B.; Frederick J.K.; Kenneth J.K.; Kenneth A.E.* Intramedullary nailing of the lower extremity biomechanics and biology. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* 2007; 15, pp. 97 - 106.
9. *Nusret K. et al.* Setscrew distal locking for intramedullary nails: A biomechanical Study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, Volume 14 (6), August 2000, pp. 414 - 419.
10. *Schandelmaier P. et al.* Biomechanics of femoral interlocking nails. *Injury, int. 2000, care Injured* 31, pp. 437 - 443.