

## (Original Articles)

**Fixation Comparison Technique the Pubic Ramus Screw Fixation and Titanium Elastic Nail Versus Standard Plating in Cadaveric Study***Narucha Chaishotiranant MD.**Department of Orthopaedic Surgery, Bhumibol Adulyadej Hospital**Correspondence to : naroop@gmail.com*

**Objective :** To study biomechanic effect of pubic ramus fracture fixation. the biomechanical evaluation compared standard plating technique, retrograde intramedullary screw and titanium elastic nail osteosynthesis in human cadaveric by considering mechanical axial load to failure.

**Material and methods :** Eighteen each hemi-pelvis specimens dissect for study. 3 Group of material fixation. Mean age of 70 yrs were harvested. An APC-II unstable pelvic injury hemi pelvis. Group A Hemi-pelvis fixation anterior 10 hole 3.5 mm. reconstruction plate with four 3.5 mm. cortical screws. Group B. disruption as APC-II but fixation with 6.5 mm. retrograde medullary screw 90 mm. long. Group C. disruption APC-II but fix with 4 mm. diameter titanium elastic nail. The specimens originated without skeletal disease. Fixation platform test setup for biomechanic testing with anterior and posterior marker attached for optical vertical loading direction through the acetabulum.

**Results :** General information of cadaveric from each group result showed plate fixation decrease pubic ramus slightly better than retrograde intramedullary fixation but significant if compare with titanium elastic nail. ( $P < 0.05$ ) When compare disruption between retrograde medullary screws and titanium elastic nail.

Axial load compression to failure (newton) of different type fixation anteroposterior compression type II hemi-pelvis. Disrupted pelvis fixed with 4.0 mm. diameter titanium elastic nail, Disrupted pelvis fixed with 6.5 mm. diameter retrograde intramedullary screws 90 mm. long, Disrupted pelvis fixed with contoured 3.5 mm. 10 hole low profile reconstruction plate to superior pubic rami. Statistical significance  $P < 0.05$  standard plating strongest resisted cyclic load. Failure mode in group A plating the specimen exclusively failed by plate bending, group B, C failure mode was characterized by screw cutting through the cancellous or blend intramedullary.

**Conclusion :** This study show the stabilization for pubic ramus fracture with standard plating (3.5 mm. contour low profile reconstruction plate) was still strongest of choice fixation in biomechanic testing for pelvic injury type anteroposterior pubic rami fracture. Provide anterior pelvic stability superior comparable to other fixation type While alternative fixation such as retrograde intramedullary screw, Titanium elastic nail could be placed intramedullary for fixation after reduction. But still not having enough strength for resisted cyclic load or torsion. However, the extensive soft tissue dissection required for plating must be considered in contrast to the minimally invasive intramedullary fixation.

**Keywords :** *Pubic ramus fracture-fracture fixation-standard plating-retrograde intramedullary screw-titanium elastic nail fixation-Biomechanics.*

(นิพนธ์ต้นฉบับ)

## การศึกษาการยึดตรึงกระดูกเชิงกรานของร่างอาจารย์ใหญ่ เพื่อหาข้อเปรียบเทียบถึงจุดสมดุลและเสถียรภาพของการใช้โลหะยึดตามชนิดต่าง ๆ

นฤชา ชัยโชติธรรณัท พบ.

กองออร์โธปิดิกส์ รพ.ภูมิพลอดุลยเดช พอ.

**วัตถุประสงค์ :** เพื่อประเมินและพิจารณาเลือกใช้วัสดุโลหะยึดตรึงมาประกอบกระดูกเชิงกรานแตกหักส่วนหน้า

**ผู้ป่วยและวิธีการ :** 9 เชิงกรานจากร่างอาจารย์ใหญ่ได้ผ่าเพื่อแบ่งครึ่งเป็น 2 ส่วนต่อ 1 ร่าง นำโครงร่างกระดูกใช้ประกอบการยึดตรึงด้วยวัสดุตามโลหะชนิดต่าง ๆ โดยการผ่าตัดใช้หลักการผ่าตัดที่เป็นมาตรฐานในการรักษาการแตกหักของกระดูกเชิงกราน แบ่งครึ่งของเชิงกรานซ้ายและขวา แบ่งรูปแบบการยึดตรึงออกเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มที่ 1 ยึดตรึงด้วย 3.5 mm. standard low profile reconstruction plate กลุ่มที่ 2 ยึดตรึงด้วย 6.5 mm. diameter intramedullary screw กลุ่มที่ 3 ยึดตรึงด้วย 4 mm. diameter titanium elastic nail การใช้วัสดุตามโลหะมีการตรวจสอบ alignment under fluoroscopy การ maintain pelvis and control rotation 70 องศา บนเบาะจับที่จัดท่าขึ้นสอดรับกับเครื่องศึกษาชีวกลศาสตร์ หลังจากนั้นจึงใช้น้ำหนักเพื่อ loading กระทำต่อ pelvis part ในตำแหน่ง acetabulum หรือเบ้าสะโพกในท่า standing position ที่อิงตามหลักชีวกลศาสตร์การลงน้ำหนักของร่างกายมนุษย์ปกติ น้ำหนักที่เริ่มกดจะปรับเริ่มต้นจากค่าน้ำหนักเป็น axial loading จนกว่า fixation osteosynthesis failure แล้วใช้ค่าที่ได้จากรอยแยกหรือความคลาดเคลื่อนจากน้ำหนักที่กระทำมาคำนวณค่าทางเชิงสถิติใช้เครื่องมือวัดแรงอัดและทดสอบแรงดึง

**ผลการศึกษา :** ผลค่าความคลาดเคลื่อนและทนทานต่อแรงกดของ standard plating มีค่ามากที่สุดและมีค่าความแตกต่างเชิงสถิติอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเทียบกับ titanium elastic nail (standard plating group/titanium elastic nail)  $P = 0.013$  ซึ่งทนทานต่อแรงกดมากที่สุดและความโค้งงอหรือเสียสมดุลมีรอยคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด ในส่วนของการศึกษาเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์ของ standard plating กับ intramedullary screw ครั้งนี้ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ  $P = 0.324$  เมื่อพิจารณาถึงประสิทธิภาพและความคงทนต่อแรงกดระยะยาวพบว่า การยึดตรึงด้วย standard plating ยังมีค่าความคงทนทางชีวกลศาสตร์ที่สูงกว่าวัสดุตามโลหะชนิดอื่น ๆ

**สรุป :** จากการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของการยึดตรึงการแตกหักของกระดูกเชิงกรานส่วนหน้าด้วยการใช้แผ่นตามโลหะมาตรฐาน มีความแข็งแรงทนทานต่อแรงกดมากที่สุด แรงกดในช่วง 4717.3388-5349.3279 ค่าเฉลี่ย (5033.3333) นิวตัน และระยะรอยเคลื่อนหลังได้รับแรงกดน้อยที่สุดอยู่ในช่วง 5.4250-6.5777 ค่าเฉลี่ย (5.9983) mm. เป็นวัสดุตามที่พิจารณาเลือกใช้ในปัจจุบันให้ผลเชิงสถิติอย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตามการผ่าตัดมีความจำเป็นที่ต้องเปิดบาดแผลที่ใหญ่ก่อให้เกิดการบาดเจ็บต่อเนื้อเยื่อบริเวณอุ้งเชิงกรานมาก การผ่าตัดโดยการเปิดปากแผลและใช้วัสดุตามขนาดเล็กสามารถทำได้ แต่ต้องอาศัยความชำนาญ ความต่างในเรื่องของความทนทานของวัสดุ รวมไปถึงเทคนิคการผ่าตัดและวัสดุตามแบบใหม่อาจเป็นทางเลือกประยุกต์ในการผ่าตัดตามความเหมาะสม และทำการศึกษาต่อไปอนาคต

## Introduction

Fracture of pelvis commonly occur in high energy trauma due to traffic accident. In general the biomechanics of pelvic instability and alterations in fracture situation are not yet thoroughly understood because complex geometry and structure. The fixation pubic ramus help to restore the loading with more balanced stress distribution. The strong periosteum, ligament and muscle envelope will typically provide adequate stability and allow healing. Classical surgical stabilization is indicated in case severe displacement and unstable pattern, transpubic fracture stability of anterior pelvic ring and secondary such as pubic spike. Additional fixation of anterior pubic ramus has also proved beneficial in rotationally unstable injury and failed conservative. Plating or alternative percutaneous ante-retrograde intramedullary fixation are possible fixation technique.

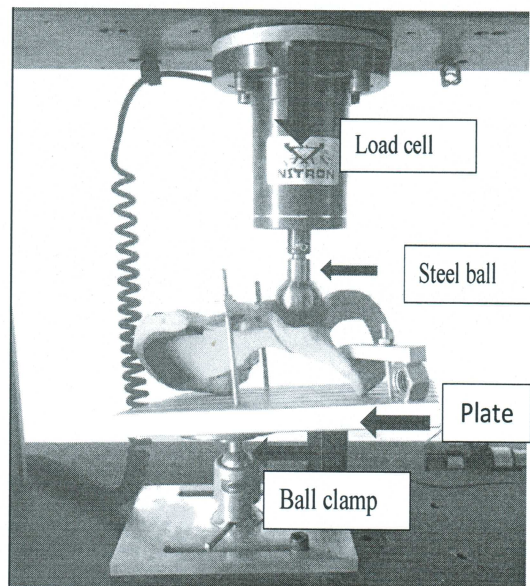
## Materials and Methods

Eighteen hemi-pelvis from cadaver donors aged 70.2 years on average (range 56-91 years). The specimens were stripped of all soft tissue. A vertical osteotomy of superior pubic ramus was created in zone II according to Nakatani by using standard oscillating 1 mm. saw blade. 4 cm. from pubic symphysis. To exclusively test the superior pubic ramus osteosynthesis. The hemi-pelvis of each donors were randomly assigned in three group (Group 1) plating, 3.5 mm. 10 hole low profile reconstruction plate with 4 cortical screws. (Group 2) screws intramedullary 6.5 mm. diameter retrograde screw partially threaded 90 mm. (Group 3) TEN 4 mm. diameter titanium elastic nail. For drill guided 2.7 mm. were inserted prior screw insertion, starting from pubic tubercle and avoid the acetabulum by checked under fluoroscope like intramedullary screw technique, For plating instrument, the plate was positioned on the superior surface of pubic ramus after pre-shape to fit to the curvature and secured with cortical screws. Alignment was checked under fluoroscope.

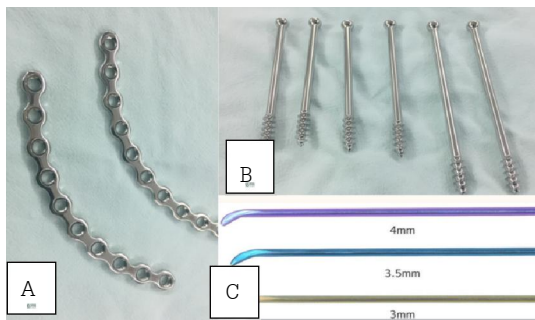
## Biomechanical testing

Biomechanical testing was performed on a load cell. The set up with a specimen mounted for mechanical test As **Fig 1**. Each specimen was aligned and tested in a stimulated headstand position. The iliac embedding was fixed to an aluminium plate and lock x-y clamp. The aluminium plate was attached to a ball joint that was locked at an inclination 70 degree cranially, simulating the same hip loading angle as measured in vivo.

The locked ball joint was connected to the biomechanic machine base via XY-table to compensate for horizontal movements during biomechanic testing. Axial compression along machine axis was applied to acetabulum via a stainless steel ball of 30 mm. radius. For the purpose, acetabulum hemispherical cavity was created to transmit the load. Cyclic compression loading was applied starting at 100N, was progressively increase peak load aims to achieve construct failure with different bone fixation. **Fig 2**.



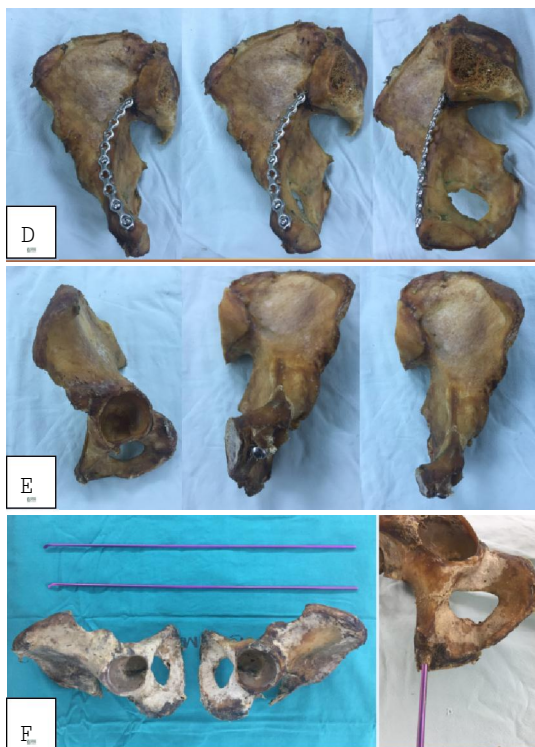
**Fig 1. Test setup with specimen mounted for biomechanical testing. Vertical arrow denotes loading direction.**



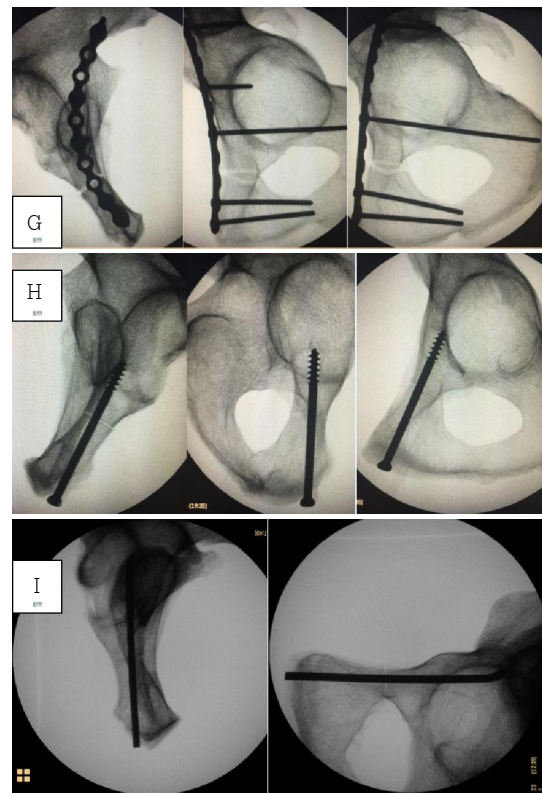
**Fig 2. Instrument fixation A. stadard plating 3.5 mm. 10 Hole low profile reconstruction plate. B. Intramedullary 6.5 mm. diameter screw C. 4 mm. diameter titanium elastic nail.**



**Fig 3. universal testing machine/shearing/tensile/compression 5960 series)**



**Fig 4. After osteosynthesis by D. plating, E. intramedullary screw F. Titanium elastic nail.**



**Fig 5. Alignment under-fluoroscope G.plating, H. intramedullary screw, I. Titanium elastic nail.**

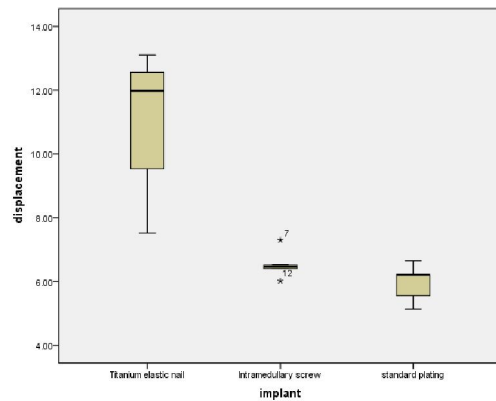
## Result

Machine data in terms of axial displacement (mm.) and axial loading (N) were acquired at rate 128 HZ. Maximum load to failure and gap displacement at the time was calculated.

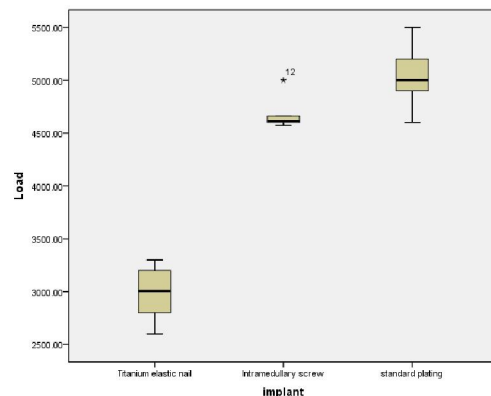
Axial load compression to failure (newton) of different type fixation anteroposterior compression type II hemi-pelvis. Disrupted pelvis fixed with contoured 3.5 mm. 10 hole low profile reconstruction plate to superior pubic rami. Disrupted pelvis fixed with 6.5 mm. diameter retrograde intramedullary screws 90 mm. long, Disrupted pelvis fixed with 4.0 mm diameter titanium elastic nail, Statistical significance  $P < 0.05$  standard plating strongest resisted cyclic load. Failure mode in group A plating the specimen exclusively failed by plate bending, group B, C failure mode was characterized by screw cutting through the cancellous or blend intramedullary



Each one of the total displacements was found significantly displace higher in group 3,  $P < 0.05$  (0.013) and number of cycle to failure in Group 2 minimal higher than group 1 but not significantly  $P = 0.324$



**Fig 6.** Diagram representing the values for inter-fragmentary gap displacement after maximum load to failure.



**Fig 7.** Biomechanical load to failure in any implant.

**Table 1** Parameter of interest total displacement and gap angle in 3 study group in mean value.

Implant	Gap displacement (mm)	Cyclic load to failure (N)
Titanium elastic nail	8.8638-13.3629 mean (11.1133)	2707.2481-3263.7519 (2785.5000)
Intramedullary screw	6.0892-6.9780 mean (6.5300)	4507.4219-4845.5781 (4676.5000)
Standard plating	5.4250-6.5777 mean (5.9983)	4717.3388-5349.3279 (5033.3333)

## Discussion

The present study biomechanic compared the fixation with 3.5 mm. low profile reconstruction plate versus retrograde intramedullary screws



**Fig 8.** Osteosynthesis translate after load



**Fig 9.** Plate bending and translate after load

versus titanium elastic nail in human cadaveric study.

Aim purpose at anterior ring fixation in superior pubic ramus model part. A clear biomechanic advantage of plating technique was observed compared to use

of intramedullary fixation screw or titanium elastic nail. Loading configuration interm of cyclic loading capacity, despite the fact we belived both fixation methods revealed comparable initial construct stiffness, To our knowledge, this is first biomechanic study in 3 group compare in new assessing the fixation stability of superior pubic ramus using titanium elastic nail.

The current study initial fixation strength in each fixation seem to be similar, regardless whether a plate or screw or titanium elastic nail were used for compared. However under progressive cyclic loading significant difference in stability appear, with screws fixation and titanium elastic nail being less reliable than plating.

The failure mode after fixation show in showed destruction cancellous bone caused by screw cut through, plate bending or intramedullary bending. In contrast to the plate that showed bending Fig 8, 9. Base on knowledge intramedullary fixation must be rigid through the cancellous part under shearing stress, but need technical demand. Plate and screw and titanium elastic nail osteosynthesis provided similar initial stiffness but already significant difference in total fracture displacement and the gap angle significant after 2,000 newton Load. In further study new technical or implant selection may be consider. Althrough fixation of anterior pelvic ring provides considerable and rapid pain relief, complication after large exposure from plating and blood loss and retrograde screw cut through in main structure organ still remain consider base on patient status, fracture configuration, bone quality and technical skill. Limitation of the study are similar main all cadaveric studies, A limit of number of specimens were used. In addition, specimens preserved with the method dissecting. The real biomechanical an

ideal setting, neglecting clinical particularities, such as muscle cover, soft tissue interference result construct stiffness after fixation.

## Conclusion

This study show the stabilization for pubic ramus fracture with standard plating (3.5 mm. contour low profile reconstruction plate) was still strongest of choice fixation in biomechanic testing for pelvic injury type anteroposterior pubic rami fracture. Provide anterior pelvic stability superior comparable to other fixation type While alternative fixation such as retrograde intramedullary screw, Titanium elastic nail could be placed intramedullary for fixation after reduction. But still not having enough strength for resisted cyclic load or torsion. However, the extensive soft tissue dissection required for plating must be considered in contrast to the minimally invasive intramedullary fixation. Further studies and development of invivo technique and materials are an interesting issue.

## References

1. Peter T. Simonian, M. L. Chip Routt, Jr., Richard M. et al. Internal fixation of unstable Anterior pelvic Ring: A Biomechanical comparison of standard plating Techniques and the Retrograde Medullary superior Pubic Ramus Screw 1994.
2. Jianyin Lei, Yue Zhang, Guiying Wu. The Influence of Pelvic Ramus Fracture on the Stability of Fixed Pelvic Complex Fracture 2015, Article ID 790575.
3. Justin A. Krajca, Hyunchul Kim, Jason W. Nascone. et al. Biomechanical Analysis of Retrograde Superior Pubic Ramus Screw vs External Fixation in an Unstable Pelvis Fracture.

4. Starr AJ, Nakatani T, Reinert CM, Superior pubic ramus fractures fixed with percutaneous screws: what predicts fixation failure? February 1, 2008; 22(2):81-7.
5. Jasper W., Michel P.J., VondenBekerom. et al. Preliminary result of cannulated screw fixation for isolated pubic ramus fracture May 1; 2012; 7:87-91.
6. Daniel Balbachvsky, Joao Carlos Belloti, Daniel GoncalvesDoca, et al. Treatment of pelvic fractures –a national survey. 2014; s46-s51.
7. A.Papathanasopoulos, C.Tzioupis, V.p.Giannoudis, et al. Biomechanical aspects of pelvic ring reconstruction techniques: Evidence today. October 1, 2010; 1220-7.
8. Damien P, Byrne, Kevin J. Mulhall et al. Anatomy & Biomechanics of the Hip. Open sports medicine Journal, 2010; 45:1-57.
9. Nobuhiro Kaku, Hiroshi Tsumura, Hirofumi Taira, et al. Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus deuto pelvic inclination after hip joint surgery using a three dimensional finite element model. J Ortho P Sci (2004) 9: 264-9.
10. James, Min-Leong, Andrew Bucknill. Fracture of the pelvic ring, November 17, 2013.
11. Routt ML Jr, Simonian PT, Grujic L. The retrograde medullary superior pubic ramus screw for the treatment of anterior pelvic ring disruption. Journal of orthopedic trauma February 1995(1):35-44.
12. John W., Kamynz, MD. Percutaneous repair of nonunion using a metallic stent scaffold and cement osteoplasty. 2010; 21:1313-6.
13. P.V.Giannoudis, C. C. Tzioupis, H.-C. pape, C.S. Roberts. Percutaneous fixation of the pelvic ring. The bone and joint journal February 23; 2007.
14. T.suzuki, K. soma, M. shindo. Anatomic study for pubic medullary screw insertion. The Journal of orthopedics trauma and surgery 2008; 16(3):321-5.
15. Daniel Steinitz, Pierre Guy, Edward J. Harvey. All superior pubic ramus fractures are not created equal. Canadian journal of surgery December 4, 2004; 47(6):422-5.
16. Yves P. Acklin, Ivan Zderic, Jan Buschbaum, Biomechanical comparison of plate and screw fixation in anterior pelvic ring fractures with low bone mineral density. Ao research institute Davos April 13; 2016.