

การเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์ของโครงแบบ DCCS และ CFIX ของสกรูในการยึดคอของกระดูกต้นขาเทียมที่หัก

ณพัชร ณ ตะกั่วทุ่ง¹, ชานนท์ ชัยวิเศษ¹

รับบทความ: 17 มีนาคม 2564 ปรับแก้บทความ: 20 เมษายน 2564 ตอรับตีพิมพ์: 24 มิถุนายน 2564

บทคัดย่อ

บทนำ: การหักของส่วนคอของกระดูกต้นขาเป็นปัญหาที่พบได้บ่อยในเวชปฏิบัติ อุปกรณ์ที่นิยมใช้ในการยึดตรึงกระดูกนั้นได้แก่ การยิงสกรู ในส่วนลักษณะการหักการแบ่งประเภทของ Pauwel นั้นจะแบ่งตามมุมของรอยหักที่คอของกระดูกต้นขาเทียบกับแนวราบ ซึ่งใน ประเภท 3 นั้น แรงกดอัด (compressive) จะน้อยลง ส่วนแรงเฉือน และแรง varus จะมากขึ้น ทำให้ยังมียูมยิ่งมามาก รอยหักก็ยังไม่มั่นคงมากขึ้นเท่านั้น นำไปสู่ภาวะแทรกซ้อนที่มากขึ้นของรอยหักเหล่านั้น ได้เคยมีการศึกษาตำแหน่งและทิศทางที่เหมาะสมในการวาง สกรู โดยได้ศึกษาการวางสกรู สองและสามตัว ในทิศทางต่างๆ ซึ่งล้วนแต่จะได้ผลที่แตกต่างกันออกไป แต่ยังขาดการพิสูจน์ที่เด่นชัดของการยิงสกรูแบบขนาน ซึ่งในความเป็นจริงนั้นจะเห็นได้ว่าหลักการยิงสกรูที่ยอมรับกันนั้นไม่ได้ให้ความแข็งแรงที่เหมาะสม ซึ่งจะนำไปสู่ภาวะแทรกซ้อนต่อไป

วัตถุประสงค์: การศึกษานี้ คือการศึกษาชีวกลศาสตร์เกี่ยวกับการยึดตรึงคอของกระดูกต้นขาที่หักแบบ Pauwel 3 แบบได้แก่ โครงแบบสามเหลี่ยมหัวคว่ำทั่วไปที่มีสกรูรับขึ้นกระดูกไกลบริเวณ calcar เพียง 1 แนว (CFIX), และโครงแบบใหม่ที่รองรับขึ้นกระดูกไกลบริเวณ calcar 2 แนว (DCCS) ซึ่งหากแข็งแรงเพียงพอก็จะนำมาใช้เป็นอีกหนึ่งตัวเลือกที่รบกวนเนื้อเยื่อเกี่ยวพันและสูญเสียเนื้อกระดูกในขณะผ่าตัดน้อย

วัสดุและวิธีการ: การวิจัยเชิงทดลองของกระดูกต้นขาเทียมจากบริษัทเครื่องมือทางการแพทย์ที่ได้รับการรับรองความเท่าเทียมจากสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา มาแบ่ง 2 กลุ่ม กลุ่มละ 3 ชิ้น และนำมาจำลองการหักและตรึงด้วยโครงสกรู 2 แบบ นำมาทดสอบ AP bending test, axial compression test เพื่อหา ความแข็งแรงดึงในแนวหน้าหลัง ความแข็งแรงดึงในแนวนกลาง และระดับแรงที่ทำให้เกิดความเสียหายในแนวนกลาง และวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้ student t-test โดยข้อมูลเอกสารถูกบันทึกในโปรแกรม SPSS เวอร์ชัน 13

ผลการศึกษา: ตัวอย่างกระดูกต้นขาเทียมทั้งสองกลุ่มนั้นได้รับการรับรองความเท่าเทียมจากสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยาแล้ว ส่วนผลการศึกษานั้น ความแข็งแรงดึงในแนวนกลาง และระดับแรงที่ทำให้เกิดความเสียหายในแนวนกลางของ DCCS (1755 N/mm, 1040 N, ตามลำดับ) สูงกว่าความแข็งแรงดึงในแนวนกลาง และระดับแรงที่ทำให้เกิดความเสียหายในแนวนกลางของ CFIX (1130 N/mm, 815 N, ตามลำดับ) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ ความแข็งแรงดึงในแนวหน้าหลังของ DCCS (4.95 Nm/degree) สูงกว่าความแข็งแรงดึงในแนวหน้าหลัง ของ CFIX (4.32 Nm/degree) อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

สรุป: การยิงสกรูแบบ DCCS มีความแข็งแรงกว่าการยิงสกรูแบบ CFIX ในการตรึงการหักของคอกระดูกต้นขาแบบ Pauwel 3

คำสำคัญ: การหักที่ชั้นของคอของกระดูกต้นขา, ชีวกลศาสตร์; การตรึงภายใน, โครงแบบสกรู, กระดูกเทียม

¹ กลุ่มงานออร์โธปิดิกส์ โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ จังหวัดอุบลราชธานี ประเทศไทย

ผู้พิมพ์ที่รับผิดชอบบทความ: ชานนท์ ชัยวิเศษ กลุ่มงานออร์โธปิดิกส์ โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ ถนนสรรพสิทธิ์ ตำบลในเมือง อำเภอเมือง จังหวัดอุบลราชธานี 34000 อีเมล: capuchino.espresso@gmail.com

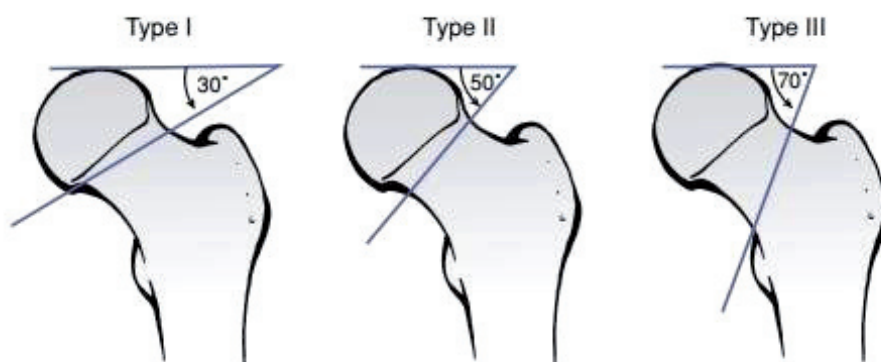
บทนำ

การหักของส่วนคอกของกระดูกต้นขาเป็นปัญหาที่พบได้บ่อยในเวชปฏิบัติ^(1,2) ด้วยอายุขัยเฉลี่ยที่สูงขึ้นในประชากรร่วมกับการเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ ทำให้อัตราการเกิดการหักของกระดูกต้นขาเพิ่มมากขึ้นจาก 1.66 ล้านคนทั่วโลก ในปี 1990 สู่ 6.26 ล้านคน ในปี 2050^(3,4) ซึ่งในผู้ป่วยอายุน้อยนั้นมักจะเกิดจากกระบวนกรที่รุนแรง โดยการยึดให้ได้รูปร่างเดิมของกระดูก และคงไว้โดยใช้อุปกรณ์ที่มั่นคงเพียงพอจะนำไปสู่เป้าหมายของการรักษา คือ การทำให้กระดูกติดโดยไม่มีการตายของกระดูก⁽⁵⁾ โดยการแบ่งประเภทการหักของคอกของกระดูกต้นขานั้นยังใช้ของ Garden และ Pauwel เป็นหลัก⁽⁶⁾ ในส่วนลักษณะการหักการแบ่งประเภทของ Pauwel นั้นจะแบ่งตามมุมของรอยหักที่คอกของกระดูกต้นขาเทียบกับแนวราบ ซึ่งในประเภท 3 นั้น แรงกดอัด (compressive) จะน้อยลง ส่วนแรงเฉือนและแรง varus จะมากขึ้น⁽⁷⁾ ทำให้ยังมียิ่งมากรอยหักก็ยังไม่มั่นคงมากขึ้นเท่านั้น นำไปสู่ภาวะแทรกซ้อนที่มากขึ้นของรอยหักเหล่านั้น⁽⁸⁾ (รูปที่ 1)

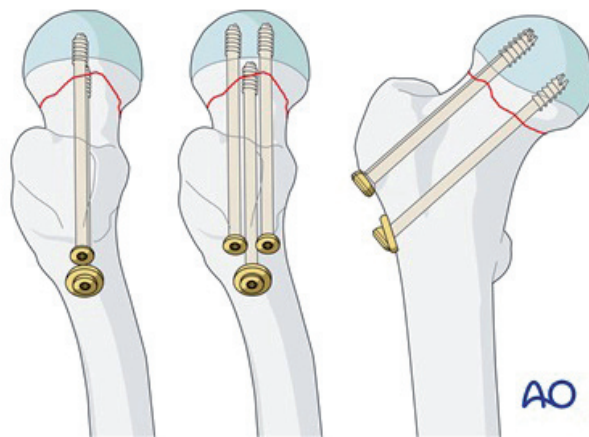
มีการศึกษาตำแหน่งและทิศทางที่เหมาะสมในการวางสกรู โดยได้ศึกษาการวางสกรู สองและสามตัวในทิศทางต่างๆ⁽⁹⁻¹⁶⁾ ในเรื่องการเรียงตัวของสกรูนั้นนิยมในแบบสามเหลี่ยมหัวคว่ำเพราะเชื่อว่าจะให้ความมั่นคงที่เพียงพอ⁽¹⁰⁾ แต่อย่างไรก็ตาม งานวิจัยที่รองรับเรื่อง

ความแข็งแรงของการเรียงตัวสกรูแบบนี้ว่าจะทนต่อการใช้งานยังมีน้อยโดยเฉพาะในกลุ่มคนไข้ Pauwel 3 และกระดูกพรุน⁽¹⁷⁾ มากไปกว่านั้น โอกาสที่เกิดปัญหาในการวางสกรูแบบนี้จำเป็นต้องมาผ่าตัดแก้ไขก็อาจสูงถึงร้อยละ 22 โดยเฉพาะในกลุ่มคนไข้สุบบุหรีและการหักที่มีการเคลื่อนมาก⁽¹⁸⁾ ด้วยปัญหาข้างต้นที่เกิดขึ้นทำให้จำเป็นต้องใช้วิธีที่รบกวนเนื้อเยื่อเกี่ยวพันและสูญเสียเนื้อกระดูกมากกว่าอย่าง Sliding hip screw การวางแนวสกรูแบบ DCCS เป็นการทำให้ได้สกรูความยาวที่มาก และรองรับกระดูกบริเวณ calcar ได้ถึง 2 แนว อาจจะช่วยลดภาวะแทรกซ้อนจากการผ่าตัดกรณีเล็กรักษาการหักของคอกของกระดูกต้นขาด้วยวิธีที่รบกวนเนื้อเยื่อเกี่ยวพันและสูญเสียเนื้อกระดูกน้อยกว่าอย่างการใช้สกรู (รูปที่ 3)

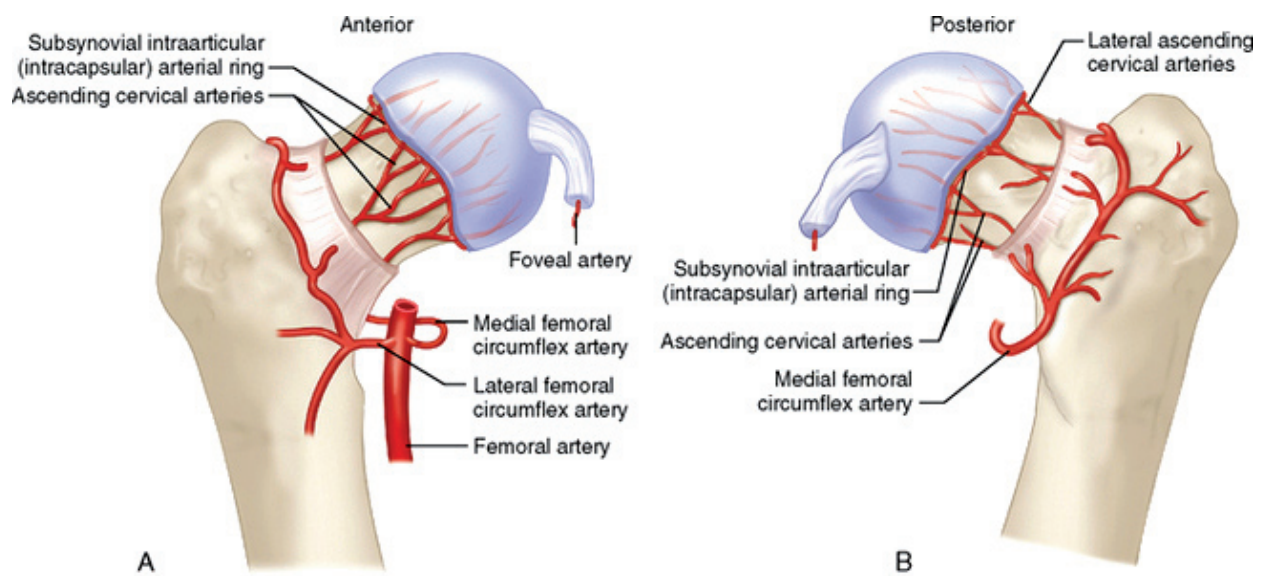
วัตถุประสงค์การศึกษานี้ คือการเปรียบเทียบชีวกลศาสตร์เกี่ยวกับการยึดตรึงคอกของกระดูกต้นขา 3 แบบได้แก่ โครงแบบสามเหลี่ยมหัวคว่ำดั้งเดิมที่มีสกรูรับขึ้นกระดูกไกลบริเวณ calcar เพียง 1 แนว (conventional screw fixation; CFIX), และโครงแบบใหม่ที่รองรับขึ้นกระดูกไกลบริเวณ calcar 2 แนว (Double calcar cannulated screws fixation; DCCS) โดยต้องการศึกษาว่าการยิงสกรูแบบ DCCS ไม่ได้แย่ไปกว่า การยิงแบบ CFIX ในเรื่องของ axial stiffness, AP stiffness, and axial failure load



รูปที่ 1 Pauwel classification



รูปที่ 2 รูปแบบการยิงสกรูแบบ CFX



รูปที่ 3 กายวิภาคเส้นเลือดรอบคอของกระดูกต้นขา

วัสดุและวิธีการ

การออกแบบวิจัยและประชากรเป้าหมาย

การวิจัยเชิงทดลองนี้ ใช้กระดูกต้นขาสังเคราะห์ข้างซ้ายจากบริษัทการค้าที่ได้รับการยืนยันคุณภาพโดยสำนักงานคณะกรรมการอาหารและยา จำนวน 6 ชิ้น และแบ่งเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มละ 3 ชิ้น ตามรูปแบบการวางสกรู โดยได้ใส่เครื่องมือยึดตรึงก่อนที่จะทำให้กระดูกหัก เพื่อที่จะมั่นใจได้ว่าสามารถเรียงกระดูกกลับเข้ากายวิภาคเดิมก่อนหักได้ จากนั้นทดสอบทางชีวกลศาสตร์ด้วย ELE mechanical test system (ELE, Eastman way, Hemel Hempstead, UK)

การจัดเตรียมอุปกรณ์เพื่อการทดลอง

นำกระดูกสังเคราะห์ที่เก็บรักษาไว้ออกมา จากนั้นนำมาเรียงเข้าที่ยิงสกรู โดยแบ่งเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มโครงแบบสามเหลี่ยมหัวคว่ำดั้งเดิม (CFIX) และกลุ่มโครงแบบใหม่ที่รองรับชิ้นกระดูกไกลบริเวณ calcar 2 แนว (DCCS) การยึดตรึงทั้งหมดเช่นระยะการยิง มุม จะได้รับการตรวจวัดด้วยเครื่องมือขณะทำการยึดตรึง เพื่อที่จะมั่นใจว่าได้ยึดตรึงตามที่วางแผนไว้

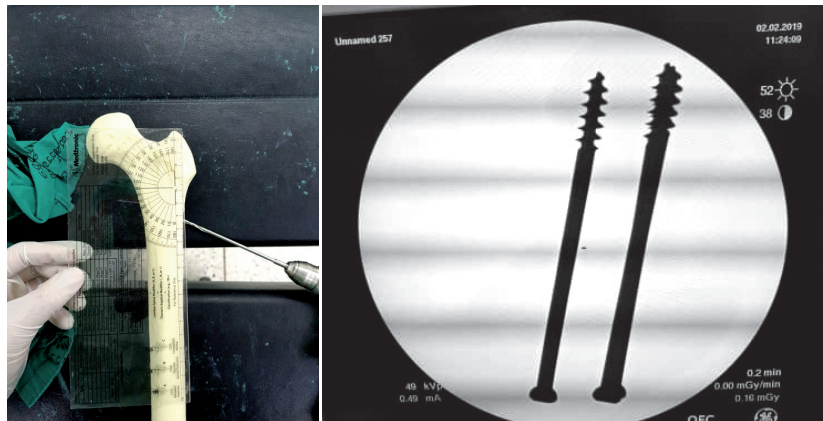
กลุ่มที่ 1 (CFIX) ใช้ guide wire 2.8 มม. ยิ่งไปทำมุม 130 องศา กับแกนของกระดูก femur ในโครงแบบสามเหลี่ยมหัวคว่ำจากนั้นจะใช้ drill 5.0 มม. ยิ่งไปตาม guide wire จากนั้นจะ tap ให้มีขนาด 7.3 มม. ต่อมาจะใช้ partially threaded self-tapping canulated 7.3 มม. โดยให้ยิงไปจนใต้ต่อกระดูกอ่อนผิวข้อ น้อยกว่า 5 มม. และมีการเอียงน้อยกว่า 5 องศา เพื่อให้สกรูตัวไกลและหลังยังผ่าน cortex ของคอของกระดูกต้นขาด้านหลังและไกล (รูปที่ 4)

ส่วนกลุ่มที่ 2 (DCCS) นั้น ทำโดยนำ guide wire 2.8 มม. สำหรับสกรูตัวไกลใส่ทางด้าน lateral ที่จุดกึ่งกลางของ lateral cortex 4 ซม. ใต้ต่อขอบล่างของ greater trochanter โดยจะยิงไปทาง anteroproximal ไปที่ 1/3 dorsal โดยทำมุม 160

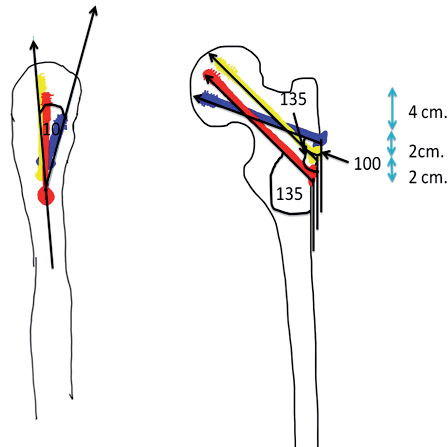
องศา กับ coronal plane (AP view) และแตะขนานกับ distal neck cortex ในแนว AP และ anterior neck cortex ในแนว lateral จากนั้นนำ Guide wire 2.8 มม. สำหรับสกรูตัวกลางใส่ที่ anterior third ของ lateral cortex 3 ซม. Proximal ต่อ distal guidewire และยิงไปทาง posteroproximal ไปที่ posterior third ของหัวกระดูกในแนว lateral femur และ distal third ในแนว AP ทำมุม 135 องศา กับ แกน diaphysis ซึ่งจะทำให้แตะขนานกับ distal neck cortex ต่อมาจึงนำ guide wire 2.8 มม. สำหรับสกรูตัวใกล้ ใส่ที่ anterior third ของ lateral cortex 2 ซม. Proximal ต่อ middle guidewire และยิงให้ขนานกับ middle guidewire โดยยิงไปให้ถึง posterior third ของหัวกระดูกในแนว lateral femur และ distal third ในแนว AP ทำมุม 135 องศา กับ แกน diaphysis จากนั้น drill โดยใช้ canulated reamer 5 มม. ทั้ง 3 guidewire ตามมาด้วยการ over drill ที่ middle และ lateral screw ด้วย reamer 7.3 มม. จากนั้นจึงใส่ proximal และ middle screw สุดท้ายจึงใส่ distal screw (รูปที่ 5)

เมื่อใส่อุปกรณ์ยึดตรึงแต่ละแบบสำเร็จแล้ว จะนำอุปกรณ์ออก และเริ่มการสร้างรอยหักโดยจะทำตาม AO/OTA 31-B2.1 fracture (Pauwel III) โดยใช้ mechanical hand saw ตั้งฉากกับ แกน femoral neck ระหว่าง subcapital และ transcervical (รูปที่ 6)

โดยกระบวนการทั้งหมดนี้ผู้วิจัยเป็นผู้ดำเนินการใส่สกรู และสร้างรอยหักด้วยตัวเองทั้งหมดทุกชิ้นของกระดูกต้นขาเทียม โดยมีการใช้การวัดด้วยอุปกรณ์วัดมุมความละเอียดสูง การใช้เครื่องถ่ายภาพรังสีขณะนั้น และทำการทดลองกลุ่มละ 3 ชิ้น เพื่อลด bias ที่อาจจะเกิดขึ้น



รูปที่ 4 A การเตรียมกระดูกสังเคราะห์ B ภาพรังสีของกระดูกสังเคราะห์ที่ยิงสกรูแบบ CFIX เรียบร้อยก่อน นำไปทำการทดสอบทางชีวกลศาสตร์



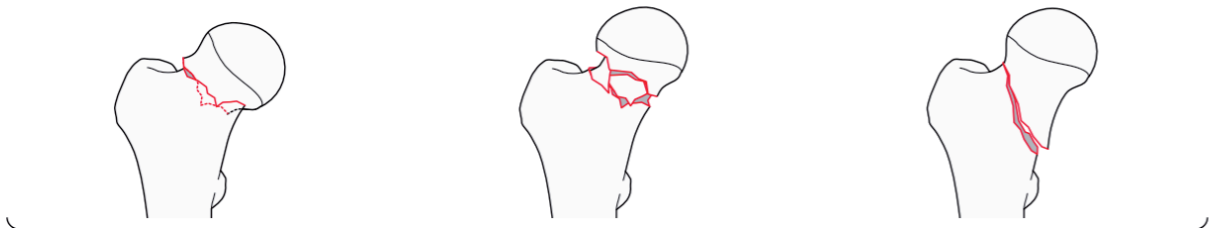
รูปที่ 5 รูปแบบการยิงสกรูแบบ DCCS ที่มี สกรู 2 ตัว รองรับ calcar

Group: Femur, proximal end segment, femoral neck, **transcervical fracture** 31B2

Subgroups:
Simple fracture
31B2.1*

Multifragmentary fracture
31B2.2*

Shear fracture
31B2.3*



*Qualifications:
p Pauwels 1 (<30°)
q Pauwels 2 (30–70°)
r Pauwels 3 (>70°)

Group: Femur, proximal end segment, femoral neck, **basiscervical fracture** 31B3

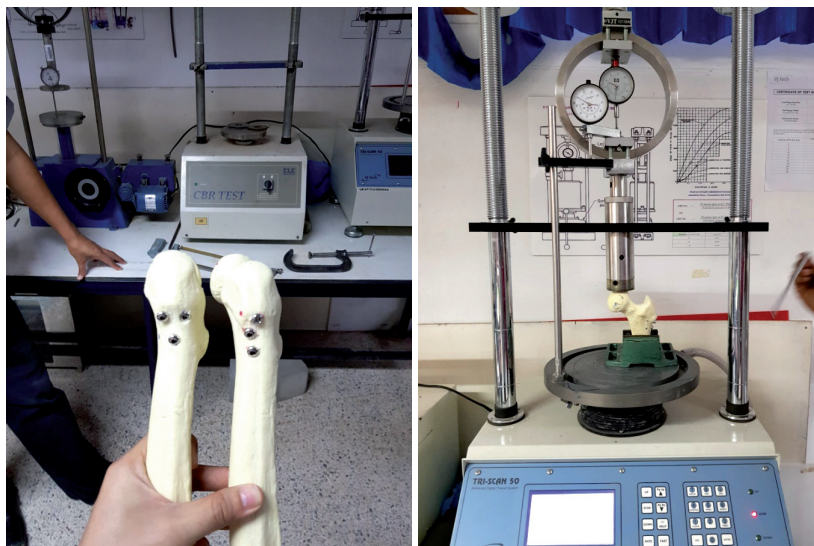
รูปที่ 6 จำลองการหักของกระดูกต้นขาเทียมแบบ AO/OTA 31-B2.1 fracture (Pauwel III)

ขั้นตอนการทำการทดสอบทางชีวกลศาสตร์

การทดสอบทางชีวกลศาสตร์ทำโดย ELE mechanical test system (ELE, Eastman way, Hemel Hempstead, UK) โดยอันดับแรก Nondestructive AP bending test ทำได้โดยวางกระดูกในแนวราบและจะมีวางแท่นเสริมห่างจากจุดออกแรง 9 cm ใต้ต่อ lesser trochanter จากนั้นเครื่องจากออกแรงไปที่ด้านหน้า (anterior) ของกระดูก บริเวณ centrocentral ในอัตรา 5 มิลลิเมตร ต่อนาที ต่อมา จะเริ่มทำ Nondestructive axial compression test โดยจะทำในท่า flexion 10 องศา และ varus 7 องศา โดย อัตราของแรงจะเป็นเหมือนที่ทดสอบ AP bending test แต่จะแตกต่างกันที่การวางกระดูกในแนวตั้ง และจุดออกแรงจะเป็น proximal of head of femur ในแนว centrocentral แทน จากนั้น จะทำ Destructive axial compression test วิธีการทำจะเหมือน Axial

compression test แต่จะทำจนกว่าจะเกิดการเสื่อมของกระดูก ข้อมูลเรื่องแรงกระทำ และการเคลื่อนของรอยหัก จะถูกบันทึกเอาไว้ และ AP stiffness กับ axial stiffness ซึ่งหมายถึง แรงที่ต้องใช้ในการทำให้เกิดการเคลื่อนในแนวนอนล่าง 1 หน่วย คำนวณโดยการนำแรงที่บันทึกได้จากเครื่องมือมาหารด้วยการเคลื่อนของรอยหักในแนวนอนล่างขณะนั้น บันทึกผ่านกราฟ และนำมาคำนวณ ส่วน Failure load คือ แรงกระทำที่มากที่สุดที่จะตามมาด้วยแรงที่ใช้น้อยลงในการทำให้รอยหักเคลื่อน (รูปที่ 7)

โดยการดำเนินการทดสอบจะกระทำ 3 รอบในแต่ละกลุ่ม เพื่อลด error และการวัด การวัด displacement จะวัดโดยดูจากเข็มนาฬิกาของเครื่อง ELE mechanical test system (ELE, Eastman way, Hemel Hempstead, UK) ที่จะแสดงค่าการ displacement พร้อมๆ กับแรงที่ออกได้ผ่านทางเข็มนาฬิกาทั้งสองของเครื่อง



รูปที่ 7 A, รูปแบบการยิงสกรู CFIX (ซ้าย) and DCCS (ขวา) ในกระดูกสังเคราะห์ B, การทดสอบเพื่อหา axial stiffness

การวิเคราะห์ทางสถิติ

ทำโดยวัดค่าเฉลี่ย (mean) พิสัย (range) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) และ median ของ AP stiffness, axial stiffness, และ failure load จากการทดลองทั้ง 3 เพื่อที่จะดูความสัมพันธ์ของความแข็งแรงและโครงสร้างแบบ CFIX และ DCCS จากนั้นเอาค่าที่ได้จากการทดลองมาบันทึกบนกราฟเพื่อศึกษา การกระจายตัวว่าเป็นแบบปกติหรือไม่ปกติ หลังจากนั้นเอามาหาค่าเฉลี่ยของ AP stiffness, axial stiffness, interfragmentary displacement, และ failure load ตามแบบดังกล่าว

การวิเคราะห์ทางสถิตินั้น การแจกแจงแบบปกติจะถูกคัดกรองโดย Shapiro-Wilk tests และความ

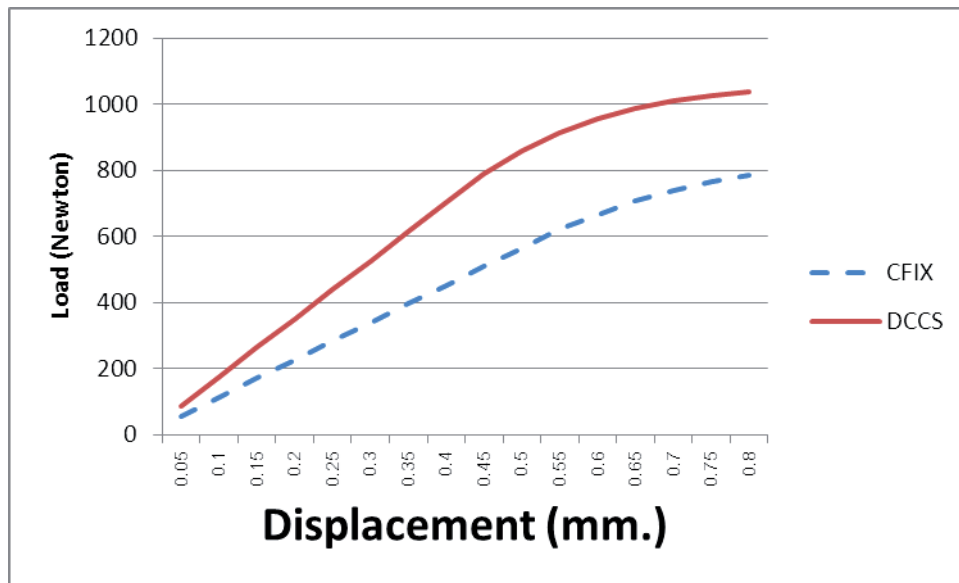
แตกต่างของผลจากการยิงสกรูจะประเมินโดย student t-test โดยที่ p-value ที่น้อยกว่า 0.05 จะถือว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ

ผลการศึกษา

AP stiffness ในกลุ่ม DCCS มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 4.95 Nm/degree ซึ่งสูงกว่า กลุ่ม CFIX ที่มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 4.32 Nm/degree แต่ไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ ($p=0.08$) ส่วน Axial stiffness ในกลุ่ม DCCS มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1755 N/mm ซึ่งสูงกว่า กลุ่ม CFIX ที่มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1130 N/mm อย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ ($p=0.03$) และ Axial failure load ในกลุ่ม DCCS มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1040 N ซึ่งสูงกว่า กลุ่ม CFIX ที่มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 815 N อย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ ($p=0.04$) ดังแสดงในตารางที่ 1 และรูปที่ 8

	CFIX	โครงการยิงสกรู DCCS	p-value
ความแข็งตึงในแนวบนล่าง (Newton/mm.)			
Mean	1130	1755	0.03
Max	1150	1770	
Min	1110	1740	
Standard deviation (SD)	28.28	21.21	
ความแข็งตึงในแนวหน้าหลัง(Nm/degree)			
Mean	4.32	4.95	0.08
Max	4.44	4.99	
Min	4.2	4.91	
Standard deviation (SD)	0.12	0.04	
แรงที่ทำให้เกิดความเสียหายในแนวบนล่าง (Newton)			
Mean	815	1040	0.04
Max	830	1070	
Min	800	1010	
Standard deviation (SD)	21.21	42.42	

ตารางที่ 1: การเปรียบเทียบ Axial stiffness (Newton/mm), AP stiffness (Nm/degree), and failure load (Newton) ระหว่าง การยิงสกรู CFIX และ DCCS



รูปที่ 8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงตามแนวแกนและ การเคลื่อนของรอยหัก ในการยิงสกรูแบบ DCCS และ CFIX

อภิปราย

ในการวิจัยเชิงทดลองนี้ ค่าทางชีวกลศาสตร์ได้ถูกวัด หลังจากใส่แรงกระทำเข้าไปที่กระดูกสังเคราะห์ เพื่อที่จะจำลองการหักโดยการยิงสกรูแบบ DCCS นั้น มี axial stiffness และ axial failure load ที่สูงกว่าการยิงสกรูแบบ CFIX อย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ แม้ว่าจะสูงกว่าแบบไม่มีนัยยะสำคัญทางสถิติ ในเรื่องของ AP stiffness ก็ตาม

ซึ่งผลการศึกษานี้สอดคล้องกับงานวิจัย ของ Xia และ Liu ที่กล่าวว่า การยิงสกรูแบบไม่ขนานในการหักของกระดูกต้นขานั้น ทำให้สามารถรับน้ำหนักที่มากกว่าได้⁽¹⁹⁾ เมื่อเปรียบเทียบค่าต่างๆ กับงานวิจัยก่อนหน้านี้ พบว่า AP stiffness มีค่า mean และ SD ที่ 3.6 ± 1.2 Nm/degree⁽²⁰⁾ ซึ่งน้อยกว่าค่าในการศึกษานี้ที่ได้ 4.32 ± 0.12 Nm/degree ในกลุ่ม CFIX และ 4.95 ± 0.04 Nm/degree ในกลุ่ม DCCS สำหรับ axial stiffness การศึกษาก่อนหน้า มีตั้งแต่ 166 ± 50 Newton/mm ไปถึง $1,380 \pm 550$ Newton/mm⁽²¹⁻²⁴⁾ ส่วนในการศึกษารั้งนี้ กลุ่ม CFIX อยู่ในช่วงการศึกษาก่อนหน้าที่ 1130 ± 28.28 Newton/mm แต่ กลุ่ม DCCS สูงกว่าการศึกษาก่อน

หน้าที่ 1755 ± 21.21 Newton/mm ในส่วน axial failure load นั้นการศึกษาก่อนหน้าก็ได้ค่าที่กว้างตั้งแต่ 800 ± 245 N ไปจนถึง $5,032 \pm 1400$ N⁽²²⁻²⁵⁾ ซึ่งการศึกษารั้งนี้ก็อยู่ในช่วงค่าดังกล่าวที่ 815 ± 21.21 N (CFIX) and 2040 ± 42.42 N (DCCS)

เมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาก่อนหน้า มีการศึกษาที่เปรียบเทียบการยิงสกรูในรูปแบบต่างๆ เทียบกับ แบบ CFIX ก็สนับสนุนว่าการยิงรูปแบบนั้นๆ มีค่าชีวกลศาสตร์ที่สูงกว่า⁽⁹⁻¹⁶⁾ ซึ่งก็มีสาเหตุที่อธิบายความแข็งแรงที่มากกว่าของการยิงแบบ DCCS เมื่อเทียบกับ แบบ CFIX ได้แก่ ข้อแรก การยิงแบบ DCCS สกรูถึง 2 ตัวที่ช่วยค้ำบริเวณ calcar ของกระดูกที่มีความหนาแน่นกว่าบริเวณอื่นของกระดูกต้นขา ข้อสอง สกรูเหล่านี้ก็ช่วยกันค้ำในแนวที่แตกต่างกันของกระดูกข้อสาม แนวของสกรูที่ชันกว่าทำให้ครอบคลุมพื้นที่และรองรับแรงดึงได้มากกว่า ซึ่งจากข้อที่ได้กล่าวมานั้นทำให้การยิงสกรูแบบนี้ น่าจะมีประโยชน์ในการใช้ชีวิตประจำวันของคนไข้ที่มีแรงดึงมาจากหลายทิศทางแล้วแต่กิจกรรมที่ทำ

นอกจากนี้ การศึกษาครั้งนี้ก็เป็นการศึกษาแรก ที่ศึกษา ค่าชีวกลศาสตร์ของการยิงสกรูแบบนี้เทียบกับ แบบ CFIX ข้อดีอีกอย่างของการศึกษานี้คือการใช้กระดูกสังเคราะห์เป็นตัวอย่างการศึกษาเพราะเก็บได้ง่ายไม่แพงและป้องกันความแตกต่างกันระหว่างตัวอย่างที่ใช้ หากใช้กระดูกจากอาจารย์ใหญ่

ข้อจำกัดของการศึกษานี้ได้แก่ ประการแรก การศึกษานี้ทดลองโดยใช้กระดูกสังเคราะห์ที่อาจไม่ได้มีคุณสมบัติเหมือนกระดูกในคนใช้จริง เช่น ไม่มีรูปแบบความหนาแน่นตามกระดูกจริงซึ่งอาจส่งผลต่อความสามารถในการทนทานแรง แต่ข้อด้อยนี้ก็นับว่าเป็นข้อดีตรงที่เป็นการลดความหลากหลายหากใช้กระดูกจากคนใช้จริงมาทำการศึกษา และการศึกษานี้ทำเพื่อเปรียบเทียบระหว่างสองวิธีการยิงสกรู ประการที่สอง ไม่มีการทดสอบแบบ cyclic ในการศึกษานี้ที่อาจจะเป็นการจำลองสภาพในชีวิตจริง และอาจแสดงถึง fatigue failure ประการที่สาม การศึกษานี้ไม่ได้คำนวณแรงจากกล้ามเนื้อรอบกระดูกต้นขาไปด้วยที่มีการหดเกร็งขณะขยับสะโพก ประการที่สี่ รอยหักที่สร้างขึ้นมานั้นจะเรียบ ซึ่งขัดกับความเป็นจริง ทำให้อาจมีแรงเสียดทานที่น้อยกว่า และนำไปสู่ stiffness และ failure load ที่น้อยกว่าความเป็นจริง

การศึกษานี้ได้แนะนำว่า การยิงสกรูที่มีสกรูรองรับ calcar 2 ตัว และ 2 แนว อาจจะมีประโยชน์ในการลดความล้มเหลวในการรักษาการหักของกระดูกต้นขาที่มีความชันมากกว่าปกติ แต่อย่างไรก็ตามต้องมีการศึกษาทางคลินิกที่จะยืนยันว่าการยิงแบบ DCCS สามารถลดความล้มเหลวได้จริง

สรุป

การยิงสกรูแบบ DCCS มีความแข็งแรงทางชีวกลศาสตร์มากกว่า การยิงสกรูแบบ CFIX จากการศึกษานี้อาจนำมาประยุกต์ใช้ในคนใช้จริงเพื่อลดความล้มเหลวในการรักษากระดูกต้นขาหัก อย่างไรก็ตามต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมทางคลินิกเพื่อพิสูจน์ประสิทธิภาพของวิธีนี้ต่อไป

เอกสารอ้างอิง

1. Johnell O, Kanis J. Epidemiology of osteoporotic fractures. *Osteoporos Int* 2005;16(Suppl)2:S3-7.
2. Sambrook P, Cooper C. Osteoporosis. *Lancet* 2006;367(9527):2010-8.
3. Panteli M, Rodham P, Giannoudis PV. Biomechanical rationale for implant choices in femoral neck fracture fixation in the non-elderly. *Injury* 2015;46:445-52.
4. Veronese N, Maggi S. Epidemiology and social costs of hip fracture. *Injury* 2018;49:1458-60.
5. Florschütz AV, Langford JR, Haidukewych GJ, et al. Femoral neck fractures: current management. *J Orthop Trauma* 2015;29:121-9.
6. Hoshino CM, Christian MW, O'Toole RV. Fixation of displaced femoral neck fractures in young adults: Fixed-angle devices or Pauwel screws? *Injury* 2016;47:1676-84.
7. Hoshino CM, O'Toole RV. Fixed angle devices versus multiple cancellous screws: what does the evidence tell us? *Injury* 2015;46:474-7.
8. Papanastassiou ID, Mavrogenis AF, Kokkalis ZT, et al. Fixation of femoral neck fractures using divergent versus parallel cannulated screws. *J Long Term Eff Med Implants* 2011;21:63-9.
9. Weil YA, Khoury A, Zuaiter I, et al. Femoral neck shortening and varus collapse after navigated fixation of intracapsular femoralneck fractures. *J Orthop Trauma* 2012;26:19-23.

10. Mizrahi J, Hurlin RS, Taylor JK, et al. Investigation of load transfer and optimum pin configuration in the internal fixation, by Muller screws, of fractured femoral necks. *Med Biol Eng Comput* 1980;18:319-25.
11. Swiontkowski MF, Harrington RM, Keller TS, et al. Torsion and bending analysis of internal fixation techniques for femoral neck fractures: the role of implant design and bone density. *J Res Orthop* 1987;5:433-44.
12. Lindequist S. Screw positions in femoral neck fractures. Comparison of two different screw positions in cadavers. *Acta Orthop Scand* 1993; 64:67-70.
13. Booth KC. Femoral neck fracture fixation: a biomechanical study of two cannulated screw placement techniques. *Orthopedics* 1998; 21:1173-6.
14. Kauffman JI, Simon JA, Kummer FJ, et al. Internal fixation of femoral neck fractures with posterior comminution: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 1999;13:155-9.
15. Walker E, Mukherjee DP, Ogden AL, et al. A biomechanical study of simulated femoral neck fracture fixation by cannulated screws: effects of placement angle and number of screws. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2007;36:680-4.
16. Tan V, Wong KL, Born CT et al. Two-screw femoral neck fracture fixation: a biomechanical analysis of 2 different configurations. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2007;36:481-5.
17. Rehnberg L, Olerud C. The stability of femoral neck fractures and its influence on healing. *J Bone Joint Surg Br* 1989;71:173-7.
18. Fixation using Alternative Implants for the Treatment of Hip fractures (FAITH) Investigators. Fracture fixation in the operative management of hip fractures (FAITH): an international, multicentre, randomised controlled trial. *Lancet* 2017;389:1519-27.
19. Xia X, Liu Z. Advances on internal fixation treatment for femoral neck fracture in elderly patients. *Zhongguo Gu Shang* 2014;27(8):706-8.
20. Blair B, Koval KJ, Kummer F, et al. Basicervical fractures of the proximal femur: a biomechanical study of 3 internal fixation techniques. *Clin Orthop Relat Res* 1994;306:256-63.
21. Holmes CA, Edwards WT, Myers ER, et al. Biomechanics of pin and screw fixation of femoral neck fractures. *J Orthop Trauma* 1993;7:242-247.
22. Aminian A, Gao F, Fedoriw WW, et al. Vertically oriented femoral neck fractures: mechanical analysis of four fixation techniques. *J Orthop Trauma* 2007;21:544-8.
23. Baitner AC, Maurer SG, Hickey DG, et al. Vertical shear fractures of the femoral neck. A biomechanical study. *Clin Orthop Relat Res* 1999;367: 300-5.

24. Springer ER, Lachiewicz PF, Gilbert JA. Internal fixation of femoral neck fractures: a comparative biomechanical study of Knowles pins and 6.5-mm cancellous screws. Clin Orthop Relat Res 1991;267:85-92.
25. Stankewich CJ, Chapman J, Muthusamy R, et al. Relationship of mechanical factors to the strength of proximal femur fractures fixed with cancellous screws. J Orthop Trauma 1996; 10:248-57.

The new configuration of cannulated hip screws for the fixation of femoral neck fractures: A biomechanical study

Napat Na Takuatoong¹, Chanon Chaiwiset¹

Received: March 13, 2021 Revised: June 16, 2021 Accepted: August 13, 2021

ABSTRACT

Background: Femoral neck fracture is one of fracture that is frequently faced in our practice. In Pauwels 3, compression force is less but varus and shearing force is more. This causes more instability as angle of fracture line increasing. Although there is a number of studies about number, position, or direction of screws to make the strongest formation of implant to reduce the rate of fixation failure, but in the fact, there is no study that show the formation we accepted has enough strength to withstand the fixation failure especially in Pauwels 3 and osteoporosis bone. The objective of this study is to study about biomechanics of two configuration of screws that is normal inverted triangle (conventional screw fixation; CFIX), and new configuration that make biplane screw support and penetrated more calcar (Double calcar cannulated screw fixation; DCCS).

Methods: An experimental study to compare biomechanical property of synthetic bone of femoral neck fracture fixed by 2 formations of screws was conduct. AP bending test and axial compression test were perform to assess AP stiffness, Axial stiffness, and Axial failure load. The data were analyzed using student t-test.

Results: The axial stiffness was significantly higher in the DCCS group than the CFIX group (1755 Newton/mm vs 1130 Newton/mm, $p = 0.03$). The axial failure load was significantly higher in DCCS group than the CFIX group (1040 Newton vs 815 Newton, $p = 0.04$). The AP stiffness was comparable in the DCCS group and the CFIX group (4.95 Nm/degree vs 4.32 Nm/degree, $p = 0.08$)

Conclusions: Compare to the CFIX method, the DCCS method appeared to be a more secured fixation method in Pauwels type 3 femoral neck fracture.

Keywords: vertical femoral neck fracture, biomechanics, internal fixation, screws, configuration, young

¹ Department of Orthopaedics, Sunpasitthiprasong Hospital, Ubonratchathani, Thailand

Corresponding author: Chanon Chaiwiset, Department of Orthopaedics, Sunpasitthiprasong Hospital
Sunpasit Road, Tambon Nai Muang, Muang District, Ubonratchathani 34000
Email: capuchino.espresso@gmail.com