การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 19 19-21 ตุลาคม 2548 จังหวัดภูเก็ต

้ความแข็งตึงและการกระจายของความเครียดบนกระดูกต้นขาเทียมที่เสริมด้วยแผ่นยึดอัด

Stiffness and strain distribution on fractured femur with locking compression plate

ภานุรังสิทธิ์ หมื่นจันทร์¹ วัชระ พิภพมงคล² และ ชาวสวน กาญจโนมัย¹'*

¹ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ คลองหลวง ปทุมธานี 12120

²กองออร์โธปิดิกส์ โรงพยาบาลภูมิพล กองทัพอากาศ กรุงเทพฯ 10210

*E-mail: kchao@engr.tu.ac.th

Panurungsit Muanjan¹, Vajara Phiphobmongkol², and Chaosuan Kanchanomai^{1,*}

¹Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Thammasat University, Klong-Luang, Pathumthani, Thailand 12120

²Department of Orthopedic Surgery, Bhumibol Adulyadej Hospital, Royal Thai Air Force, Bangkok, Thailand 10210 *E-mail: kchao@engr.tu.ac.th

บทคัดย่อ

ผลกระทบของตำแหน่งการยึดสกรูของ LCP บนกระดูกตันขาที่แตกหัก ที่มีต่อความแข็งตึงและการกระจายความเครียดภายใต้แรงกระทำ 0 – 600 นิวตัน ได้ถูกศึกษาใน 3 กรณี คือ กรณี#1: กระดูกตันขาเทียมไม่มี การแตกหัก, กรณี#2: long column – กระดูกตันขาเทียมมีรอยแตก ขนาด 1 มม. (กึ่งกลางของ diaphysis) โดยถูกยึดด้วย LCP ผ่านรูยึด สกรู 1,3 / 12,14 และกรณี#3: short column – กระดูกตันขาเทียมมี รอยแตกขนาด 1 มม. (กึ่งกลางของ diaphysis) โดยถูกยึดด้วย LCP ผ่านรูยึดสกรู 1,6 / 9,14 ความแข็งตึงของในกรณี#1 เท่ากับของ กรณี#3 ในขณะที่ความแข็งตึงของกรณี#2 มีขนาดต่ำกว่าเล็กน้อย (ประมาณ 3%) การเพิ่มขึ้นของการเปลี่ยนแปลงขนาดบริเวณ proximal diaphysis และ distal diaphysis (ส่วนบนและส่วนล่างของ LCP) และ การลดลงของการเปลี่ยนแปลงขนาดบริเวณ middle diaphysis (ส่วนที่ ี เสริมความแข็งแรงด้วย LCP) ส่งผลให้ความแข็งตึงของกระดูกตันขาที่ เสริมและไม่เสริม LCP มีขนาดใกล้เคียงกันโดยอยู่ในช่วง 260-290 นิวตัน/มม. ความเครียดบนด้าน medial ตำแหน่งที่ 3 ของกรณี#2 (long column) มีขนาดสูงกว่าความเครียดที่ตำแหน่งเดียวกันของกรณี #3 (short column) 2.8 เท่า เนื่องจากการยึดสกรูบน LCP ในกรณี#3 สามารถส่งผ่านแรงข้ามจุดที่มีความเครียดสูงสุด (ตำแหน่งที่ 3 ของ medial diaphysis) ได้ ในขณะที่ความเครียดบนด้าน medial ของ กระดูกตันขาเทียมเสริม LCP ในตำแหน่งที่ 5 มีขนาดสูง เนื่องมาจาก การอัดกันระหว่างส่วนบนและส่วนล่างของรอยแตก โดยความเค้นอัดที่ เกิดบริเวณรอยแตกเป็น 22.8 และ 21.3 MPa สำหรับกรณี#2 และ 3 ตามลำดับ ความเครียดดึงบน LCP มีขนาดสูงสุดเป็น 70 με สำหรับ กรณี#2 และมีขนาดสูงสุดเป็น 88 µE สำหรับกรณี#3 ในขณะที่ ความเค้นดึงสูงสุดบน LCP เป็น 13.5 และ 16.9 MPa สำหรับกรณี#2 และ 3 ตามลำดับ ถ้าการรักษาระดับของความเครียดบนกระดูกต้นขา ให้ด่ำ เป็นเกณฑ์การเลือกดำแหน่งยึดสกรู การเสริม LCP แบบกรณี#3 (short column) จะมีความเหมาะสมกว่าการเสริม LCP แบบกรณี#2 (long column) ในการรักษาการแตกหักของกระดูกดันขา แต่ถ้าระดับ ของความเค้นบน LCP ที่ด่ำและอายุการล้าที่ยาวนานของ LCP เป็น เกณฑ์การเลือกดำแหน่งยึดสกรู การเสริม LCP แบบกรณี#2 (long column) จะมีความเหมาะสมกว่าการเสริม LCP แบบกรณี#3 (short column) ในการรักษาการแตกหักของกระดูกดันขา

คำสำคัญ: locking compression plate, LCP,กระดูกขาท่อนบนเทียม, การกระจายของความเครียด, stiffness

Abstract

The stiffness and deformation of a composite femur i.e. case#1, and two fractured composite femurs fixed with a locking compression plate (LCP) using 4 locking head screws on different positions (case#2: long column - holes 1,3 / 12,14, and case#3: short column - holes 1,6 / 9,14) have been evaluated under 0 - 600 N loading. For composite femurs with LCP, the deformation of proximal and distal diaphysis (above and below LCP) increased, while the deformation in the region of middle diaphysis decreased. These changes in the deformation resulted in the similar stiffness among the composite femurs with and without LCP, i.e. 260-290 N/mm range. For case#3 (short column), the load transferred through LCP across the location of maximum medial strain, i.e. the proximal diaphysis, and resulted in 2.8 times lower magnitude of medial strain than that of case#2 (long column LCP). The compression of the fracture surfaces resulted

in the high compressive stress on fracture, i.e. 22.8 and 21.3 MPa for case#2 and case#3, respectively. The maximum tensile strain on LCP was 70 μ E for case#2 and 88 μ E for case# 3. Based on the tensile modulus of 316L stainless steel, the maximum tensile stresses on LCP were 13.5 and 16.9 MPa for case#2 and case# 3, respectively. Considering the lower strain on the femur, case#3 (short column) is superior to case#2 (long column). On the other hand, if lower stress and longer fatigue life of LCP are the criteria for the setting of locking head screws, case#2 (long column) is then superior to case#3 (short column). Keywords: locking compression plate, LCP, composite femur, strain distribution, stiffness

1. บทนำ

การรักษาการแตกหักในส่วนกลางของกระดูกดันขา (femur) สามารถทำได้หลายวิธี การใช้แผ่นเหล็กดามกระดูก (bone plate) ยึด ด้วยสกรูเพื่อส่งผ่านแรงข้ามบริเวณรอยหัก และรักษาตำแหน่ง การประสานตัวของกระดูกเป็นวิธีหนึ่งที่ใช้อย่างแพร่หลาย [1] เพื่อ ความมั่นคงของการยึด สกรูจะกดแผ่นเหล็กลงบนพื้นผิวของกระดูก ซึ่ง แรงจะถูกส่งผ่านสกรู และผิวสัมผัสระหว่างกระดูก-แผ่นเหล็กดาม กระดูก แต่แรงกดที่เกิดขึ้นระหว่างผิวกระดูก-แผ่นเหล็กดามกระดูก เป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดความเสียหายของท่อลำเลียงของเหลว บริเวณผิวของกระดูก ดังนั้นจึงเกิดการพัฒนาแผ่น locking compression plate (LCP) โดย AO/ASIF ซึ่งได้ปรับปรุงข้อเสียของ แผ่นเหล็กดามกระดูกแบบเดิม โดยแก้ไขรูยึดสกรูด้วยการรวมรูยึดสกรู แบบมีเกลี่ยว (screw thread hole) และรูยึดสกรูแบบอัด (conventional compression hole) เข้าไว้ด้วยกันในเหล็กดามกระดูก [2, 3] ซึ่งส่งผล ให้แพทย์สามารถใช้ LCP เป็นเป็นแผ่นเหล็กดามกระดูก โดยยึดสกรู หัวเกลียว (locking head screw) เข้ากับกระดูกโดยไม่มีการสัมผัส ระหว่าง LCP และผิวกระดูก นอกจากนี้ยังสามารถใช้สกรูยึดกระดูก (bone screw) ยึดรอยแตกหักโดยร้อยผ่านรูยึดสกรูแบบอัด

Leung และคณะ [4] ได้ศึกษาความมั่นคงของ palmar locking compression T-plate เปรียบเทียบกับ conventional palmar plate และ dorsal T-plate บนกระดูกปลายแขนท่อนนอก (radius) ที่แตกหัก แบบ AO-C2 บริเวณ distal radius ภายใต้แรงตามแนวแกน 100นิวตัน ซึ่งพบว่ากระดูกแขนที่ยึดด้วยด้วย palmar locking compression T-plate ให้ความมั่นคงใกล้เคียงกับกระดูกแขนท่อนนอกที่ไม่แตกหัก ซึ่งดีกว่าการยึดด้วย conventional palmar plate และ dorsal T-plate Sommer และคณะ [5] ใช้ LCP ในการรักษาผู้ป่วย 144 คน ซึ่งมี การแตกหักในดำแหน่งต่าง ๆ 169 จุด พบว่ากระดูกประสานตัวใน รูปแบบและระยะเวลาที่เหมาะสม 130 จุด (86 %) โดยในส่วนที่เหลือ เกิดการประสานตัวผิดพลาดหรือเกิดความล่าช้า 27 จุด โดยมีสาเหตุ จากการรักษาที่ผิดพลาด ไม่มีส่วนเกี่ยวข้องกับคุณสมบัติของ LCP Imatani และคณะ [6] ใช้ small AO T-shaped locking compression plate รักษาการแตกหักแบบป่นของกระดูกปลายแขนท่อนนอก (radius) ในผู้ป่วย 5 ราย พบว่ารอยแตกหักประสานดัวในเวลาเฉลี่ย 10 สัปดาห์

ในขณะที่การรักษาการแตกหักของกระดูกโดยใช้ LCP เพิ่ม มากขึ้น และมีงานวิจัยจำนวนมากยืนยันความเหมาะสมของการใช้ LCP ในการรักษา แต่การศึกษาเกี่ยวกับความแข็งตึง (stiffness) และ การกระจายของความเครียด (strain) ของกระดูกแตกหักและแผ่นเหล็ก ยึดกระดูกยังมีน้อยมาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งแผ่นเหล็กยึดกระดูกแบบ LCP วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้ คือ การศึกษาผลกระทบของตำแหน่ง การยึดสกรูของ LCP บนกระดูกต้นขาที่แตกหักที่มีต่อความแข็งดึงและ การกระจายความเครียด

2. วัสดุและขั้นตอนการวิจัย

เพื่อหลีกเลี่ยงความแตกต่างของขนาด รูปร่าง และคุณสมบัติของ กระดูกดันขาจริง กระดูกดันขาเทียมข้างซ้าย (composite femur, Third-generation femur# 3306 – Pacific Research Laboratories) แสดงดังรูปที่ 1 จึงถูกใช้ในการทดสอบครั้งนี้ โดยกระดูกเทียมนี้มี รูปร่างลักษณะและคุณสมบัติเชิงกลคล้ายกับกระดูกต้นขาจริงของ มนุษย์ และได้ถูกใช้ในงานวิจัยด้านชีวกล(biomechanics)มาก่อนหน้านี้ [7-9] โครงสร้างของกระดูกต้นขาเทียมประกอบด้วย cortical bone ซึ่ง ทำจากอี-กราสไฟเบอร์ในอีพ๊อกซีเรชิ่น และ cancellous bone ซึ่ง ทำจากโฟมโพลิยูรีเทน คุณสมบัติเชิงกลของกระดูกต้นขาเทียม [10] แสดงในตารางที่ 1 ความเครียดที่ผิวของกระดูกเทียมถูกวัดด้วยเกจวัด ความเครียด (strain gage, TML model FLA-1-11) โดยติดเป็นระยะ ห่างเท่า ๆ กัน 9 ตำแหน่งบนด้าน lateral diaphysis และ medial diaphysis



รูปที่ 1 กระดูกต้นขาเทียมข้างซ้ายโดย a-485 มม., b-52 มม., c-37 มม., d-120⁰, e-32 มม., f-93 มม., และ g-16 มม. [10]



รูปที่ 2 รูปร่างลักษณะของ locking compression plate (LCP) และ ตำแหน่งการติดเกจวัดความเครียด (P1-P7) ขนาดเป็น มม.

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของวัสดุ

	LL		รงดึง	แรงอัด	
วัสดุ	ความหนาแน่น	โมดูลัส	ความแข็งแรง	โมดูลัส	ความแข็งแรง
	(g/cc)	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(MPa)
Cortical Bone (อี-กราสไฟเบอร์และอีพ๊อกซีเรซิ่น) [10]	1.7	12,400	90	7,600	120
Cancellous Bone (โฟมโพลิยูรีเทน) [10]	0.27	-	-	104	4.8
316L stainless steel [11]	8	193,000	595	-	-

LCP (Synthes รุ่น 226.641 มี 14 รูยึดสกรู และยาว 250 มม.) และ locking head screws (Synthes รุ่น 213.344 เส้นผ่าศูนย์กลาง 4 มม. และยาว 45 มม.) ถูกใช้ในการศึกษาครั้งนี้ ตำแหน่งการติดเกจ วัดความเครียด (TML,FLA-03-11) บน LCP แสดงดังรูปที่ 2 LCP และ locking head screws ทำจาก 316L stainless steel ซึ่งคุณสมบัติ เชิงกล [11] แสดงดังตารางที่ 1 การยึด LCP บนกระดูกดันขาเทียมใช้ วิธีการเดียวกับการยึด LCP บนกระดูกดันขาจริง โดยมีขั้นตอนตาม large fragment locking compression plate (LCP) technique guide – Synthes



รูปที่ 3 กระดูกเทียมภายใต้แบบจำลองสภาพภาระ

กระดูกต้นขาเทียมรับภาระภายใต้แบบจำลองสภาพภาระ (รูปที่ 3) เสนอโดย Cordey และคณะ [12] ซึ่งได้พิจารณาแรงที่กระทำจาก ilio-tibial tract ใน frontal plane และแรงที่กระทำกับ condyles ใน sagittal plane โดยสร้างแรงกดบน femoral head และ condyles ใน ขณะที่ทำให้เกิดแรงดึงบน greater trochanter แนวแรงสัมผัสกับผิว ของรอยต่อระหว่าง diaphysis กับ metaphysis (sagittal plane) และ ้ลงตรงกึ่งกลางระหว่าง condyles ทั้งสอง (frontal plane) ปลาย ้ด้านล่างของกระดูกเทียมรองรับด้วยระบบ pin และ ball-bearing เพื่อ ป้องกันการเกิดโมเมนต์ดัดและแรงบิดที่ไม่ต้องการ อีพอกซีเรซิ่นถูกใช้ ในการเชื่อมต่อกระดูกเทียมกับแบบจำลองสภาพภาระ ภาระที่กระทำ บนกระดูกต้นขาเทียมสร้างจาก servo hydraulic fatigue machine ภายใต้อุณหภูมิ 25 °C ความชื้นสัมพัทธ์ 55% กระดูกต้นขาเทียมรับ แรงกดที่กระทำ 0-600 นิวตัน ในอัตรา 60 นิวตันต่อวินาที โดยรักษา ระดับแรงที่ 600 นิวตันเป็นเวลา15นาที เพื่อผ่อนคลายการเปลี่ยนแปลง รูปร่างที่ตกค้างจากการทดสอบ ข้อมูลของแรงที่กระทำและการเคลื่อนที่ ้ลงของแกนเครื่องทดสอบ ถูกเก็บด้วยชุดควบคุมของ servo hydraulic fatigue machine การกระจายของความเครียดบน LCP และบนกระดูก ต้นขาเทียมถูกวัดและเก็บข้อมูลโดย data acquisition board (National Instrument,PCI-6013) และdata acquisition software(LabVIEW 7.0) โดยระบบการทดสอบแสดงดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 ระบบการทดสอบ

เพื่อศึกษาผลกระทบของตำแหน่งการยึดสกรูของ LCP บน กระดูกต้นขาที่แตกหักที่มีต่อความแข็งดึงและการกระจายความเครียด กรณีศึกษา 3 กรณีจึงถูกทดสอบในงานวิจัยนี้

กรณี#1: กระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก

กรณี#2: สกรูคู่ที่ยึดข้ามรอยแตกอยู่ห่างกัน (long column) – กระดูก ดันขาเทียมมีรอยแตกขนาด 1 มม. ทิศทางตั้งฉากกับแนวแกนของ กระดูก ที่กึ่งกลางของ diaphysis โดย LCP ถูกยึดผ่านรูยึดสกรู หมายเลข 1,3 /12,14

กรณี#3: สกรูลู่ที่ยึดข้ามรอยแตกอยู่ใกล้กัน (short column) - กระดูก ดันขาเทียมมีรอยแตกขนาด 1 มม. ทิศทางตั้งฉากกับแนวแกนของ กระดูก ที่กึ่งกลางของ diaphysis โดย LCP ถูกยึดผ่านรูยึดสกรู หมายเลข 1,6 / 9,14

3. ผลและการวิเคราะห์

3.1 ความแข็งตึง (stiffness)

ความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำและระยะยุบดัวทั้งหมดสำหรับ กรณี#1-3 แสดงดังรูปที่ 5a-c ตามลำดับ ทุกกรณีศึกษาแสดงลักษณะ เริ่มต้นแบบไม่เป็นเชิงเส้น และเปลี่ยนเป็นแบบเชิงเส้นภายหลัง ลักษณะไม่เป็นเชิงเส้นเกิดจากการรวมกันของการยุบดัวของอีพอกซี-เรชิ่นในแบบจำลองสภาพภาระ และการยุบตัวของกระดูกต้นขาเทียม

โดยเมื่อแรงที่กระทำมีขนาดสูงกว่า 150 นิวตัน การยุบตัวของอีพอกซี-เรชิ่นในแบบจำลองสภาพภาระคงที่ ส่งผลให้การยุบตัวทั้งหมดขึ้นอยู่ กับการยุบตัวของกระดูกต้นขาเทียม และความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่ กระทำกับระยะยุบตัวมีลักษณะเป็นแบบเชิงเส้น ถ้าการเปลี่ยนแปลง ขนาดของกระดูกต้นขาเทียมเป็นแบบยึดหยุ่นเชิงเส้น (linear elastic) การยุบตัวที่เกิดขึ้นในแบบจำลองสภาพภาระสามารถประมาณได้จาก ระยะ A ในรูปที่ 5a ในขณะที่การยุบตัวของกระดูกต้นขาเทียมสามารถ ประมาณได้จากระยะ B ในรูปที่ 5a สำหรับกรณี#2 และ 3 (รูปที่ 5b-c) จะมีระยะยุบตัวทั้งหมดสูงกว่ากรณี#1 (รูปที่ 5a) เนื่องจากมีการยุบตัว เพิ่มเติมของรอยแตกขนาด 1 มม. ที่กึ่งกลาง diaphysis ของกระดูก ด้นขาเทียม



รูปที่ 5 ความสัมพันธ์ระหว่าง แรงที่กระทำกับระยะยุบตัวทั้งหมด สำหรับ (a) กรณี#1 –กระดูกเทียม, (b) กรณี#2 –long column และ (c) กรณี#3 –short column

ความแข็งดึง (stiffness) สามารถคำนวณได้จากความชันของ กราฟระหว่างแรงที่กระทำและระยะการยุบตัว ดังแสดงในรูปที่ 5a โดยค่าความแข็งตึงของแต่ละกรณีถูกนำมาเปรียบเทียบในรูปที่ 6 ค่าความแข็งตึงของทั้งสามกรณีอยู่ในช่วง 260-290 นิวตัน/มม. ซึ่ง สอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดสอบการแตกหักบริเวณ supracondylar ของกระดูกต้นขาที่เสริมความแข็งแรงด้วย 95-degree sideplate [13] การเสริมความแข็งแรงของกระดูกต้นขาเทียมด้วย LCP น่าจะส่งผลให้ความแข็งตึงสูงขึ้น แต่อย่างไรก็ตามความแข็งตึง ของทั้งสามกรณีมีขนาดใกล้เคียงกัน โดยความแข็งตึงของในกรณี#1 เท่ากับของกรณี#3 ในขณะที่ความแข็งตึงของกรณี#2 มีขนาดด่ำกว่า เล็กน้อย (ประมาณ 3%) การที่ความแข็งตึงของทั้งสามกรณีมีขนาด ใกล้เคียงกัน น่าจะเป็นสาเหตุจากการเพิ่มขึ้นของการเปลี่ยนแปลง ขนาดบริเวณ proximal diaphysis และ distal diaphysis (ส่วนบนและ ส่วนล่างของ LCP) ในขณะที่การเปลี่ยนแปลงขนาดบริเวณ middle diaphysis(ส่วนที่เสริมความแข็งแรงด้วย LCP)ลดลงดังนั้นความแข็งตึง โดยรวมจึงมีเปลี่ยนแปลงอย่างไม่มีนัยสำคัญ และส่งผลให้ความแข็งตึง ของกระดูกต้นขาที่เสริมและไม่เสริม LCP มีขนาดใกล้เคียงกัน



รูปที่ 6 Stiffness ของชิ้นทดสอบสำหรับ กรณี#1 –กระดูกเทียม, กรณี#2 –long column และ กรณี#3 –short column

3.2 การกระจายของความเครียด (strain distribution)

ความเครียดบน lateral diaphysis และ medial diaphysis เมื่อ แรงกระทำมีขนาดสูงสุด สำหรับกรณี#1 แสดงดังรูปที่ 7 ค่าความเครียดอัดบน medial diaphysis สูงกว่าความเครียดดึงบน lateral diaphysis และค่าความเครียดสูงสุดเกิดในตำแหน่งที่ 2 และ 3 (proximal diaphysis) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ [12] สำหรับกระดูกต้นขาเทียมหักที่เสริมด้วย LCP (กรณี#2 และ 3) การกระจายของความเครียดแสดงดังรูปที่ 8a-b ตามลำดับ การกระจายของความเครียดบนด้าน lateral และ medial ในตำแหน่งที่ 1,2,8,9 (ส่วนบนและส่วนล่างของ LCP) ของกรณี#2 และ 3 มีลักษณะ เดียวกัน โดยมีขนาดสูงกว่ากรณี#1 ประมาณ 16-23% ซึ่งยืนยันถึง การเพิ่มขึ้นของการเปลี่ยนแปลงขนาดบริเวณ proximal diaphysis และ distal diaphysis (ส่วนบนและส่วนล่างของ LCP) โดยส่งผลให้ความ แข็งดึงของกระดูกด้นขาที่เสริมและไม่เสริม LCP มีขนาดใกล้เคียงกัน (รูปที่ 6)

ในบริเวณ middle diaphysis (ส่วนที่เสริมความแข็งแรงด้วย LCP หรือ ตำแหน่งที่ 3-7 ของกระดูกต้นขาเทียม) ความเครียดบนด้าน medial ตำแหน่งที่ 3 ของกรณี#2 (long column) มีขนาดสูงกว่า ความเครียดที่ตำแหน่งเดียวกันของกรณี#3 (short column) 2.8 เท่า เนื่องจากการยึดสกรูที่ตำแหน่ง 1 และ 6 ของ LCP ในกรณี#3 ทำให้ แรงสามารถส่งผ่านจุดที่มีความเครียดสูงสุดที่ตำแหน่งที่ 3 ของ medial



รูปที่ 8 การกระจายความเครียดของกระดูกต้นขาเทียมเสริมด้วย LCP; (a) กรณี#2: long column -1,3 / 12,14 และ (b) กรณี#3: short column - 1,6 / 9,14

ถ้าระดับของความเค้นบน LCP ที่ต่ำและอายุการล้าที่ยาวนาน ของ LCP เป็นเกณฑ์การเลือกตำแหน่งยึดสกรูเพื่อรักษาการแตกหัก ของกระดูกดันขา การเสริม LCP แบบกรณี#2 (long column) จะมี ความเหมาะสมกว่าการเสริม LCP แบบกรณี#3 (short column) การทำนายจำนวนรอบของภาระ (จำนวนก้าวในการเดินหรือระยะเวลา ในการเดิน) ที่จะทำให้แผ่นเหล็กเสริมกระดูกเกิดความเสียหายจาก การล้าเป็นข้อมูลสำคัญที่ใช้ในการรักษา แต่ความเค้นดึงสูงสุดที่ได้จาก งานวิจัยนี้เป็นค่าที่วัดจากผิวของ LCP ในขณะที่ความเค้นดึงสูงสุดที่ แท้จริงจะอยู่ที่บริเวณรูยึดสกรูของ LCP [3] ดังนั้นการคำนวณเชิง ตัวเลขของค่าความเค้นดึงสูงสุดจึงมีความจำเป็นในการทำนายอายุ การล้าของ LCP

4. สรุป

ผลกระทบของตำแหน่งการยึดสกรูของ LCP บนกระดูกต้นขาที่ แตกหักที่มีต่อความแข็งตึงและการกระจายความเครียด ได้ถูกศึกษาใน 3 กรณี คือ กรณี#1: กระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก, กรณี#2: long column – กระดูกต้นขาเทียมมีรอยแตกขนาด 1 มม. (กึ่งกลางของ diaphysis) และ LCP ถูกยึดผ่านรูยึดสกรู 1,3 / 12,14, และกรณี#3:

diaphysis (รูปที่ 7) ได้ ซึ่งส่งผลให้ความเครียดด้าน medial ของ กรณี #3 (short column) ต่ำกว่าของกรณี#2 (long column-ยึดสกรูที่ ตำแหน่ง 1 และ 3 ของ LCP) ถ้าการรักษาระดับของความเครียดบน กระดูกต้นขาให้ต่ำเป็นเกณฑ์การเลือกตำแหน่งยึดสกรู ในการรักษา การแตกหักของกระดูกต้นขา การเสริม LCP แบบกรณี#3 (short column) จะมีความเหมาะสมกว่าการเสริม LCP แบบกรณี#2 (long column)



รูปที่ 7 การกระจายความเครียดของ กรณี#1 –กระดูกดันขาเทียม

ขนาดของความเครียดบนด้าน medial ของกระดูกต้นขาเทียม เสริม LCP บนตำแหน่ง 4-7 ของกรณี #2 และ 3 มีความแตกต่างกัน เล็กน้อย โดยมีขนาดต่ำกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับกรณี #1 ยกเว้นใน ตำแหน่งที่ 5 ซึ่งเกิดความเครียดอัดขนาดสูงเนื่องมาจากการอัดกัน ระหว่างส่วนบนและส่วนล่างของรอยแตก จากค่าโมดูลัสของวัสดุที่ใช้ ทำผิวด้านนอกกระดูกต้นขาเทียม (ตารางที่ 1) ความเค้นอัดที่เกิด บริเวณรอยแตกเป็น 22.8 และ 21.3 MPa สำหรับกรณี #2 และ 3 ตามลำดับ การเกิดแรงอัดเล็กน้อยบริเวณรอยแตกส่งผลให้การประสาน ด้วของกระดูกต้นขาดีขึ้น [1] แต่ในปัจจุบันยังไม่มีรายงานถึงขนาดของ แรงอัดที่เหมาะสม ซึ่งจำเป็นจะต้องมีการศึกษาต่อไปในอนาคต

การกระจายของความเครียดดึงบน LCP ในกรณี#2 (long column) เกิดในช่วงกว้าง (ตำแหน่งที่ 2 ถึง 6) โดยมีขนาดสูงสุดเป็น 70 με ในขณะที่การกระจายของความเครียดดึงบน LCP ในกรณี#3 (short column) จะเกิดในช่วงแคบ (ตำแหน่งที่ 3 ถึง 5) โดยมีขนาด สูงสุดเป็น 88 με จากค่าโมดูลัสแรงดึงของ 316L stainless steel (ตารางที่ 1) ความเค้นดึงสูงสุดบน LCP เป็น 13.5 และ 16.9 MPa ้สำหรับกรณี#2 และ #3 ตามลำดับ เหล็กดามกระดูกซึ่งถูกใช้งาน ภายใต้แรงกระทำซ้ำไปซ้ำมาสามารถเกิดความเสียหายจากการล้าได้ Van Meeteren และคณะ [14] ได้ใช้ AO 95⁰condylar blade plate รักษาการแตกหักบริเวณ subtrochanteric ของผู้ป่วย 40 ราย พบ ความล่าซ้าในการประสานตัว เนื่องจากความเสียหายจากการล้าของ แผ่นยึดกระดูก Sivakumar และคณะ [15] ได้ศึกษาการแตกหักของ กระดูกต้นขาข้างขวาซึ่งผ่าตัดเสริมด้วย six-holed tubular compression bone plate พบว่าแผ่นเหล็กดามเกิดการแตกหักบริเวณรู สกรูซึ่งอยู่ติดกับรอยแตกของกระดูก ในระยะเวลาแปดเดือน เมื่อวัสดุ ้รับภาระสูงแบบซ้ำไปซ้ำมา อายุการล้าของวัสดุจะสั้น โดยความสัมพันธ์ ระหว่างความเค้นและการล้าเป็นไปตาม power law ซึ่งการลดลงของ ความเค้นเพียงเล็กน้อยจะส่งผลให้อายุการล้าเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ

short column – กระดูกตันขาเทียมมีรอยแตกขนาด 1 มม. (กึ่งกลาง ของdiaphysis) และ LCP ถูกยึดผ่านรูยึดสกรู 1,6 / 9,14 โดยผล การวิจัยสามารถ สรุปได้ดังนี้

 ความแข็งดึงของในกรณี#1 เท่ากับของกรณี#3 ในขณะที่ ความแข็งดึงของกรณี#2 มีขนาดด่ำกว่าเล็กน้อย (ประมาณ 3%) โดย การเพิ่มขึ้นของการเปลี่ยนแปลงขนาดบริเวณ proximal diaphysis และ distal diaphysis (ส่วนบนและส่วนล่างของ LCP) และการลดลงของ การเปลี่ยนแปลงขนาดบริเวณ middle diaphysis (ส่วนที่เสริม ความแข็งแรงด้วย LCP) ส่งผลให้ความแข็งดึงของกระดูกดันขาที่เสริม และไม่เสริม LCP มีขนาดใกล้เคียงกันโดยอยู่ในช่วง260-290นิวดัน/มม.

2. ความเครียดบนด้าน medial ดำแหน่งที่ 3 ของกรณี#2 (long column) มีขนาดสูงกว่าความเครียดที่ตำแหน่งเดียวกันของกรณี#3 (short column) 2.8 เท่า เนื่องจากการยึดสกรูบน LCP ในกรณี#3 สามารถส่งผ่านแรงข้ามจุดที่มีความเครียดสูงสุด (ตำแหน่งที่ 3 ของ medial diaphysis) ได้ ในขณะที่ความเครียดบนด้าน medial ของ กระดูกต้นขาเทียมเสริม LCP ในตำแหน่งที่ 5 มีขนาดสูง เนื่องมาจาก การอัดกันระหว่างส่วนบนและส่วนล่างของรอยแตก โดยความเค้นอัด ที่เกิดบริเวณรอยแตกเป็น 22.8 และ 21.3 MPa สำหรับกรณี #2 และ 3 ตามลำดับ

3. ความเครียดดึงบน LCP มีขนาดสูงสุดเป็น 70 με สำหรับ กรณี#2 (long column) และมีขนาดสูงสุดเป็น 88 με สำหรับกรณี#3 (short column) ในขณะที่ความเค้นดึงสูงสุดบน LCP เป็น 13.5 และ 16.9 MPa สำหรับกรณี#2 และ 3 ตามลำดับ

4. ถ้าการรักษาระดับของความเครียดบนกระดูกต้นขาให้ต่ำเป็น เกณฑ์การเลือกตำแหน่งยึดสกรูในการรักษาการแตกหักของกระดูก ด้นขา การเสริม LCP แบบกรณี#3 (short column) จะมีความเหมาะสม กว่าการเสริม LCP แบบกรณี#2 (long column) แต่ถ้าระดับของ ความเค้นบน LCP ที่ต่ำและอายุการล้าที่ยาวนานของ LCP เป็นเกณฑ์ การเลือกตำแหน่งยึดสกรูในการรักษาการแตกหักของกระดูกตันขา การเสริม LCP แบบกรณี#2 (long column) จะมีความเหมาะสมกว่า การเสริม LCP แบบกรณี#3 (short column)

5. กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณคำแนะนำและการสนับสนุนจาก ดร. ศุภสิทธิ์ รอดขวัญ สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.) และศูนย์เทคโนโลยี โลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC)

6. เอกสารอ้างอิง

 Thakur, A.J., The elements of fracture fixation. 1997, Glasgrow: Churchill Livingstone.

- [2] Frigg, R., Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). Injury, 2001. 32(Supplement 2): p. 63-66.
- [3] Frigg, R., Development of the Locking Compression Plate. Injury, 2003. 34(Supplement 2): p. 6-10.
- [4] Leung, F., et al., Palmar plate fixation of AO type C2 fracture of distal radius using a loacking compression plate - A biomechanical study in a cadaveric model. The Journal of Hand Surgery: Journal of the British Society for Surgery of the Hand, 2003. 28(3): p. 263-266.
- [5] Sommer, C., et al., First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). Injury, 2003. 34(Supplement 2): p. 43-54.
- [6] Imatani, J., et al., Minimally invasive plate osteosynthesis for comminuted fractures of the metaphysis of the radius. The Journal of Hand Surgery: Journal of the British Society for Surgery of the Hand, 2005. 30(2): p. 220-225.
- [7] Cristofolini, L., et al., Mechanical validation of whole bone composite femur models. Journal of Biomechanics, 1996. 29(4): p. 525-535.
- [8] Heiner, A.D. and T.D. Brown, Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. Journal of Biomechanics, 2001. 34(6): p. 773-781.
- [9] Waide, V., et al., Experimental investigation of bone remodelling using composite femurs. Clinical Biomechanics, 2003. 18(6): p. 523-536.
- [10] www.sawbone.com, Pacific Research Laboratories. 2004.
- [11] ASM Handbook, Volume 1: Properties and Selection: Irons, Steels, and High-Performance Alloys, J.R. Davis, Editor. 1994, ASM International: OH.
- [12] Cordey, J., et al., Loading model for the human femur taking the tension band effect of the ilio-tibial tract into account. Injury, 1999. 30(SUPPL. 1).
- [13] Firoozbakhsh, K., et al., Mechanics of retrograde nail versus plate fixation for supracondylar femur fractures. Journal of orthopaedic trauma, 1995. 9(2): p. 152-157.
- [14] Van Meeteren, M.C., et al., Condylar plate fixation of subtrochanteric femoral fractures. Injury, 1996. 27(10): p. 715-717.
- [15] Sivakumar, M., Kamachi Mudali, U. and Rajeswari, S., Investigation of failures in stainless steel orthopaedic implant devices: fatigue failure due to improper fixation of a compression bone plate. International Journal of Fatigue, 1995. 17(8): p. 583.