

การล้าของแผ่นล็อกอัดบนกระดูกต้นขาที่หัก

Fatigue Failure of a Locking Compression Plate for Fractured Femur

พานูรังสิทธ์ หมั่นจันทร์¹ วชิระ พิภพมงคล² และ ชาวสวน กาญจน์มัย^{1*}

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ อ.คลองหลวง จ.ปทุมธานี 12120

โทร 0-2564-3001-9 ต่อ 3150 โทรสาร 0-2564-3010 *อีเมลล์ kchao@engr.tu.ac.th

² กองออร์โธปิดิกส์ โรงพยาบาลภูมิพล กองทัพอากาศ กรุงเทพฯ 10210

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

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

Tel: 0-2564-3001-9 ext 3150, Fax: 0-2564-3010, *E-mail: kchao@engr.tu.ac.th

² Department of Orthopedic Surgery, Bhumibol Adulyadej Hospital, Royal Thai Air Force, Bangkok, Thailand 10210

บทคัดย่อ

การรักษาการแตกหักของกระดูกต้นขาโดยใช้แผ่นโลหะตามกระดูก (bone plate) เป็นวิธีหนึ่งที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย แต่มีงานวิจัยจำนวนน้อยที่ศึกษาถึงอายุการล้าของแผ่นโลหะตามกระดูก โดยเฉพาะอย่างยิ่ง locking compression plate (LCP) ซึ่งได้รับการปรับปรุงจากแผ่นโลหะตามกระดูกแบบ dynamic compression plate (DCP) โดยรวมรูยึดสกรูแบบล็อก (locking hole) และรูยึดสกรูแบบอัด (compression hole) เข้าไว้ด้วยกัน งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาผลกระทบของตำแหน่งการยึดสกรูที่มีต่อการล้าของ LCP โดยขนาดและตำแหน่งของความเครียด (strain) บน LCP ได้ถูกจำลองให้ใกล้เคียงกับ ความเครียดที่เกิดขึ้นจริงบน LCP ในรูปแบบการยึดสกรู 2 กรณี (a) long column-กระดูกต้นขาเทียมมีรอยแตกขนาด 8 มม. (กึ่งกลางของ diaphysis) LCP ถูกยึดผ่านรู 1,3 / 12,14 และ (b) short column-กระดูกต้นขาเทียมมีรอยแตกขนาด 8 มม. (กึ่งกลางของ diaphysis) LCP ถูกยึดผ่านรู 1,6 / 9,14 อายุการล้าและกลไกการล้าได้ถูกศึกษาและเปรียบเทียบ ผลการศึกษาที่ได้พบว่าการยึดสกรูบน LCP แบบ long column จะทำให้มีอายุการล้าของ LCP ที่นานกว่าและก่อให้เกิดความบอบช้ำกับเนื้อเยื่อของกระดูกบริเวณรอยแตกหักน้อยกว่าการยึดแบบ short column

Abstract

In weight bearing diaphyseal fracture, intramedullary nailing is the standard of treatment. However, there are many conditions, which preclude reamed interlocking nail. Plate fixation of the femoral shaft is then preferred. As a new type of implant, the

locking compression plate (LCP) utilizes the property of the dynamic compression plate (DCP) together with the advantages of locking screw plate systems. In the present work, the effects of screw position on the stiffness and strain distribution of the bone and implant, and the fatigue life of LCP were studied experimentally on (a) a transverse 8-mm fracture at the midshaft fixed with an LCP in long column fixation (4 locking screws fixed in hole number 1, 3 and 12, 14), and (b) a transverse 8-mm fracture at the midshaft fixed with an LCP in short column fixation (4 locking screws fixed in hole number 1, 6 and 9, 14). The results shown that the LCP fixed in long column fixation had longer fatigue life and less tumor on fracture than that of short column fixation.

1. บทนำ

การรักษาการแตกหักในส่วนกลางของกระดูกต้นขา (femur) สามารถทำได้หลายวิธี โดยการใช้แผ่นโลหะเหล็กตามกระดูก (bone plate) ยึดด้วยสกรูเพื่อส่งผ่านแรงข้ามบริเวณรอยหัก แต่แรงกดและแรงเสียดทานระหว่างแผ่นโลหะ – พื้นผิวกระดูกสามารถส่งผลให้เกิดความเสียหายของท่อลำเลียงของหลอดเลือดบริเวณผิวของกระดูกได้ ดังนั้นจึงเกิดการพัฒนาแผ่นโลหะแบบล็อกอัด (locking compression plate, LCP) โดย AO/ASIF (association for the study of osteosynthesis / association for the study of internal fixation) ซึ่งได้ปรับปรุงข้อเสียของแผ่นโลหะตามกระดูกแบบเดิมด้วยการรวมรูยึดสกรูแบบล็อก (locking hole) และรูยึดสกรูแบบอัด (compression hole) เข้าไว้

ด้วยกันในแผ่นโลหะตามกระดูก ซึ่งส่งผลให้แพทย์สามารถใช้ LCP เป็นแผ่นเหล็กตามกระดูกโดยยึดสกรูหัวเกลียว (locking head screw) เข้ากับกระดูกโดยไม่มีการสัมผัสระหว่าง LCP และผิวกระดูก นอกจากนี้ยังสามารถใช้ยึดรอยแตกหักโดยใช้สกรูยึดกระดูก (bone screw) ยึดผ่านรูยึดสกรูแบบอัดได้ด้วย โดยความเหมาะสมในการนำ LCP ไปใช้ในการรักษาผู้ป่วยได้ถูกยืนยันในการวิจัยต่างๆ [1-4] เช่น Sommer และคณะ [4] ใช้ LCP ในการรักษาผู้ป่วย 144 คน ซึ่งมีการแตกหักในตำแหน่งต่างๆ 169 จุด (tibial, humerus, radius, femur) พบว่ากระดูกประสานตัวในรูปร่างและระยะเวลาที่เหมาะสม 130 จุด (86 %) โดยในส่วนใหญ่ที่เกิดการประสานตัวผิดพลาดหรือเกิดความล่าช้า 27 จุด โดยเกิดจากรักษาที่ผิดพลาด ไม่มีส่วนเกี่ยวข้องกับคุณสมบัติของ LCP

ในระหว่างการรักษา LCP จะทำหน้าที่รับภาระที่เกิดจากน้ำหนักของร่างกาย ซึ่งจะรับภาระสูงเมื่อเริ่มติดตั้ง และจะลดลงเมื่อภาระบางส่วนถูกรับโดยกระดูกส่วนที่ประสานกันดีแล้ว โดยทั่วไปรอยแตกบริเวณส่วนกลางของกระดูกต้นขา (femoral shaft) จะประสานกันสมบูรณ์และแผ่นโลหะตามกระดูกจะถูกถอดออกภายหลังการติดตั้งประมาณ 24-36 เดือน [5] แต่ในระหว่างที่รอยแตกยังไม่ประสานกัน สมบูรณ์และการเดินของผู้ป่วยส่งผลให้เกิดภาระแบบวงจร (cyclic loading) บน LCP ซึ่งนำไปสู่การล้า (fatigue) ของ LCP ได้ เนื่องจาก LCP ถูกเริ่มนำมาใช้ในการรักษาในระยะเวลานาน โดยเฉพาอย่างยิ่งเมื่อเทียบกับแผ่นโลหะตามกระดูกแบบเดิม ดังนั้นจึงมีงานวิจัยจำนวนมากน้อยศึกษาถึงความเสียหายของ LCP Azoaveo [6] ได้ทำการศึกษาค่าความเสียหายที่เกิดขึ้นกับแผ่นโลหะตามกระดูกแบบเดิมที่ทำจากไทเทเนียม พบว่าหลักฐานการกัดกร่อนจากของเหลวในร่างกายบนขอบเขตของเกรน (intergranular β -phase) ซึ่งแสดงถึงกลไกความเสียหายแบบการกัดกร่อน-การล้า (corrosion-fatigue mechanism) Sudhakar [7] ได้ศึกษาความเสียหายที่เกิดขึ้นกับแผ่นโลหะตามกระดูกที่ทำจาก vitallium 2000 (Co-Cr-Mo alloy) ซึ่งใช้ในผู้ป่วยจริง พบว่ารอยร้าวล้า (fatigue crack) เกิดบริเวณผิวสัมผัสระหว่างสกรูกับแผ่นโลหะ โดยมีกลไกการเกิดแบบการกัดกร่อน-การล้า Stoffel และคณะ [8] ได้ศึกษารูปแบบการยึดสกรูบนแผ่นโลหะตามกระดูก ที่มีผลต่อความแข็งแรง (stiffness) และการล้า โดยการจำลองระบบกระดูกต้นขาที่แตกหักและ LCP ด้วยทรงกระบอก 2 ชิ้นยึดด้วย LCP ที่ทำจากไทเทเนียม โดยมีระยะห่าง 1 และ 6 มม เพื่อจำลองขนาดของรอยแตกบนกระดูก แรงกดสูงสุดในแต่ละภาระแบบวงจรเป็น 230 นิวตัน พบว่าการยึดสกรูในตำแหน่งที่ใกล้กับรอยแตกจะทำให้เกิดความแข็งแรงสูง และมีอายุการล้ายาวนานกว่าการยึดสกรูห่างจากรอยแตก แต่ผลการศึกษาไม่ได้กระทำบนตัวแบบที่มีลักษณะและภาระจริงซึ่งรูปแบบการโก่งตัวของ LCP ถูกจำกัดเมื่อมีรอยแตกของกระดูกต้นขาสัมผัสกัน ดังนั้นการวิจัยความเสียหายของ LCP ในสภาพใกล้เคียงกับการแตกหักของกระดูกต้นขาจริงจึงมีความจำเป็น เพื่อจะนำไปสู่ความเข้าใจในกลไกความเสียหายการแตกหักของ LCP ได้

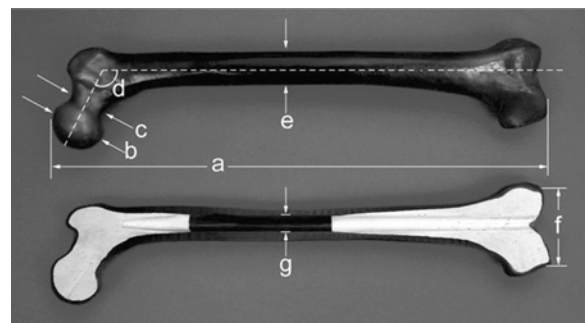
ในขณะที่การรักษารอยแตกหักของกระดูกโดยใช้ LCP เพิ่มขึ้น และมีงานวิจัยจำนวนมากยืนยันความเหมาะสมของการใช้ LCP ในการรักษา แต่การศึกษาผลกระทบของรูปแบบการยึดสกรูที่มีผลต่อการ

ล้าของ LCP ยังมีไม่เพียงพอ ดังนั้นวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้ คือ การศึกษาผลกระทบของตำแหน่งการยึดสกรูที่มีผลต่อการล้าของ LCP โดยอายุการล้าและกลไกการล้าได้ถูกศึกษาและเปรียบเทียบ ผลการศึกษาที่ได้สามารถใช้เป็นแนวทางประกอบการตัดสินใจของแพทย์ในการเลือก วิธีการยึด LCP ในผู้ป่วยที่กระดูกต้นขาที่แตกหัก

2. ขั้นตอนการวิจัย

2.1 ความแข็งแรง (stiffness) และการกระจายความเครียด (strain distribution)

เพื่อหลีกเลี่ยงความแตกต่างทางขนาด รูปร่าง และคุณสมบัติของกระดูกต้นขาจริง กระดูกต้นขาเทียมข้างซ้าย (composite femur, Third-generation femur# 3306 – Pacific Research Laboratories) ซึ่งมีรูปร่างลักษณะและคุณสมบัติเชิงกลคล้ายกับกระดูกต้นขาจริงของมนุษย์ [9-11] ดังแสดงในรูปที่ 1 และตารางที่ 1 จึงถูกใช้ในการทดสอบครั้งนี้



รูปที่ 1 กระดูกต้นขาเทียมข้างซ้ายโดย a:485 มม., b:52 มม., c:37 มม., d:120°, e:32 มม., f:93 มม., และ g:16 มม.

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของวัสดุ

Material	Density (g/cc)	Tensile		Compressive	
		Modulus (MPa)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Strength (MPa)
Cortical Bone	1.7	12,400	90	7,600	120
Cancellous Bone	0.27	-	-	104	4.8
LCP (316L stainless steel)	8	193×10^3	595	-	-

LCP (Synthes 226.641 ซึ่งมี 14 รูยึดสกรู และยาว 250 มม.) และ locking head screws (Synthes 213.344 ซึ่งมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 4 มม. และยาว 45 มม.) ถูกใช้ในการศึกษาครั้งนี้ รูปร่างของ LCP แสดงดังรูปที่ 2 โดย LCP และ locking head screws ทำจาก 316L stainless steel ซึ่งโครงสร้างจุลภาค คุณสมบัติเชิงกล และองค์ประกอบทางเคมี แสดงดังรูปที่ 3 ตารางที่ 1 และตารางที่ 2 ตามลำดับ การยึด LCP บนกระดูกต้นขาเทียมใช้วิธีการเดียวกับการยึด LCP บนกระดูกต้นขาจริง โดยมีขั้นตอนตาม large fragment locking compression plate (LCP) technique guide – Synthes [12]

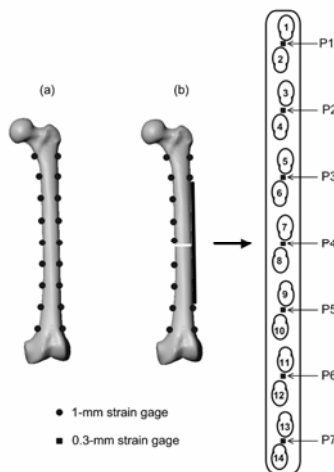
เพื่อศึกษาผลกระทบของตำแหน่งการยึดสกรูของ LCP บนกระดูกต้นขาที่แตกหักที่มีต่อความแข็งแรงและการกระจายความเครียดกรณีศึกษา 3 กรณีจึงถูกศึกษาในงานวิจัยนี้

กรณี#1: กระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก

กรณี#2: long column – กระดูกต้นขาเทียมมีรอยแตกขนาด 8 มม. ที่กึ่งกลางของ diaphysis และ LCP ถูกยึดห่างจากรอยแตก โดยยึดผ่านรู 1,3 / 12,14

กรณี#3: short column – กระดูกต้นขาเทียมมีรอยแตกขนาด 8 มม. ที่กึ่งกลางของ diaphysis และ LCP ถูกยึดใกล้กับรอยแตก โดยยึดผ่านรู 1,6 / 9,14

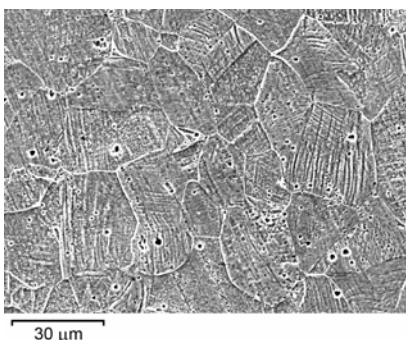
โดยทั่วไปความเครียดจะมีขนาดสูงบริเวณที่เกิดความไม่ต่อเนื่องของวัสดุ เช่น บริเวณรูยึดสกรูแบบล็อกและรูยึดสกรูแบบอัดของ LCP แต่เนื่องจากข้อจำกัดของการติดตั้งอุปกรณ์วัดความเครียด ดังนั้นขนาดของความเครียดที่ผิวของ LCP จึงถูกตรวจวัดและใช้ศึกษาในครั้งนี้อยู่ โดยความเครียดที่ผิวของกระดูกเทียมถูกวัดด้วยเกจวัดความเครียด (strain gauge) ขนาดความยาวยาว 1 มม (TML: FLA-1-11) โดยติดตั้งตามมาตรฐาน ASTM [13] เป็นระยะห่างเท่าๆ กัน 9 ตำแหน่งบนด้าน lateral diaphysis และ medial diaphysis ในขณะที่ความเครียดที่ผิวของ LCP ถูกวัดด้วยเกจวัดความเครียดขนาดความยาวยาว 0.3 มม. (TML: FLA-03-11) ในตำแหน่งดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 รูปร่างลักษณะของ locking compression plate (LCP) และตำแหน่งการติดตั้งเกจวัดความเครียด (P1-P7)

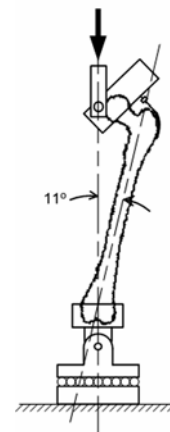
ตารางที่ 2 แสดงองค์ประกอบทางเคมีของ 316L stainless steel

Element	Mn	Cr	Ni	Mo	Fe
Weight %	2.16	18.66	13.73	1.45	balance



รูปที่ 3 โครงสร้างของ 316L stainless steel

แบบจำลองสภาพภาระบนกระดูกต้นขาเสนอโดย Cordey และคณะ [14] ได้ถูกใช้ในการศึกษาความแข็งแรง และการกระจายความเครียดของกระดูกต้นขา และ LCP โดยได้พิจารณาแรงที่กระทำจาก ilio-tibial tract ใน frontal plane และแรงที่กระทำกับ condyles ใน sagittal plane โดยสร้างแรงกดบน femoral head และ condyles ในขณะที่ทำให้เกิดแรงดึงบน greater trochanter แนวแรงสัมผัสกับผิวของรอยต่อระหว่าง diaphysis กับ metaphysis (sagittal plane) และลงตรงกึ่งกลางระหว่าง condyles ทั้งสอง (frontal plane) ปลายด้านล่างของกระดูกเทียมรองรับด้วยระบบ pin และ ball-bearing เพื่อป้องกันการเกิดโมเมนต์ดัดและแรงบิดที่ไม่ต้องการ อีพอกซีเรซินถูกใช้ในการเชื่อมต่อกระดูกเทียมกับแบบจำลองสภาพภาระ โดยรายละเอียดของแบบจำลองสภาพภาระบนกระดูกต้นขาแสดงดังรูปที่ 4



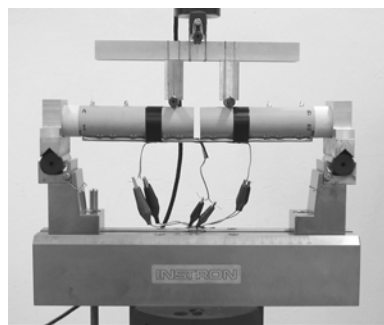
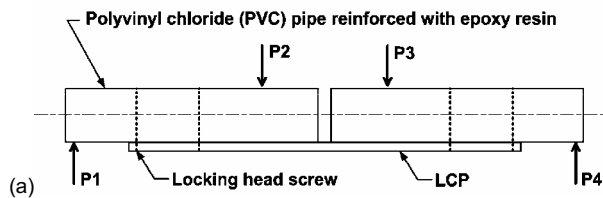
รูปที่ 4 แบบจำลองสภาพภาระบนกระดูกต้นขา

ภาระที่กระทำบนกระดูกต้นขาเทียมสร้างจาก servo-hydraulic fatigue machine ภายใต้อุณหภูมิ 25 °C ความชื้นสัมพัทธ์ 55% กระดูกต้นขาเทียมรับแรงกด 0-600 นิวตัน (น้ำหนักของผู้ป่วย 60 กิโลกรัม ในขณะเดินอย่างช้าๆ) ในอัตรา 60 นิวตันต่อวินาที โดยรักษาระดับแรงที่ 600 นิวตัน เป็นเวลา 15 นาที เพื่อหลีกเลี่ยงการเปลี่ยนแปลงรูปร่างที่ตกค้างระหว่างการทดสอบ ข้อมูลของแรงที่กระทำและการเคลื่อนที่ลงของแกนเครื่องทดสอบถูกเก็บด้วยชุดควบคุม servo hydraulic fatigue machine ในขณะที่การกระจายของความเครียดบน LCP และบนกระดูกต้นขาเทียมถูกวัดและเก็บข้อมูลโดย data acquisition board (National Instrument, PCI-6013) และ data acquisition software (LabVIEW 7.0)

2.2 การล้า (fatigue)

ในปัจจุบันยังไม่มีงานวิจัยที่รายงานผลกระทบของภาระแบบวงรอบ (cyclic loading) ต่อพฤติกรรมของกระดูกต้นขาเทียม (composite femur, Third-generation femur, Pacific Research Laboratories) ดังนั้นเพื่อหลีกเลี่ยงการล้าของกระดูกต้นขาเทียมในระหว่างศึกษาการล้าของ LCP ขึ้นทดสอบ LCP ซึ่งประกอบอยู่บนชุดท่อ Polyvinyl chloride เสริมความแข็งแรงด้วย epoxy resin จึงถูกศึกษาโดยใช้การทดสอบแบบการดัด 4 จุด (4-point bending) ด้วย servo-hydraulic fatigue machine โดยควบคุมระยะโก่งตัวสูงสุดของขึ้นทดสอบ เพื่อให้ขนาดและตำแหน่งของความเครียดสูงสุดบน LCP

ใกล้เคียงกับความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นจริงบน LCP (กรณี# 2 และ 3 ของการศึกษาความแข็งแรง และการกระจายความเครียด) ในขณะที่ขนาดของความเครียดต่ำสุดบน LCP เมื่อเริ่มทดสอบถูกควบคุมให้มีขนาดประมาณ 3% ของความเครียดสูงสุด โดยการทดสอบกระทำภายใต้อุณหภูมิ 25 °C ความชื้นสัมพัทธ์ 55% และความถี่ 3 รอบต่อวินาที รายละเอียดของการทดสอบการล้าแสดงดังรูปที่ 5 เนื่องจากการเกิดและขยายตัวของรอยร้าวบน LCP ส่งผลให้แรงกดที่ทำให้เกิดการโก่งตัวของ LCP ลดลงตามจำนวนรอบของภาระที่มากระทำ ดังนั้นอายุการล้า (fatigue life) ของ LCP จึงถูกกำหนดให้เป็นจำนวนรอบที่แรงกดสูงสุดลดลงจนมีค่าเป็น 5% ของแรงกดสูงสุดเมื่อเริ่มทดสอบ พื้นผิวการแตกหักจะถูกศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน (scanning electron microscope) เพื่อเข้าใจถึงกลไกการล้าของ LCP



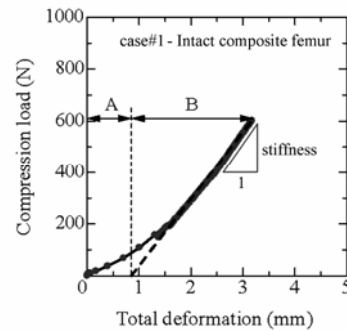
รูปที่ 5 (a) ขั้นตอนทดสอบการล้า และ
 (b) การทดสอบการล้าแบบการดัด 4 จุด

3. ผลและการวิเคราะห์

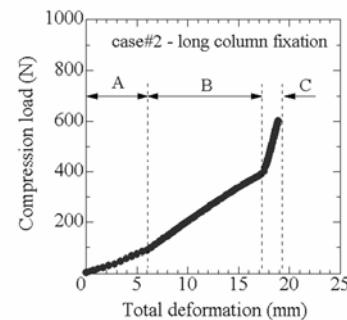
3.1 ความแข็งแรง (stiffness)

ความสัมพันธ์ระหว่างแรงและการเปลี่ยนแปลงขนาดตามแนวแรงของกรณี#1-3 แสดงดังรูปที่ 6a-c ตามลำดับ กรณี#1 เป็นการเปลี่ยนแปลงขนาดของกระดูกต้นขาเทียมที่ไม่มีการแตกหัก ซึ่งแสดงลักษณะเริ่มต้นแบบไม่เป็นเชิงเส้น และเปลี่ยนเป็นแบบเชิงเส้นภายหลังลักษณะไม่เป็นเชิงเส้น (ช่วง A ของรูปที่ 6a) เกิดจากการรวมกันของการยุบตัวของอ็อกซีเรชั่นในแบบจำลองสภาพภาระ และการยุบตัวของกระดูกต้นขาเทียม โดยเมื่อแรงที่กระทำมีขนาดสูงกว่า 150 นิวตัน การยุบตัวของอ็อกซีเรชั่นในแบบจำลองสภาพภาระคงที่ ส่งผลให้การยุบตัวทั้งหมดขึ้นอยู่กับ การยุบตัวของกระดูกต้นขาเทียม โดยความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับการเปลี่ยนแปลงขนาดมีลักษณะเป็นแบบเชิงเส้น (ช่วง B ของรูปที่ 6a) สำหรับกรณี#2 และ 3 (รูปที่ 6b-c) การเปลี่ยนแปลงขนาดในช่วงเริ่มต้น (ช่วง A ของรูปที่ 6b-c) เป็นแบบไม่เป็นเชิงเส้นเช่นเดียวกับกรณี#1 และเปลี่ยนเป็นแบบเชิงเส้นภายหลัง โดยการเปลี่ยนแปลงขนาดแบบเชิงเส้นในส่วนนี้แบ่งเป็น

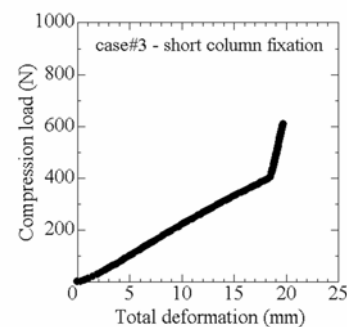
2 ช่วง โดยช่วงแรกจะเกิดจากการเปลี่ยนแปลงขนาดของ LCP ในสภาพซึ่งไม่มีการสัมผัสกันของรอยแตก (ช่วง B ของรูปที่ 6b-c) ในขณะที่การเปลี่ยนแปลงขนาดแบบเชิงเส้นช่วงที่ 2 (ช่วง C ของรูปที่ 6b-c) เกิดขึ้นเมื่อผิวของรอยแตกสัมผัสกัน (ที่แรงกดประมาณ 380-400 นิวตัน) โดยการเปลี่ยนแปลงขนาดในช่วงที่ 2 นี้มีสาเหตุมาจากการเปลี่ยนแปลงขนาดของ LCP และกระดูกต้นขาเทียม



(a)



(b)



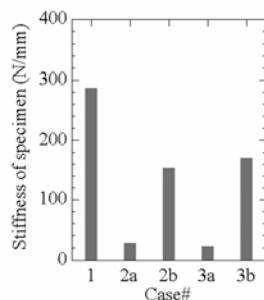
(c)

รูปที่ 6 ความสัมพันธ์ระหว่าง แรงกดกับระยะยุบตัว ;

(a) กรณี#1:กระดูกเทียมไม่มีการแตกหัก, (b) กรณี#2:long column, และ (c) กรณี#3:short column

อัตราส่วนระหว่างแรงกดต่อการเปลี่ยนแปลงขนาดของชิ้นทดสอบ หรือค่าความแข็งแรง (stiffness) ในช่วงต่างๆ (รูปที่ 6) ถูกนำมาเปรียบเทียบในรูปที่ 7 เมื่อพิจารณาค่าความแข็งแรงของชิ้นทดสอบกรณีมีรอยแตก พบว่าค่าความแข็งแรงของกรณี#2a (long column) และ 3a (short column) มีขนาดใกล้เคียงกันประมาณ 25 นิวตัน/มม. ขณะที่รอยแตกสัมผัส และมีขนาดประมาณ 160 นิวตัน/มม. ภายหลังรอยแตกสัมผัส ผลดังกล่าวแสดงให้เห็นว่า ความแข็งแรงเมื่อยึด LCP แบบ long column (กรณี#2) และแบบ short column (กรณี#3) มีขนาดต่างกัน

น้อยมาก ดังนั้นไม่ว่าการยึด LCP แบบ long column หรือ short column ก็จะทำให้ความมั่นคงไม่ต่างกัน แต่เมื่อเปรียบเทียบความแข็งแรงถึงกรณี#2 และ 3 กับความแข็งแรงถึงกรณี#1 (กระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก) พบว่าเมื่อมีรอยแตกขนาด 8 มม. ค่าความแข็งแรงหลังรอยแตกสัมพันธ์กัน (กรณี#2b และ 3b) ลดลงเกือบครึ่งของกระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก (กรณี#1) ดังนั้นการเสริมความแข็งแรงด้วย LCP ให้กับผู้ป่วยที่กระดูกต้นขาแตกหักไม่ทำให้กระดูกต้นขาที่แตกหักมีความมั่นคงเท่ากระดูกต้นขาปกติ และไม่สามารถช่วยให้ผู้ป่วยเดินหรือเคลื่อนไหวได้ตามปกติ

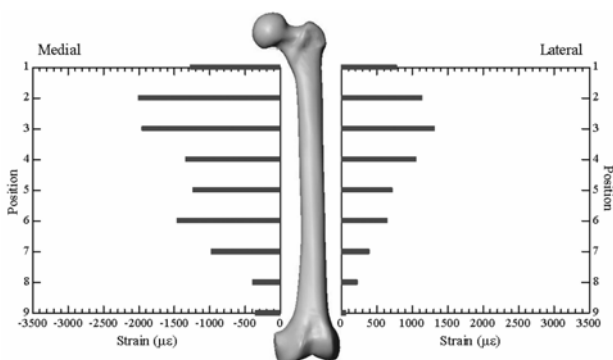


รูปที่ 7 ความแข็งแรงของชิ้นทดสอบ กรณี#1:กระดูกเทียมไม่มีการแตกหัก, กรณี#2a:long column ก่อนรอยแตกสัมพันธ์, กรณี#2b:long column หลังรอยแตกสัมพันธ์, กรณี#3a:short column ก่อนรอยแตกสัมพันธ์ และ กรณี#3b:short column หลังรอยแตกสัมพันธ์

3.2 การกระจายความเครียด (strain distribution)

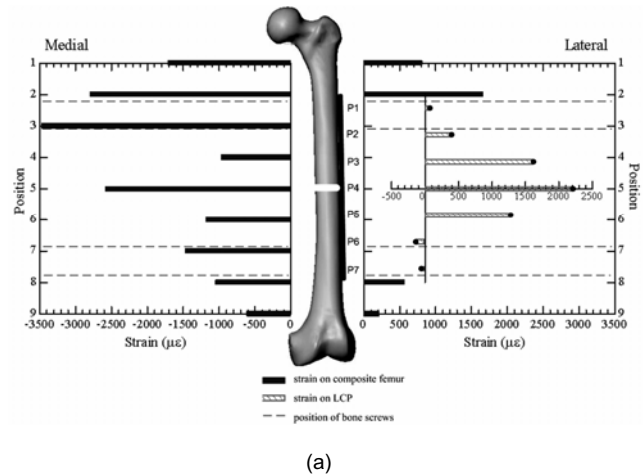
3.2.1 กระดูกต้นขาเทียม (composite femur)

ความเครียดบน lateral diaphysis และ medial diaphysis เมื่อมีแรงกระทำสูงสุด สำหรับกรณี#1 ถูกแสดงดังรูปที่ 8 พบว่าค่าความเครียดอัดบน medial diaphysis สูงกว่าความเครียดดึงบน lateral diaphysis และค่าความเครียดสูงสุดเกิดในตำแหน่งที่ 2 และ 3 (proximal diaphysis) โดยตำแหน่งและขนาดของความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นสอดคล้องกับผลจากการศึกษาก่อนหน้านี้ [14] สำหรับกระดูกต้นขาเทียมที่เสริมด้วย LCP (กรณี#2 และ 3) การกระจายของความเครียดแสดงดังรูปที่ 9a-b การกระจายของความเครียดบนด้าน lateral และ medial ในตำแหน่งที่ 1,2,8,9 (ส่วนบนและส่วนล่างของ LCP) ของกรณี#2 และ 3 มีลักษณะเดียวกันโดยความเครียดที่ตำแหน่ง

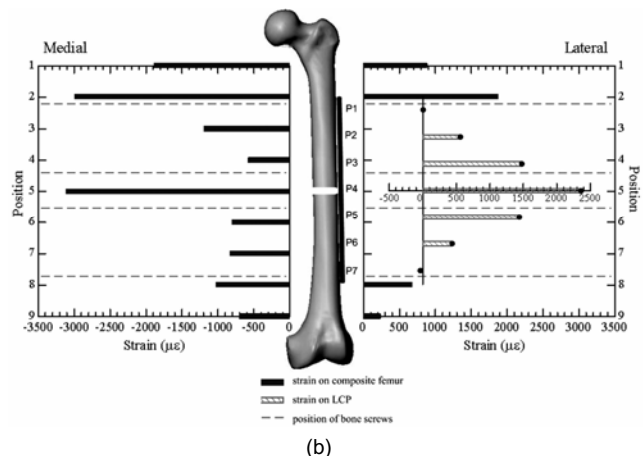


รูปที่ 8 การกระจายความเครียดของ กรณี#1:กระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก

1 และ 2 ของกรณี#2 และ 3 มีขนาดสูงกว่าความเครียดที่ตำแหน่งเดียวกันของกรณี#1 ประมาณ 23 - 33% และความเครียดที่ 8 และ 9 ของกรณี#2 และ 3 มีขนาดสูงกว่าความเครียดที่ตำแหน่งเดียวกันของกรณี#1 ประมาณ 40 - 75%



(a)



(b)

รูปที่ 9 การกระจายความเครียดของกระดูกต้นขาเทียมเสริมด้วย LCP; (a) กรณี#2:long column และ (b) กรณี#3:short column

เมื่อพิจารณาความเครียดบนกระดูกต้นขาเทียมที่แตกหักในบริเวณที่เสริมความแข็งแรงด้วย LCP พบว่า ความเครียดบนด้าน medial ตำแหน่งที่ 3 ของกรณี#2 (long column) มีขนาดสูงกว่าความเครียดที่ตำแหน่งเดียวกันของกรณี#3 (short column) 2.9 เท่า เนื่องจากการยึดสกรูที่ตำแหน่ง 1 และ 6 ของ LCP ในกรณี#3 ทำให้แรงสามารถส่งผ่านจุดที่มีความเครียดสูงสุดที่ตำแหน่งที่ 3 ของ medial diaphysis (รูปที่ 8) ได้ ซึ่งส่งผลให้ความเครียดด้าน medial ของ กรณี#3 (short column) ต่ำกว่าของกรณี#2 (long column) แต่เมื่อพิจารณาค่าความเครียดบริเวณใกล้ผิวรอยแตก (ตำแหน่งที่ 5) พบว่า ค่าความเครียดอัดในกรณี#2 (long column) มีขนาดต่ำกว่าความเครียดอัดที่ตำแหน่งเดียวกันของกรณี#3 (short column) ประมาณ 19% การเกิดแรงอัดเล็กน้อยบริเวณรอยแตกส่งผลให้การประสานตัวของกระดูกต้นขาดีขึ้น [5] แต่แรงอัดที่มีขนาดสูงอาจทำลายเนื้อเยื่อของกระดูกบริเวณรอยแตกได้ ในปัจจุบันยังไม่มีการวิจัยที่ศึกษาถึงผลกระทบของขนาดแรงอัดบริเวณรอยแตกหักที่มีต่อการประสานตัวของกระดูกต้นขา

แต่จากการศึกษาครั้งนี้จากกล่าวได้ว่า การยึด LCP แบบ long column (กรณี#2) จะก่อให้เกิดความบอบช้ำต่อเนื่องของกระดูกบริเวณรอยแตกหักน้อยกว่าการยึด LCP แบบ short column (กรณี#3)

3.2.2 Locking compression plate (LCP)

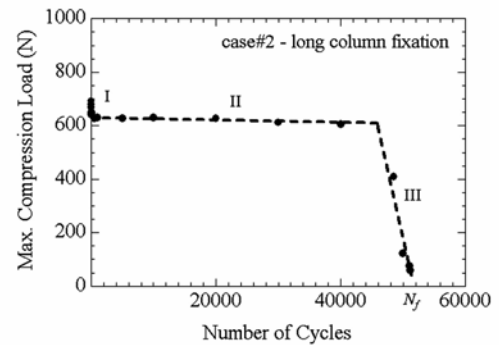
ความเครียดดึงบนผิว LCP ในกรณี#2 (long column) มีขนาดสูงสุดเป็น 2,270 μE ในขณะที่ความเครียดดึงบนผิว LCP ในกรณี#3 (short column) มีขนาดสูงสุดเป็น 2,368 μE โดยทั้งสองกรณีเกิดที่ตำแหน่งกึ่งกลางของ LCP (P4) ซึ่งอยู่บริเวณรอยแตกของกระดูกต้นขา จากค่าโมดูลัสแรงดึงของ 316L stainless steel (ตารางที่ 1) ความเค้นดึงสูงสุดบนผิว LCP เป็น 438 และ 457 MPa สำหรับกรณี#2 และ #3 ตามลำดับ การกระจายความเครียดในตำแหน่งอื่นบน LCP ของทั้งสองกรณีมีลักษณะใกล้เคียงกัน โดยขนาดความเครียดในตำแหน่งเหล่านี้มีขนาดน้อยมากเมื่อเทียบกับขนาดความเครียดสูงสุดของทั้งสองกรณี โลหะซึ่งถูกใช้งานภายใต้แรงกระทำซ้ำไปซ้ำมาสามารถเกิดความเสียหายจากการล้าได้ โดยความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและการล้าเป็นไปตาม power law ซึ่งการลดลงของความเค้นเพียงเล็กน้อยจะส่งผลให้อายุการล้าเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นอายุการล้าของ LCP จึงขึ้นอยู่กับขนาดของความเครียดดึงสูงสุด

3.3 การล้า (fatigue)

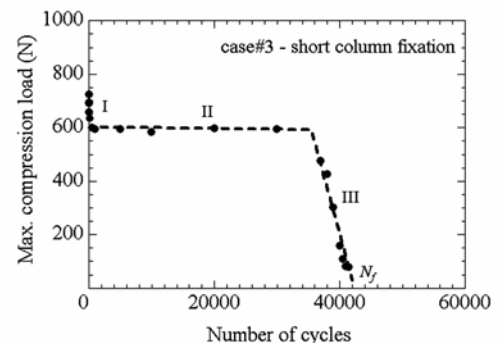
เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงขนาดของ LCP ในผู้ป่วยจริงจะถูกจำกัด เมื่อผิวแตกหักของกระดูกต้นขาสัมผัสกัน ดังนั้นการศึกษาการล้าของ LCP ในงานวิจัยนี้จึงคงกระทำด้วยการควบคุมระยะโก่งตัวสูงสุดของชิ้นทดสอบ เพื่อให้ขนาดและตำแหน่งของความเครียดสูงสุดบน LCP ใกล้เคียงกับความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นจริงบน LCP (กรณี# 2 และ 3 ของการศึกษาความแข็งแรง และการกระจายความเครียด) โดยแรงกดที่ทำให้เกิดการโก่งตัวของ LCP ลดลงตามจำนวนรอบของภาระที่ทำการกระทำ เนื่องจากการเกิดและขยายตัวของรอยร้าวบน LCP ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดสูงสุดกับจำนวนรอบของกรณี#2 และ 3 แสดงดังรูปที่ 10(a) และ (b) ตามลำดับ การลดลงของแรงกดสูงสุดเมื่อจำนวนรอบเพิ่มขึ้นทั้งสองกรณีมีลักษณะคล้ายกัน โดยสามารถแบ่งได้ 3 ช่วง โดยช่วง I ขนาดของแรงกดสูงสุดจะลดลงอย่างรวดเร็ว ซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนแปลงขนาดของ LCP ช่วง II ขนาดของแรงกดสูงสุดลดลงอย่างช้าๆ และใช้เวลาส่วนใหญ่ของอายุการล้า โดยความเสียหายจะเพิ่มขึ้นตามจำนวนรอบของภาระและส่งผลให้เกิดรอยร้าวโดยรอยร้าวบน LCP สามารถสังเกตเห็นได้ในส่วนท้ายของการทดสอบช่วง II ในขณะที่ช่วง III แรงกดสูงสุดลดลงอย่างรวดเร็ว เนื่องจากการขยายตัวของรอยร้าว ซึ่งนำไปสู่ความเสียหายสุดท้าย

อายุการล้าของกรณี# 2 long column และ กรณี#3 short column ถูกเปรียบเทียบในรูปที่ 11 โดยอายุการล้าของกรณี#2 และ 3 จะมีค่าประมาณ 51,500 และ 42,000 รอบ ตามลำดับ ผลอายุการล้าที่ได้ของทั้งสองกรณีมีค่าต่างกันประมาณ 9,500 รอบ (ประมาณ 18.4%) จากค่าความเค้นที่ต่างกัน 18.9 MPa (ประมาณ 4.1%) ดังนั้นการยึด LCP แบบ long column (กรณี#2) จะทำให้ LCP มีอายุการล้ามากกว่าการยึด LCP แบบ short column (กรณี#3) ซึ่งยืนยันความเหมาะสมในการเลือกรูปแบบการยึดสกรูบน LCP แบบ long column (กรณี#2) โดยจะทำให้มีอายุการล้าของ LCP ที่นานกว่าและก่อให้เกิดความบอบช้ำ

กับเนื้อเยื่อของกระดูกบริเวณรอยแตกหักน้อยกว่าการยึดแบบ short column (กรณี#3)

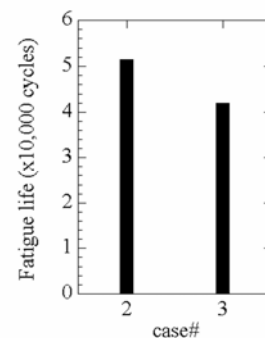


(a)



(b)

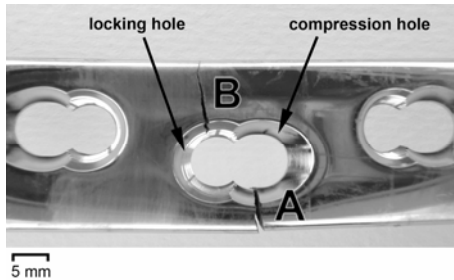
รูปที่ 10 การเปลี่ยนแปลงภาระสูงสุดที่กระทำตามจำนวนรอบ
 (a)กรณี#2:long column และ (b)กรณี#3:short column



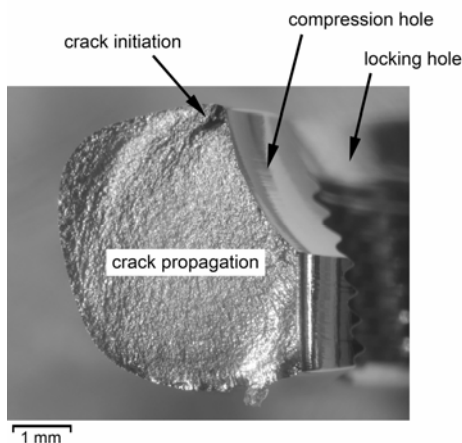
รูปที่ 11 อายุการล้าของชิ้นทดสอบ กรณี#2:long column และ กรณี#3:short column

Stoffel และคณะ [8] ซึ่งศึกษาการล้าของ LCP ที่ทำจากไทเทเนียม โดยการจำลองระบบกระดูกต้นขาที่แตกหักและ LCP ด้วยทรงกระบอก 2 ชิ้นโดยมีระยะห่าง 1 และ 6 มม เพื่อจำลองขนาดของรอยแตกบนกระดูก และควบคุมแรงกดสูงสุดในแต่ละภาระแบบวงจรเป็น 230 นิวตัน ซึ่งพบว่าการยึดสกรูในตำแหน่งที่ใกล้กับรอยแตก (short column) จะทำให้เกิดความแข็งแรงสูง และมีอายุการล้ายาวนานกว่าการยึดสกรูห่างจากรอยแตก (long column) โดยผลที่ได้แตกต่างจากผลงานวิจัยนี้ ซึ่งพบว่าการยึดสกรูบน LCP แบบ long column มีอายุการล้าของ LCP ที่ยาวนานกว่าการยึดแบบ short column ผล

การศึกษาของ Stoffel และคณะ [8] ไม่ได้กระทำบนตัวแบบที่มีลักษณะและการเจริญ ซึ่งรูปแบบการโก่งตัวของ LCP ถูกจำกัดเมื่อมีรอยแตกของกระดูกต้นขาสัมผัสกัน ดังนั้นการควบคุมแรงกดจึงส่งผลให้การโก่งตัว (deflection) และความเครียดบน LCP มีขนาดเพิ่มขึ้นตามจำนวนรอบของแรง โดยการโก่งตัวและความเครียดในกรณี long column มีขนาดสูงกว่ากรณี short column และส่งผลให้อายุการล้าในกรณี short column ยาวนานกว่าอายุการล้าในกรณี long column



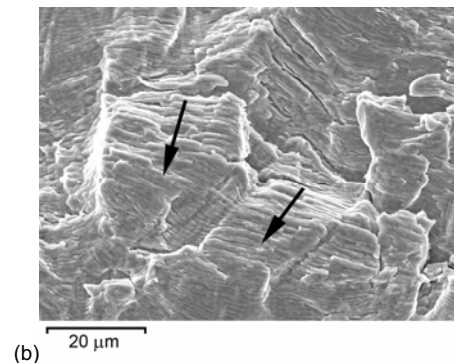
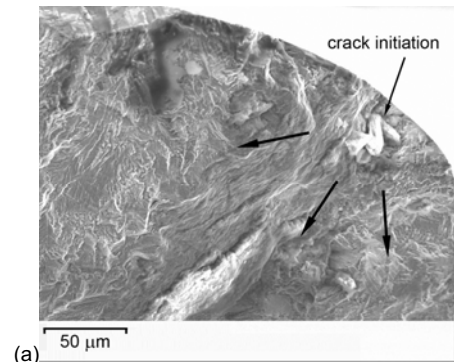
รูปที่ 12 ความเสียหายที่เกิดจากการล้าของ LCP กรณี#2:long column



รูปที่ 13 พื้นผิวแตกหักของ LCP ด้าน A กรณี#2:long column

ความเสียหายที่เกิดจากการล้าของ LCP ทั้งกรณี# 2 long column และ กรณี#3 short column เกิดขึ้นในตำแหน่งและลักษณะเดียวกัน แสดงดังรูปที่ 12 รอยร้าวจะเริ่มเกิดจากด้าน A ซึ่งเป็นรูของสกรูแบบอัดบริเวณตำแหน่งที่มีความเครียดบน LCP สูงสุด (P4) เมื่อรอยร้าว A ขยายตัวระยะเวลาหนึ่ง รอยร้าวด้าน B จึงเกิดขึ้น โดยรอยร้าว B จะเกิดผ่านรูของสกรูแบบล็อก โดยพื้นผิวแตกหักของรอยร้าว A แสดงในรูปที่ 13 จากการตรวจทิศทางของร่องรอยการขยายตัวของรอยร้าว (striation) พบว่าตำแหน่งเริ่มต้นของรอยร้าว (crack initiation) อยู่บริเวณมุมด้านบนของรูสกรูแบบอัด โดยทิศทางของ striation ถูกแสดงด้วยลูกศรในรูปที่ 13 รายละเอียดของบริเวณเริ่มต้นของรอยร้าวและบริเวณที่รอยร้าวขยายตัว (crack propagation) แสดงได้ดังรูปที่ 14a และ b ตามลำดับ โดยบริเวณจุดเริ่มต้นของรอยร้าว พบสิ่งปลอมปนในเนื้อวัสดุประกอบกับเป็นบริเวณที่มีความเครียดสูงสุดจึงทำให้เกิดรอยร้าวขึ้น โดยรอยร้าวขยายตัวลงมาด้านล่างของ LCP และทั้งร่องรอยแสดงการขยายตัวของรอยร้าว (striation) ดังรูปที่ 14b ระยะทางที่รอยร้าวขยายตัวได้ในหนึ่งรอบภาระ สามารถประมาณได้จากระยะห่าง

ระหว่าง striation โดยระยะห่างระหว่าง striation บริเวณกึ่งกลางของรอยแตกหัก (รูปที่ 14b) มีค่าประมาณ 1 μm จากความหนาของ LCP ซึ่งมีขนาดประมาณ 5 มม. ดังนั้นประมาณจำนวนรอบของภาระที่รอยร้าวจะขยายตัวจากส่วนบนไปยังส่วนล่างของ LCP เป็น 5,000 รอบ ซึ่งสอดคล้องกับจำนวนรอบของภาระในช่วง III ของกรณี# 2 long column (รูปที่ 10a)



รูปที่ 14 ลักษณะพื้นผิวแตกหักของ LCP ด้าน A กรณี#2:long column

(a) พื้นผิวแตกหักบริเวณ crack initiation และ (b) พื้นผิวแตกหักบริเวณ crack propagation

4. สรุป

ผลกระทบของตำแหน่งการยึดสกรูที่มีผลต่อการล้าของ LCP ได้ถูกศึกษาใน 3 กรณี คือ กรณี#1: กระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก, กรณี#2: long column – กระดูกต้นขาเทียมมีรอยแตกขนาด 8 มม. (กึ่งกลางของ diaphysis) และ LCP ถูกยึดผ่านรูยึดสกรู 1,3 / 12,14, และกรณี#3: short column – กระดูกต้นขาเทียมมีรอยแตกขนาด 8 มม. (กึ่งกลางของ diaphysis) และ LCP ถูกยึดผ่านรูยึดสกรู 1,6 / 9,14 โดยผลการวิจัยสามารถสรุปได้ดังนี้

1. ความแข็งแรงเมื่อยึด LCP แบบ long column และแบบ short column มีขนาดต่างกันน้อยมาก ดังนั้นไม่ว่าการยึด LCP แบบ long column หรือ short column ก็จะทำให้ความมั่นคงไม่ต่างกัน เมื่อเปรียบเทียบกับความแข็งแรงของกระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก พบว่าค่าความแข็งแรงของกระดูกต้นขาที่ยึดด้วย LCP ทั้งแบบ long column และ short column มีขนาดประมาณ 50% ของกระดูกต้นขาเทียมไม่มีการแตกหัก

2. ค่าความเครียดอัตราบริเวณผิวรอยแตกของกระดูกต้นขาในกรณียึด LCP แบบ long column มีขนาดต่ำกว่าความเครียดที่ตำแหน่งเดียวกันของกรณียึด LCP แบบ short column ประมาณ 19% ดังนั้นการยึด LCP แบบ short column จะก่อให้เกิดความบอบช้ำต่อเนื้อเยื่อของกระดูกบริเวณรอยแตกหักมากกว่าการยึด LCP แบบ long column

3. ความเครียดดึงสูงสุดบนผิวของ LCP กรณียึดแบบ long column และ short column เป็น 2,270 μE และ 2,368 μE ตามลำดับ โดยทั้งสองกรณีเกิดที่ตำแหน่งกึ่งกลางของ LCP (P4) ซึ่งอยู่บริเวณรอยแตกของกระดูกต้นขา การกระจายความเครียดในตำแหน่งอื่นๆบน LCP ของทั้งสองกรณีมีลักษณะใกล้เคียงกัน

4. เมื่อควบคุมระยะโค้งตัวสูงสุดของชิ้นทดสอบ เพื่อให้ขนาดและตำแหน่งของความเครียดสูงสุดบน LCP ใกล้เคียงกับความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นจริงบน LCP (กรณี # 2 และ 3 ของการศึกษาความแข็งแรง และการกระจายความเครียด) อายุการล้าของ LCP กรณียึดแบบ long column และ short column จะมีค่าประมาณ 51,500 และ 42,000 รอบตามลำดับ ผลอายุการล้าที่ได้ของทั้งสองกรณีมีค่าต่างกันประมาณ 9,500 รอบ (ประมาณ 18.4%) ดังนั้นการยึด LCP แบบ long column จะทำให้ LCP มีอายุการล้ามากกว่าการยึด LCP แบบ short column

5. ความเสียหายที่เกิดจากการล้าของ LCP ทั้งกรณีการยึดแบบ long column และ short column เกิดขึ้นในตำแหน่งและลักษณะเดียวกัน โดยรอยร้าวจะเริ่มเกิดจากด้าน A ซึ่งเป็นรูของสกรูแบบอัดบริเวณตำแหน่งที่มีความเครียดบน LCP สูงสุด (P4) เมื่อรอยร้าว A ขยายตัวระยะเวลาหนึ่ง รอยร้าวด้าน B จึงเกิดขึ้น โดยรอยร้าว B จะเกิดผ่านรูของสกรูแบบล็อก

5. กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณคำแนะนำและการสนับสนุนจาก สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (วช.) และศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC)

เอกสารอ้างอิง

- [1] Aslam, N., et al., AO 2 mm locking compression plate for arthrodesis of the proximal interphalangeal joint. *Injury Extra*, 2005. **36**(10): p. 428-431.
- [2] Frigg, R., Development of the Locking Compression Plate. *Injury*, 2003. **34**(Supplement 2): p. 6-10.
- [3] Leung, F., et al., Palmar plate fixation of AO type C2 fracture of distal radius using a locking 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.
- [4] Sommer, C., et al., First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury*, 2003. **34**(Supplement 2): p. 43-54.
- [5] Thakur, A.J., The elements of fracture fixation. 1997, Glasgow: Churchill Livingstone.

- [6] Azevedo, C.R.F., Failure analysis of a commercially pure titanium plate for osteosynthesis. *Engineering Failure Analysis*, 2003. **10**(2): p. 153-164.
- [7] Sudhakar, K.V., Investigation of failure mechanism in vitallium 2000 implant. *Engineering Failure Analysis*, 2005. **12**(2): p. 257-262.
- [8] Stoffel, K., et al., Biomechanical testing of the LCP - how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*, 2003. **34**(Supplement 2): p. 11-19.
- [9] Cristofolini, L., et al., Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, 1996. **29**(4): p. 525-535.
- [10] 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.
- [11] Waide, V., et al., Experimental investigation of bone remodelling using composite femurs. *Clinical Biomechanics*, 2003. **18**(6): p. 523-536.
- [12] www.synthes.com, Technique Guide - Large Fragment Locking Compression Plate (LCP), Synthes. 2005.
- [13] ASTM E251-92: Standard Test Methods for Performance Characteristics of Metallic Bonded Resistance Strain Gages, Volume 3.01, in Annual Book of ASTM Standards. 2003.
- [14] 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): p. SA26-SA30.