

ผลของความยาวโลหะยึดกระดูก และการยึดกระดูกโดยใช้รูปแบบการวางสกรู
ที่แตกต่างกันต่อความเครียดบริเวณกระดูกหักในภาวะกระดูกต้นขาหัก
The effects of plate length and screw placement on fracture strain
for femoral shaft fracture

วีณา พันเพ็ง^{1*}, กนต์ธร ชำนิประศาสน์¹

¹ สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

*อีเมลล์ veenap_jane@hotmail.com

Veena Phunpeng^{1*}, Kontorn Chamniprasart¹

¹ School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology,

Nakhon Ratchasima 30000, Thailand, *E-mail : veenap_jane@hotmail.com

บทคัดย่อ:

การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักสามารถทำได้หลายวิธี วิธีที่นิยมใช้ในวงการแพทย์ปัจจุบัน คือ การใส่โลหะยึดกระดูก (internal fixation) ซึ่งแบ่งได้เป็น 2 ประเภท ได้แก่ การใส่แท่งโลหะ ในกระดูก (nail system) และการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก (plate system) สาเหตุสำคัญที่ส่งผลต่อการยึดติดกันของกระดูก คือ ความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณช่องว่างในรอยหักของกระดูก (interfragmentary strain: IFS) สำหรับการใส่แผ่นโลหะยึดกระดูก นั้นจะใช้แผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (dynamic compression plate: DCP) อย่างไรก็ตาม การใช้ DCP นี้ไม่มีรูปแบบการยึดสกรูที่แน่นอนรวมทั้งขนาดหรือความยาวของแผ่นโลหะ จำนวนสกรูและรูปแบบการวางสกรู ที่มีผลต่อการเคลื่อนที่บริเวณรอยหักของกระดูก ล้วนเป็นปัจจัยที่สำคัญต่อการยึดติดกันของกระดูกทั้งสิ้น ดังนั้น งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลจากขนาดแผ่นโลหะ (DCP) จำนวนสกรู และรูปแบบการวางสกรู ที่ยึดติดกับกระดูกหน้าขาให้ได้ค่า IFS ที่เหมาะสมที่สุดโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element method: FEM) วิเคราะห์ความเครียดในแบบจำลองกระดูกต้นขาเมื่อยึดด้วยแผ่นโลหะที่มีขนาด 14 16 และ 18 รู ด้วยสกรู 6 และ 8 ตัว ตามลำดับ รับน้ำหนักของร่างกายขนาด 50 60 และ 70 กิโลกรัม ผลการวิจัยนี้คาดว่าจะสามารถนำไปใช้เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก รวมถึงการเลือกขนาดแผ่นโลหะ จำนวนสกรู และรูปแบบการยึดสกรูที่เหมาะสม เพื่อเป็นประโยชน์ในทางการแพทย์ต่อไป

Abstract:

Medical treatment of patients suffering from femoral shaft fracture can be done by several methods. At present, the most popular method is based on internal fixation, which is divided into two approaches: i) nail system and ii) plate system. One of the most important factors that influence bone healing is interfragmentary strain (IFS). For the plate system, dynamic compression plate, or so-called DCP, is used. Nevertheless, there is no certain pattern of screw placement. In addition, plate length, number of screws and pattern of screw placement are important factors in bone healing. Therefore, this research is to study effects of the plate length, the screw numbers and the screw placement pattern on the IFS during the healing of femoral shaft fracture. Strain analysis conducted by the well-known finite element method (FEM) is employed. FEM models of femur consisting of 14, 16 and 18 holes of DCP with 6 or 8 screws and loaded with 50, 60 and 70 kg of body weight are simulated. When optimal plate length, certain pattern of screw placement and optimal number of screws are made, thus orthopedic surgeons can gain greatly benefits from this research leading to better medical healing of patients suffering from the femoral shaft fracture.

1. บทนำ

ทางเลือกหนึ่งของการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหัก (femoral shaft fracture) คือ การผ่าตัดใส่โลหะยึดกระดูก (plating) โดยเฉพาะอย่างยิ่งในปัจจุบันได้มีการผ่าตัดใส่โลหะยึดกระดูก โดยไม่ต้องเปิดแผลบริเวณกระดูกหัก (Minimally invasive plate osteosynthesis – MIPO) ซึ่งการที่จะประสบความสำเร็จในการผ่าตัดชนิดนี้ขึ้นกับปัจจัยหลายด้านๆ

ปัจจัยทางกลศาสตร์ (Mechanical factors) อันหนึ่งซึ่งส่งผลต่อการติดของกระดูก คือ การเคลื่อนที่ของกระดูกที่หัก (interfragmentary movement) หากมีการเคลื่อนที่ของกระดูกมากเกินไปก็จะมีผลทำให้กระดูกไม่ติดกัน (fibrous non union) และหากไม่มีการเคลื่อนที่ของกระดูกหักเลย (rigidly fixed) ก็จะทำให้กระดูกติดช้าลง

ดังนั้น การเคลื่อนที่ของกระดูกที่เหมาะสมจึงมีความสำคัญต่อการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก ในปี 1979 Perren ได้ให้ทฤษฎีของ Interfragmentary strain [5] ดังสมการที่ 1

$$IFS = \frac{IFM}{L} \times 100\% \quad (1)$$

เมื่อ IFS คือ ความเครียดบริเวณรอยหักของกระดูก
 (interfragmentary strain)

IFM คือ การเคลื่อนที่บริเวณรอยหักของกระดูก
 (interfragmentary movement)

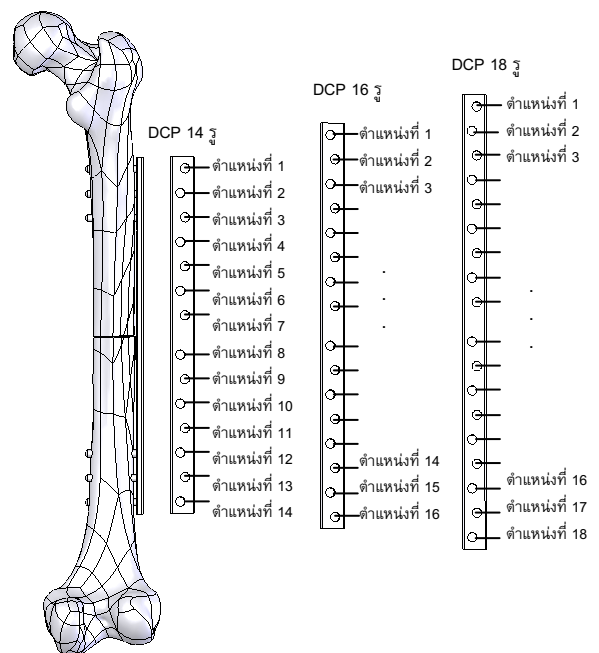
L คือ ช่องว่างรอยหักกระดูก (gap)

ในปี 1998 Claes และคณะ กล่าวว่า IFS ที่น้อยกว่า 5% จะทำให้เกิดเนื้อเยื่อเกี่ยวพันหรือกระดูกอ่อนซึ่งมีความแข็งแรงต่ำ ก่อนที่จะเปลี่ยนเป็นกระดูก IFS น้อยกว่า 15% จะกระตุ้นให้เกิดเซลล์กระดูก และ IFS มากกว่า 15% จะทำให้กระดูกไม่ติดกัน [2] แต่ในปี 2004 Kenneth กล่าวว่า IFS ควรอยู่ในช่วง 2%-10% [3] จึงจะทำให้เกิดการสร้างเซลล์กระดูกใหม่ได้ดี รวมถึงการศึกษาอื่นๆ ที่แสดงให้เห็นว่าการเคลื่อนที่ของกระดูกหักในขนาดที่เหมาะสม จะทำให้กระดูกติดเร็วขึ้นได้ [1, 4] จึงทำการสรุปค่า IFS ในช่วง 5%-10% เป็นค่าที่เหมาะสมต่อการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก โดยวัตถุประสงค์ของงานวิจัยเพื่อทำการศึกษาค้นคว้าหาความเหมาะสมของขนาดความยาวแผ่นโลหะ และรูปแบบการวางสกรูที่ทำให้ได้ ค่า IFS ในช่วง 5%-10% ในภาวะกระดูกต้นขาหัก โดยการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element method, FEM) ทำการวิเคราะห์ความเครียดในแบบจำลองของกระดูกที่เกิดช่องว่างรอยหัก 6 มิลลิเมตร ยึดกระดูกด้วยแผ่นโลหะที่มีขนาด 14 รู 16 รู และ 18 รู ด้วยจำนวนสกรู 6 และ 8 ตัว รับน้ำหนักของร่างกายขนาด 50 60 และ 70 กิโลกรัม ใช้โปรแกรม COSMOS 2005 ในการวิเคราะห์ ซึ่งผลของการวิจัยนี้สามารถนำไปใช้เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก รวมถึงการเลือกขนาดแผ่นโลหะ จำนวนสกรู และรูปแบบ การยึดสกรูที่เหมาะสม

2. แบบจำลองกระดูกต้นขา

แบบจำลองของกระดูกต้นขาเป็นแบบจำลองของกระดูกจริงที่ได้จากการสแกนด้วยเครื่องสแกนสามมิติ ซึ่งมีรูปร่างเช่นเดียวกับกระดูกจริง

มีความยาว 43 เซนติเมตร โดยเป็นกระดูกต้นขาด้านซ้ายในการจำลอง การหักของกระดูกนั้นจะให้กระดูกเกิดการหัก ณ บริเวณคอคอของกระดูกต้นขาสูงจากตำแหน่งข้อต่อหัวเข่า 20.5 cm และในการรักษานั้นเราจะเว้นช่องว่างที่รอยหักของกระดูกด้วยระยะห่าง 6 มิลลิเมตร และใช้ DCP ขนาด 14 รู 16 รู และ 18 รู เพื่อดูระยะการขยับตัวที่เกิดขึ้นเมื่อถูกยึดด้วยสกรูที่มีตำแหน่งการยึด ที่แตกต่างกัน ดังรูปที่ 1

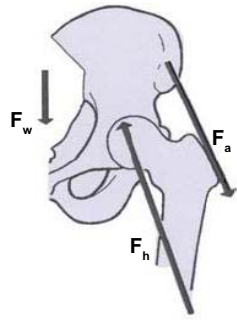


รูปที่ 1 ตำแหน่งรูบนแผ่น DCP ขนาด 14 16 และ 18 รู

สำหรับค่าคุณสมบัติของกระดูกนั้นกำหนดให้กระดูกมีคุณสมบัติเป็นสารเนื้อเดียวแบบไอโซโทรปิก (Isotropic) โดยมีค่ามอดูลัสของยัง (Young's modulus) เท่ากับ 15 GPa และอัตราส่วนปัวซอง (Poisson ratio) เท่ากับ 0.33 [8] สำหรับแผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) และสกรูนั้นทำมาจาก สแตนเลส 316L (316L Stainless steel) ซึ่งมีค่ามอดูลัสของยังเท่ากับ 193 GPa และอัตราส่วนปัวซองเท่ากับ 0.3

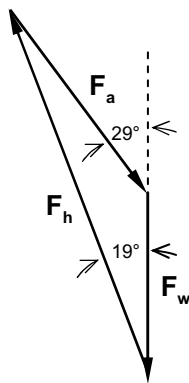
3. วิธีวิจัย

สำหรับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขานั้น ซึ่งเกิดจากน้ำหนักของร่างกาย (W) ส่งผ่านมายังตะโพกและแบ่งไปยังกระดูกต้นขา เพราะฉะนั้นกระดูกต้นขาหนึ่งข้างจะรับน้ำหนักเพียงครึ่งหนึ่งเท่า ๆ กัน (เท่ากับ F_w) ข้อต่อระหว่างหัวกระดูกต้นขากับตะโพก จะมีแรงปฏิกิริยา (F_a) และมีแรงเนื่องจากกล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการ เคลื่อนไหวในลักษณะกางขาออกจากลำตัว (F_a) [6, 7, 9] ดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 แรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา

ดังนั้นสามารถเขียนสามเหลี่ยมแทนแรงของแรงทั้งสามได้ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 สามเหลี่ยมแทนแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขา

ลักษณะทิศทางของแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขาเป็นดัง รูปที่ 4 โดย F_r เป็นแรงปฏิกิริยาของกระดูกหน้าแข้ง M เป็นโมเมนต์ที่เกิดขึ้น ดังนั้นสามารถหาค่าแรงต่างๆ ได้จากสมการ (2)-(6) ดังแสดงในรูปที่ 5 [0, 0]

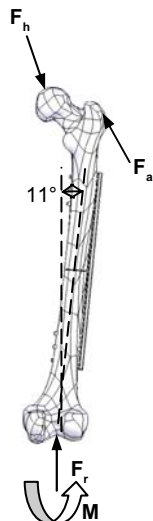
$$F_w = W/2 \quad (2)$$

$$F_a = F_w \sin 19^\circ / \sin 10^\circ \quad (3)$$

$$F_h = F_w \sin 151^\circ / \sin 10^\circ \quad (4)$$

$$F_{ax} = -F_a \sin 40^\circ, \quad F_{ay} = F_a \cos 40^\circ \quad (5)$$

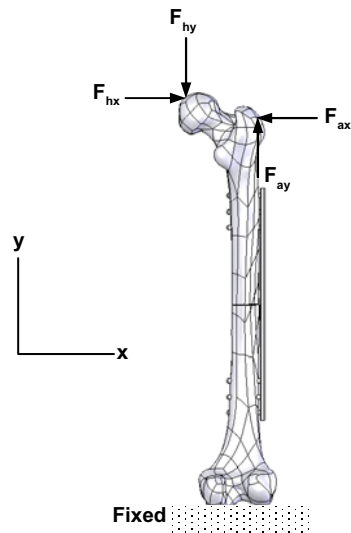
$$F_{hx} = F_h \sin 30^\circ, \quad F_{hy} = -F_h \cos 30^\circ \quad (6)$$



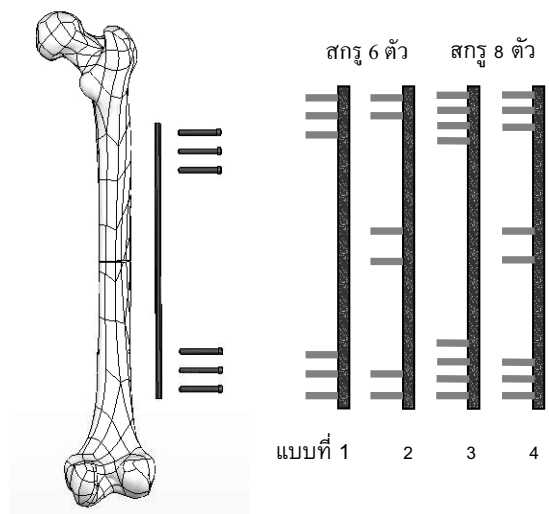
รูปที่ 4 ทิศทางของแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขา

ในการจำลองนั้นได้กำหนดเงื่อนไข (Boundary conditions) ไว้ดังนี้ (รูปที่ 5)

1. กำหนดให้แรงกระทำที่หัวกระดูกเป็น F_{ax} , F_{ay} , F_{hx} และ F_{hy}
 2. กำหนดค่าเงื่อนไข (constrain) ที่ผิวสัมผัสระหว่างข้อต่อกระดูกต้นขาับกระดูกหน้าแข้งให้ทุกองศาอิสระ (Degree of freedoms, DOFs) เท่ากับศูนย์
 3. กำหนดค่าเงื่อนไขระหว่างผิวสัมผัสของกระดูกต้นขาและแผ่น DCP กับสกรูทุกตัวให้เป็นแบบยึดติดกัน
 4. ผิวสัมผัสของกระดูกกับแผ่น DCP คิดเป็นผิวแบบสัมผัสกัน (contact surfaces) โดยมีสัมประสิทธิ์ความเสียดทานเท่ากับ 0.2
- สำหรับรูปแบบการวางสกรูรูปแบบต่างๆ บนแผ่น DCP ได้กำหนดดังแสดง ในรูปที่ 6



รูปที่ 5 เงื่อนไขของแบบจำลองกระดูกต้นขา



รูปที่ 6 แสดงรูปแบบการวางสกรูยึดแผ่นโลหะและกระดูก โดยมีรูปแบบการยึดสกรูดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 รูปแบบการยึดสกรู

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู
1	14	6	1, 2, 3,12,13,14
2	14	6	1, 2, 7, 8,13,14
3	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12,13,14
4	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12,13,14
5	16	6	1, 2, 3, 14,15,16
6	16	6	1, 2, 8, 9,15,16
7	16	8	1, 2, 3, 4, 11, 14,15,16
8	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14,15,16
9	18	6	1, 2, 3, 16,17,18
10	18	6	1, 2, 9, 10,17,18
11	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16,17,18
12	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16,17,18

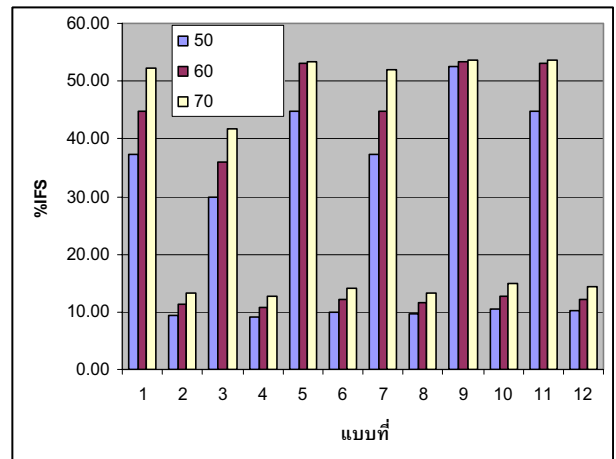
4. ผลการวิจัย

ผลการวิเคราะห์ค่าความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณรอยหักกระดูก (Interfragmentary strain, IFS) เมื่อยึดสกรูในรูปแบบต่าง และรับน้ำหนักของร่างกายเท่ากับ 50 60 และ 70 กิโลกรัม ตามลำดับ ได้แสดงไว้ดังตารางที่ 2

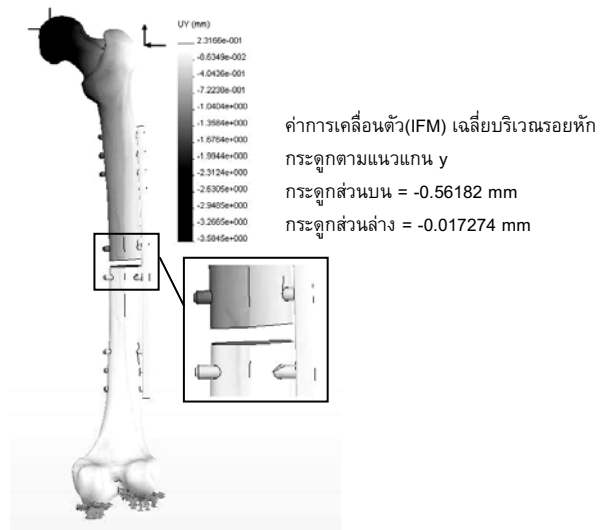
ตารางที่ 2 ค่า IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อรับน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 กิโลกรัม

รูปแบบที่	%IFS		
	50 กิโลกรัม	60 กิโลกรัม	70 กิโลกรัม
1	37.31	44.77	52.24
2	9.52	11.43	13.33
3	29.90	35.88	41.86
4	9.08	10.89	12.71
5	44.86	53.11	53.49
6	10.08	12.09	14.11
7	37.22	44.66	52.10
8	9.56	11.48	13.39
9	52.49	53.36	53.75
10	10.64	12.76	14.89
11	44.78	53.15	53.53
12	10.19	12.23	14.27

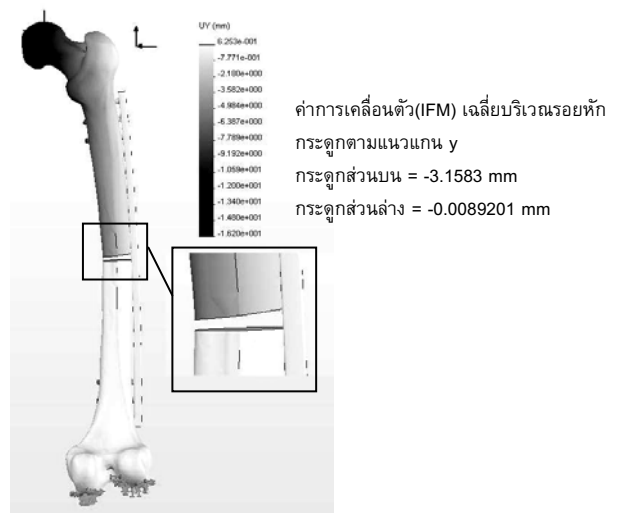
จากผลการวิจัยที่ได้ดังตารางที่ 2 จะได้ว่า ภาวะที่ผู้ป่วยกระดูกต้นขาหัก เกิดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 6 มิลลิเมตร การยึดสกรูตามรูปแบบที่ 4 คือ DCP ขนาด 14 รู ยึดสกรู 8 ตัว ที่ตำแหน่ง 1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14 จะทำให้ได้ค่า IFS น้อยที่สุดไม่ว่ารับภาระกรรมของน้ำหนักขนาดใดก็ตาม และการยึดสกรูตามรูปแบบที่ 9 DCP ขนาด 18 รู ยึดสกรู 6 ตัว ที่ตำแหน่ง 1, 2, 3, 16,17,18 จะทำให้ได้ค่า IFS มากที่สุด



รูปที่ 7 ค่า %IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อรับน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 กิโลกรัม



รูปที่ 8 ค่า (IFM) ที่เกิดขึ้นบริเวณรอยหักกระดูกตามแนวแกน y ยึดด้วยสกรูรูปแบบที่ 4 รับน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม



รูปที่ 9 ค่า (IFM) ที่เกิดขึ้นบริเวณรอยหักกระดูกตามแนวแกน y ยึดด้วยสกรูรูปแบบที่ 9 รับน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม

5. สรุปผลการวิจัย

ค่าความเครียดที่ได้จากผลการวิจัยพบว่า รูปแบบของการยึดสกรู และภาระกรรมน้ำหนักที่เกิดขึ้นมีผลต่อการยับยั้งตัวบริเวณรอยหักของกระดูก และยังเป็นปัจจัยสำคัญในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก เป็นอย่างมากจากการวิจัยพบว่า การยึดกระดูกตรงตำแหน่งใกล้กับรอยหักกระดูกนั้นจะสามารถควบคุมการยับยั้งตัวของบริเวณกระดูกต้นขาหักได้ดี ทำให้ค่าความเครียดที่เกิดขึ้นมีค่าน้อยกว่า หรือใกล้เคียง 10 มากกว่าการยึดตำแหน่งที่ห่างออกไปส่วนจำนวนสกรูที่ใช้ ถ้าใช้จำนวนน้อยที่สุดก็จะเป็นผลดีต่อผู้ป่วย เนื่องจากเวลาผู้ป่วยหายจากภาวะกระดูกต้นขาหักนั้น ต้องมีการผ่าตัดเพื่อเอาแผ่นโลหะและสกรูออก หากสกรูมีจำนวนมากก็จะส่งผลต่อกล้ามเนื้อบริเวณที่ยึดสกรูได้ แต่ถ้ายึดสกรูน้อยเกินไปก็จะมีผลต่อการรับภาระกรรมยิ่งภาระกรรมมากก็ควรยึด สกรูมากขึ้นจึงจะเป็นผลดีต่อการรักษา จากการวิจัยภาวะกระดูกต้นขาหักเกิดช่องว่างรอยหักกระดูก 6 มิลลิเมตร ยึดด้วยสกรูรูปแบบ ต่างๆ กัน 12 รูปแบบ พบว่า รูปแบบที่ดีที่สุดในการยึดสกรู คือรูปแบบที่ 4 จะทำให้ได้ค่า %IFS ดีกว่ากรณีอื่น คือยึดด้วย DCP ขนาด 14 รู ด้วย สกรู 8 ตัว ที่ตำแหน่ง 1 2 3 7 8 12 13 และ 14 ตามลำดับ จะได้ ค่า %IFS เท่ากับ 9.08 10.89 และ 12.71 เมื่อรับน้ำหนักร่างกาย 50 60 และ 70 กิโลกรัมตามลำดับ และรูปแบบที่ 9 เป็นรูปแบบที่ไม่เหมาะสมที่จะนำมารักษาผู้ป่วยภาวะดังกล่าว เนื่องจากค่า %IFS มีค่าค่อนข้างมาก ทำให้เกิดการยับยั้งตัวของรอยหักกระดูกมาก ดังรูปที่ 9 ส่งผลต่อการรักษาอาจจะทำให้กระดูกไม่ติดกันหรืออาจจะต้องใช้เวลาในการรักษานาน โดยรูปแบบที่ 9 จะทำการยึดด้วย DCP ขนาด 18 รู ด้วยสกรู 6 ตัว ที่ตำแหน่ง 1 2 3 16 17 และ 18 ตามลำดับ จะได้ค่า %IFS เท่ากับ 52.49 53.36 และ 53.75 เมื่อรับน้ำหนักร่างกาย 50 60 และ 70 กิโลกรัมตามลำดับ

6. กิตติกรรมประกาศ

ทางคณะวิจัยขอขอบคุณ แพทย์หญิงกัญญิกา ชำนิประศาสน์ และ นายแพทย์ปรัชญา จรัสจิตวิไล ภาควิชาศัลยศาสตร์ออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ สำหรับการให้ข้อมูลทางการแพทย์ และวัสดุที่ใช้ในการวิจัยไว้ ณ ที่นี้

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] Arazı M, Yalcın H, Turakciöylü N, Dascı Z, Kutlu A. The effects of Dynamization and Destabilization of the external Fixator on Fracture Healing : A comparative Biomechanical study in Dogs. Orthopedics May 2002; 521-524.
- [2] Claes LF, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, Kaspar D, Seidl W, Margevicius KJ, et al. Effects of Mechanical Factors on the Fracture Healing Process. Clinical Orthopaedics and Related research 1998; 132-147.
- [3] Egol KA., Kubiak EN., Fulkerson E., Kummer FJ., and Koval KJ., Biomechanics of locked plates and screws. Journal of Orthopaedic Trauma, 2004; 488-493.

- [4] Kenwright J, Goodship AE. Controlled Mechanical Stimulation in the Treatment of Tibial Fractures. Clinical Orthopaedics and Related research 1989; 36-47.
- [5] Perren SM., Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. Clin Orthop, 1979; 175-196.
- [6] S. J. Hall, "Basic Biomechanics", 3rd ed, McGraw-Hill, New Delhi, 1999.
- [7] V. Waide, L. Critofolimi, J. Stolk, N. Verdonshot and A. Toni, "Experiment investigation of bone remodeling using composite femurs", Clinical Biomechanical, Vol. 18, 2003, p.523-536.
- [8] V.A. Papathanasopoulou, D.I. Fotiadis and C.V. Massalas, "Intact and implanted femur behaviour during walking and jogging", IEEE, 2001; 1524-1527.
- [9] บุญธรรม วงศ์ไชย และ ศุภสิทธิ์ รอดขวัญ, "การวิเคราะห์ความเค้นในสกรูและแผ่นโลหะรับแรงอัดทางพลศาสตร์ที่ยึดติดอยู่บนกระดูกช่วงหน้าขาของคน", การประชุมเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 18 วันที่ 18-20 ตุลาคม 2547 จังหวัดขอนแก่น.