

**ผลของความยาวโลหะยึดกระดูกและรูปแบบการวางสกรู
ต่อความเครียดแตกหักในภาวะกระดูกต้นขาหักภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบ**
**The Effects of Plate Length and Screw Placement on Fracture Strain
for Femoral Shaft Fracture under Cyclic Loading**

ภุษณิศ ขจรวัฒนากุล^{1*}, กนต์ธร ชำนิประศาสน์¹

¹สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

*อีเมลล์ pooh_sanisa@hotmail.com

Phoosanisa Khachonwathanakul^{1*}, Kontorn Chamniprasart²

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

Nakhon Ratchasima, 30000, Thailand

* E-mail: pooh_sanisa@hotmail.com

บทคัดย่อ

การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในผู้ใหญ่ นั้น โดยทั่วไปสามารถแบ่งออกเป็น 2 วิธีหลัก คือ การใส่แท่งโลหะในกระดูก (nail system) และการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก (plate system) หรือแผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (Dynamics Compression Plate: DCP) ซึ่งเป็นวิธีที่นิยมใช้ในการแพทย์อย่างแพร่หลาย ปัจจัยสนับสนุนที่สำคัญในการเชื่อมติดของกระดูก (bone healing) ปัจจัยหนึ่งจะขึ้นอยู่กับรูปแบบและจำนวนของการยึดสกรู รวมทั้งความยาวของแผ่น DCP เพื่อช่วยลดความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณช่องว่างในรอยหักของกระดูก (Interfragmentary Strain: IFS) และเนื่องจากกระดูกต้นขาเป็นกระดูกที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย รวมทั้งยังทำหน้าที่ในการรองรับน้ำหนักตัว (load bearing bone) จึงต้องใช้ระยะเวลาในการรักษานาน ซึ่งโดยทั่วไปประมาณ 2 - 3 ปี ดังนั้นแผ่น DCP ซึ่งผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (AISI 316L stainless steel) จะต้องทำหน้าที่ในการรับภาระกรรมทั้งแบบสถิตและแบบวงรอบ (static and dynamics loading) อันเนื่องมาจากการเดินของผู้เข้ารับการรักษา ดังนั้นรูปแบบและจำนวนของการยึดสกรูที่เหมาะสมดังกล่าวจึงจะต้องเป็นรูปแบบที่ช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวบริเวณรอยหักของกระดูก (interfragmentary movement) ให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสม งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของรูปแบบการวางสกรู และความยาวโลหะยึดกระดูก (DCP) เพื่อให้ได้ค่า IFS ที่เหมาะสมที่สุดของกระดูกต้นขาหัก ที่ตกอยู่ภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบ (cyclic load) ของน้ำหนักร่างกาย 50 และ 70 กิโลกรัม โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method: FEM) ในการวิเคราะห์ความเครียดในแบบจำลอง

กระดูกต้นขาที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูก 6 มิลลิเมตร เมื่อยึดด้วยแผ่นโลหะที่มีขนาด 14 16 และ 18 รู ด้วยสกรู 6 และ 8 ตัวตามลำดับ ซึ่งผลการวิจัยนี้คาดว่าจะสามารถใช้เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก เพื่อเป็นประโยชน์ในทางการแพทย์ต่อไป

Abstract

In general, medical treatment of femoral shaft fracture in adults can be divided into two main approaches, nail system and plate system. For plate system, Dynamics compression plate: DCP is the most widely used orthopedic implant, especially 316L stainless steel. Moreover, the once important causes to influence bone healing depends on medical treatment (plate length, numbers and placement of screws) to promote interfragmentary strain: IFS decrease. Orthopedics surgery of femoral shaft fracture in adults takes long time because of femur is largest tubular bone and weight bearing bone. These DCP was located in patients for an average time period of 2 to 3 years and subjected to both static and dynamic loads depending on the activity of the patient. For this reason, the optimal of plate length and screws placement is the most important aspects to limit interfragmentary movement and directly influences bone healing completely. Therefore, this research is proposed to study effects of the plate length, numbers and placement of screw pattern on

the IFS during the healing of femoral shaft fracture under cyclic loading by patients own weight at 50 and 70 kg. Strain analysis conducted by the well-known finite element method (FEM) is employed. FEM models of femur with fracture gap 6 mm. and consisting of 14, 16 and 18 holes of DCP with 6 and 8 screws are simulated. When optimal plate length, certain pattern of screw placement, optimal number of screws and optimal patients gait are made, thus orthopedic surgeons can gain benefits from this research leading to better medical healing of patients from the femoral shaft fracture.

1. คำนำ

กระดูกต้นขา (femur) เป็นกระดูกที่มีขนาดใหญ่ที่สุด มีความยาวมากที่สุด และเป็นกระดูกที่มีลักษณะเป็นท่อยาว (tubular bone) ที่มีน้ำหนักมากที่สุดในร่างกาย ซึ่งโดยปกติทั่วไปจะมีความยาวประมาณหนึ่งในสี่ของความสูงของมนุษย์ ทั้งนี้เพราะกระดูกต้นขาต้องทำหน้าที่ในการรองรับน้ำหนักตัว (load-bearing bone) และแรงดึงของกล้ามเนื้อที่ทอดผ่านตะโพก (hip) และหัวเข่า (knee joint) [11]

การรักษาภาวะกระดูกหักในปัจจุบัน สามารถแบ่งออกเป็น 2 วิธีใหญ่ ๆ คือ การรักษาแบบไม่ผ่าตัด (non operative management) และ การรักษาแบบผ่าตัด (operative management) [16] โดยการรักษาแบบไม่ผ่าตัดนั้นจะใช้การตามกระดูก (retention) ด้วยการใส่เฝือก (splint) ซึ่งวิธีการนี้ไม่สามารถใช้รักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในผู้ใหญ่ได้ ดังนั้นจึงต้องใช้วิธีการรักษาแบบผ่าตัด โดยมีหลักสำคัญการใช้วัสดุยึดตามกระดูก ทำหน้าที่เป็นโครงสร้างให้ความแข็งแรง (mechanical support) ชั่วคราวระหว่างรอการติดของกระดูก โดยในปัจจุบันอุปกรณ์ที่ใช้ในการรักษา (orthopedic implants) ได้แก่ แคนโลหะ (intermedullary nail) และ แผ่นโลหะยึดกระดูกร่วมกับสกรู (plate and screws) ซึ่งเมื่อพิจารณาคุณสมบัติในทางชีวกลศาสตร์ การใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกร่วมกับสกรูนั้น มีโอกาสเกิดการหักของแผ่นยึดกระดูกสูงกว่าการใช้แคนโลหะ (intermedullary nail) เนื่องจากแผ่นโลหะยึดกระดูกทำหน้าที่ในการรับแรงเกือบทั้งหมด (load bearing) คือ จะทำหน้าที่ในการส่งผ่านแรงข้ามรอยหักของกระดูกจากกระดูกชั้นบนไปยังกระดูกชั้นล่าง ซึ่งภาวะกรรมที่แผ่นโลหะยึดกระดูกได้รับ จะค่อย ๆ ลดลงเมื่อเกิดการเชื่อมติดกันของกระดูก (bone healing) มากขึ้น เมื่อเวลาผ่านไประยะหนึ่ง แต่เมื่อพิจารณาจากคุณสมบัติด้านอื่น เช่น ราคาของวัสดุ และอัตราการติดของกระดูกที่สูงเท่ากัน [15] จึงทำให้ปัจจุบันการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกร่วมกับสกรูยังคงเป็นที่นิยมใช้ในการรักษา ซึ่งในวงการแพทย์จะใช้แผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (Dynamic Compression Plate: DCP) ร่วมกับสกรู แม้ว่าในปัจจุบันจะมีแผ่นโลหะยึดกระดูกชนิดใหม่ คือ Limited Contact – Dynamic Compression Plate (LC-DCP) ซึ่งถูกพัฒนาขึ้นเพื่อลดข้อด้อยของ DCP ให้มีเนื้อที่สัมผัสกับกระดูกน้อยลงเพื่อลดปัญหาการเกิดกระดูกพรุน (osteoporosis) และลดปัญหาการทำลายเส้นเลือดจากแรงกด โดยผลิตจากไทเทเนียม (titanium) ซึ่ง

แตกต่างจาก DCP ที่ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) ที่มีราคาต่ำกว่า จึงยังคงเป็นที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวางและแพร่หลายกว่า [12]

การใช้แผ่น DCP ร่วมกับสกรูในการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในผู้ใหญ่ (femoral shaft fracture) นั้น ระยะเวลาที่ใช้และผลของการรักษาจะขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ เช่น อายุ, คุณภาพของกระดูก, ความรุนแรงของการบาดเจ็บ และโรคประจำตัว [15,17] ซึ่งในกรณีของกระดูกที่มีรอยหักมากกว่า 1 มิลลิเมตร การติดของกระดูกจะเป็นแบบการติดโดยอ้อม (Indirect bone healing) ซึ่งการติดของกระดูกในลักษณะนี้ต้องการการเคลื่อนไหวของรอยหักของกระดูกเล็กน้อย โดยการติดของกระดูกจะมีการสร้าง soft callus แล้วเปลี่ยนเป็น hard callus หลังจากนั้นจึงเปลี่ยนเป็นกระดูกในระยะปรับแต่ง (remodeling phase) เพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้เหมาะสมตามแรงกระทำ

ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ปัจจัยสนับสนุนที่สำคัญปัจจัยหนึ่ง คือ การเคลื่อนไหวของกระดูกที่หัก (interfragmentary movement) ซึ่งถ้าหากเลือกใช้แผ่น DCP ที่มีความยาวและรูปแบบในการวางสกรูที่เหมาะสมคือ สามารถช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวของกระดูกหักไม่ให้เกิดการเคลื่อนไหวมากเกินไป เนื่องจากจะส่งผลให้เกิดการไม่ติดกันของกระดูก (fibrous nonunion) และในทางตรงกันข้าม หากการยึดกระดูกที่จำกัดไม่ให้เกิดการเคลื่อนไหวของกระดูกเลย (rigidly fixed) ก็จะทำให้กระดูกติดกันช้าลง (delayed union) ดังนั้น การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักจะต้องทำการยึดกระดูกให้เกิดการเคลื่อนไหวที่เหมาะสม โดยสามารถชี้วัดได้จาก interfragmentary strain theorem [10] ที่เสนอขึ้นโดย Perren ในปี 1979 ซึ่งกล่าวว่า Interfragmentary Strain (IFS) ที่มีค่าน้อยกว่า 2% มีผลต่อการสร้างกระดูกใหม่ โดยค่า IFS สามารถหาได้จากสมการที่ 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 1999 Claes และ Heigele ได้ทำการสรุปผลของภาวะกรรมที่มีผลต่อการเกิดเนื้อเยื่อต่าง ๆ บริเวณรอยหักของกระดูก โดยกล่าวว่าค่า IFS 0% – 5% จะทำให้เกิดการสร้างหรือการสะสมของแคลเซียมภายในเยื่อหุ้มกระดูก (intramembranous ossification) เพื่อการสร้างกระดูก IFS 5% – 15% จะทำให้เกิดการสร้างกระดูกอ่อนแล้วจึงเปลี่ยนเป็นกระดูก (endochondral ossification) และถ้าหาก IFS มีค่ามากกว่า 15% ขึ้นไป จะส่งผลให้เกิดเนื้อเยื่อพังผืดภายในกระดูก (fibrocartilage) ซึ่งจะมีความแข็งแรงต่ำ [2] ในปี 2004

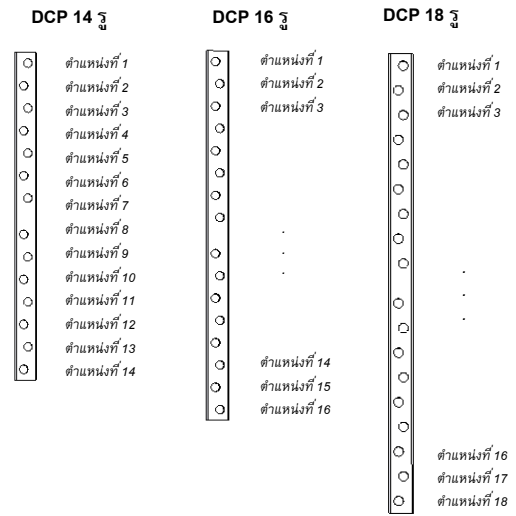
A.E.Kenneth และคณะ กล่าวว่า IFS ควรอยู่ในช่วง 2% -10% [6] จึงจะทำให้เกิดการสร้างเซลล์กระดูกใหม่ได้ดี รวมถึงการศึกษาอื่น ๆ ที่แสดงให้เห็นว่า การเคลื่อนไหวของกระดูกหักในขนาดที่เหมาะสม จะทำให้กระดูกติดเร็วขึ้นได้ [9,14] จึงสรุปได้ว่าค่า IFS ในช่วง 5% -15% เป็นค่าที่เหมาะสมต่อการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก เนื่องจากกระดูกต้นขาเป็นกระดูกที่มีขนาดใหญ่ รวมทั้งทำหน้าที่ในการรองรับน้ำหนักตัว จึงทำให้ใช้ระยะเวลาในการรักษานาน โดยทั่วไปประมาณ 2 – 3 ปี จึงจะสามารถผ่าตัดเพื่อนำแผ่น DCP ออกได้ นั้นหมายความว่าแผ่น DCP จะต้องรับภาระกรรมทั้งแบบสถิตและแบบวงรอบ (static and dynamics loading) จากน้ำหนักของผู้ป่วยอันเนื่องมาจากการเดินเป็นระยะเวลานาน งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษารูปแบบและจำนวนของสกรู ความยาวของแผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (DCP) ที่เหมาะสม เพื่อให้ได้ค่า IFS ที่อยู่ในช่วง 5% – 15% ของกระดูกต้นขาหักที่ติดอยู่ภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบ (cyclic loading) จากการเดินของน้ำหนักร่างกาย 50 และ 70 กิโลกรัม โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method: FEM) ในการวิเคราะห์ความเครียดในแบบจำลองกระดูกต้นขาที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูก 6 มิลลิเมตร เมื่อยึดด้วยแผ่นโลหะที่มีขนาด 14 16 และ 18 รู ด้วยสกรู 6 และ 8 ตัว ตามลำดับซึ่งการเลือกใช้จำนวนสกรู 6 และ 8 ตัว เนื่องจากการหักของกระดูกต้นขา จะต้องใช้สกรูยึดกระดูกแต่ละชิ้น (bone fragment) คือ ชิ้นบนและชิ้นล่าง ชิ้นละอย่างน้อย 6 – 8 cortices โดยสกรู 1 ตัวจะต้องได้ 2 cortices ดังนั้นจึงต้องใช้สกรูยึดทั้งหมดสำหรับกระดูกต้นขา อย่างน้อย 6 – 8 ตัว [15,18] ซึ่งในการวิเคราะห์ผลในงานวิจัยนี้จะใช้โปรแกรม ANSYS Workbench 11.0 ช่วยในการวิเคราะห์ โดยผลการวิจัยนี้คาดว่าจะสามารถใช้เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก เพื่อเป็นประโยชน์ในทางการแพทย์ต่อไป

2. แบบจำลองกระดูกต้นขาและแผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์

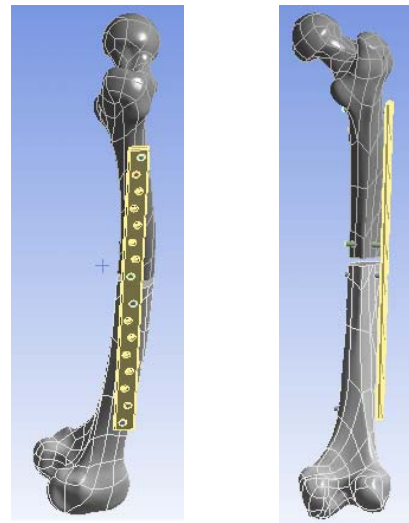
แบบจำลองของกระดูกต้นขาที่ใช้ในการวิเคราะห์ ได้จากการนำกระดูกต้นขาด้านซ้ายของมนุษย์ความยาว 401 มิลลิเมตรมาทำการสแกน (scan) ด้วยเครื่องสแกนสามมิติ โดยรูปแบบการหักของกระดูกจะเป็นการหักแบบตัดขวาง (transverse osteotomy) บริเวณช่วงกลางของกระดูกต้นขา (femoral shaft) ซึ่งรอยหักจะอยู่สูงจากตำแหน่งข้อต่อหัวเข่า 200.5 มิลลิเมตร โดยทำการพิจารณาช่องว่างระหว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร และใช้แผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (DCP) ที่สร้างแบบจำลอง 3 มิติอ้างอิงจากขนาดจริงของบริษัท Synthes โดยใช้โปรแกรม SolidWorks ขนาด 14 รู 16 รู และ 18 รู ยึดด้วยสกรูที่มีตำแหน่งการยึดที่แตกต่างกัน โดยขนาดและตำแหน่งต่าง ๆ ของสกรู แสดงดังรูปที่ 1 และ รูปที่ 2

สำหรับคุณสมบัติทางกล (mechanical properties) ของกระดูกที่ใช้ในการวิเคราะห์ จะกำหนดให้อยู่ในช่วงยึดหยุ่น

(elastic) และมีคุณสมบัติเป็นสารเนื้อเดียวแบบไอโซโทรปิก (Isotropic) ดังแสดงในตารางที่ 1



รูปที่ 1 ตำแหน่งรูบนแผ่น DCP ขนาด 14 16 และ 18 รู



รูปที่ 2 ตำแหน่งแผ่น DCP กับกระดูกต้นขา

Young's modulus	Yield strength	Poisson ratio	Friction coefficient
15 GPa	188 MPa	0.3	0.3

ตาราง 1 แสดงคุณสมบัติทางกลของกระดูกต้นขา [13]

สำหรับแผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (DCP) และสกรู (screw) นั้นผลิตจากวัสดุเหล็กกล้าไร้สนิม AISI 316L (316L stainless steel) โดยวัสดุที่นำมาใช้เป็นอุปกรณ์ในการศัลยกรรมกระดูก (orthopedic implants) โดยทั่วไปนิยมใช้วัสดุที่ผ่านกรรมวิธี 30% cold worked

เพื่อเพิ่มคุณสมบัติทางกล [8] ดังแสดงในตารางที่ 2 และตารางแสดงองค์ประกอบทางเคมี ดังตารางที่ 3

AISI 316L Stainless steel (30 % cold worked)				
Young's modulus	Yield strength	Ultimate strength	Poison ratio	Friction coefficient
190 GPa	792 MPa	930 MPa	0.3	0.37

ตาราง 2 แสดงคุณสมบัติทางกล [3,4]

Composition*, %									
C	Mn	P	S	Si	Cr	Ni	Mo	N	Cu
0.030	2.00	0.025	0.010	0.75	17.00-	13.00-	2.25-	0.10	0.50
					19.00	15.00	3.00		

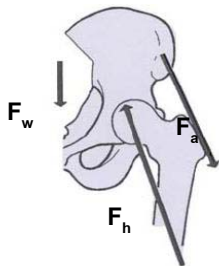
*Single values are maximum values unless otherwise indicated.

ตาราง 3 แสดงองค์ประกอบทางเคมี [4]

3. วิธีวิจัย

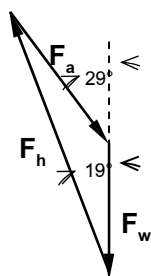
ในงานวิจัยนี้ การจำลองภาวะการกระทำกับกระดูกต้นขา จะแบ่งออกเป็น 2 แบบ คือ ภาวะการกระทำที่เกิดจากการยืน และภาวะการกระทำที่เกิดจากการเดิน โดยภาวะการกระทำทั้งสองแบบจะประกอบด้วย 2 แรงหลัก คือ แรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นบริเวณข้อต่อระหว่างหัวกระดูก (femur head) กับตะโพก (hip) (hip contact force) (F_h) และแรงที่เกิดจากกล้ามเนื้อ (muscle force) ซึ่งบริเวณต้นขาจะประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อจำนวนมากซ้อนทับกันอยู่ ดังนั้น ในงานวิจัยนี้จะเลือกพิจารณาเฉพาะกล้ามเนื้อหลักที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวนั้นคือ abductor force (F_a)

ภาวะการกระทำที่กระทำกับกระดูกต้นขา อันเนื่องมาจากการยืนจะพิจารณาว่า ขาข้างหนึ่งรับน้ำหนักเพียงครึ่งหนึ่งของน้ำหนักร่างกายทั้งหมด ดังนั้นแรงที่เกิดจากน้ำหนักของร่างกาย (F_w) จะเท่ากับครึ่งหนึ่งของน้ำหนักของร่างกาย (W) และ แรงจากกล้ามเนื้อหลักที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวคือ abductor force (F_a) [7] ดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 แรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา

จากแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขาดังกล่าว สามารถเขียนสามเหลี่ยมแทนแรงได้ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 สามเหลี่ยมแทนแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขา จากลักษณะทิศทางของแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขาดังรูปที่ 4 สามารถหาค่าแรงต่างๆ ได้จากสมการ (2) - (6) ซึ่งแสดงดังรูปที่ 5 โดย F_r เป็นแรงปฏิกิริยาของกระดูกหน้าแข้ง M เป็นโมเมนต์ที่เกิดขึ้น

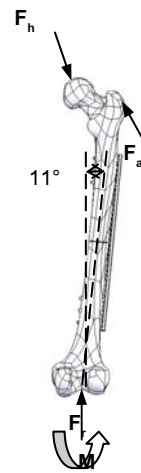
$$F_w = W/2 \quad (2)$$

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

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

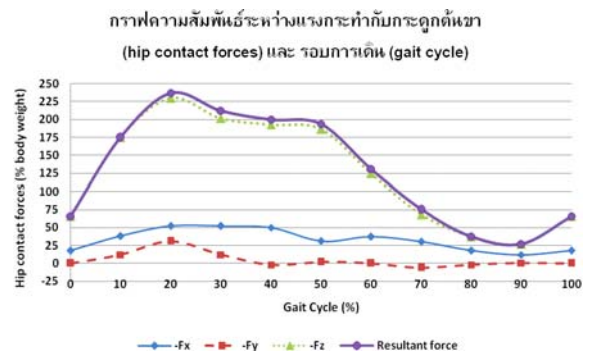
$$F_{ax} = -F_a \sin 40^\circ, \quad F_{ay} = F_a \cos 40^\circ \quad (5)$$

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



รูปที่ 5 ทิศทางของแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขา

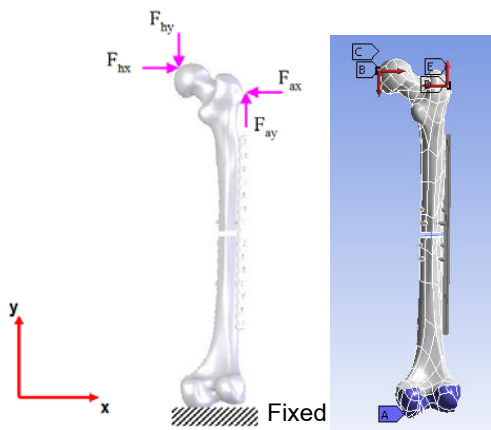
ส่วนภาวะการกระทำที่กระทำกับกระดูกต้นขาจากการเดินของผู้ป่วยนั้น จะนำมาจากงานวิจัยของ Bergmann *et al.* [1] และใช้แรงจากกล้ามเนื้อ (abductor force) จากงานวิจัยของ Duda *et al.* [5]



กราฟที่ 1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกระทำกับกระดูกต้นขา และรอบการเดิน

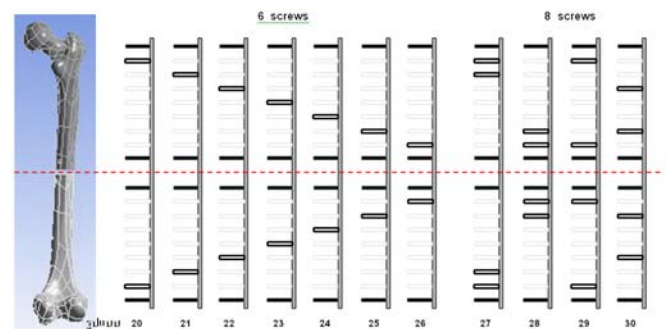
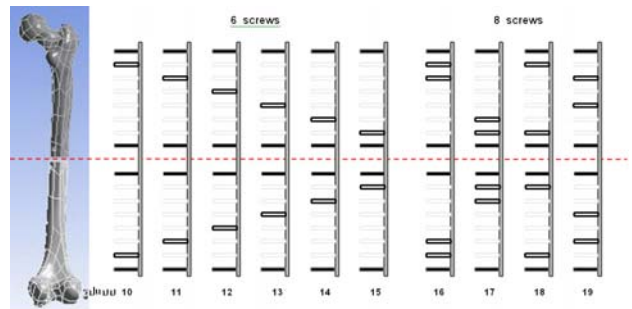
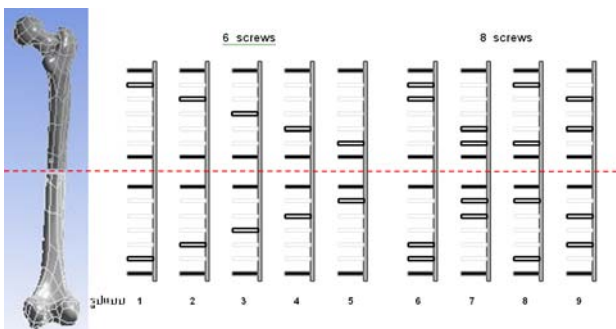
ในการจำลองนั้นได้กำหนดเงื่อนไข (Boundary conditions) ไว้ดังนี้

1. กำหนดให้แรงกระทำที่กับหัวกระดูก (femur head) ดังแสดงตามรูปที่ 6
2. กำหนดค่าเงื่อนไข (constrain) ที่ผิวสัมผัสระหว่างข้อต่อกระดูกต้นขาที่กระดูกหน้าแข้งให้ทุกองศาอิสระ (Degree of freedoms, DOFs) เท่ากับศูนย์
3. กำหนดค่าเงื่อนไขระหว่างผิวสัมผัสของกระดูกต้นขาและแผ่น DCP กับสกรูทุกตัวให้เป็นแบบยึดติดกัน
4. ผิวสัมผัสของกระดูกกับแผ่น DCP กำหนดเป็นผิวแบบสัมผัสกัน (frictional) โดยมีสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานเท่ากับ 0.37



รูปที่ 6 เงื่อนไขของแบบจำลองกระดูกต้นขา

สำหรับรูปแบบการวางสกรูรูปแบบต่าง ๆ บนแผ่น DCP นั้นสามารถแบ่งออกเป็น 2 รูปแบบหลัก คือ การใช้สกรู 6 ตัว และ 8 ตัว โดยกำหนดให้ในทุกรูปแบบจะต้องยึดสกรูที่ตำแหน่งบนสุดและล่างสุดของแผ่น DCP และตำแหน่งบนและล่างรอยหักของกระดูก (สกรูสีดำทึบ) ซึ่งในกรณีของสกรู 6 ตัว จะวางรูปแบบโดยทดลองวางทุกรูของแผ่น DCP (สกรูสีดำ) ส่วนกรณีของ 8 สกรู จะมีการวางรูปแบบในลักษณะจัดกลุ่ม ดังแสดงในรูปที่ 7



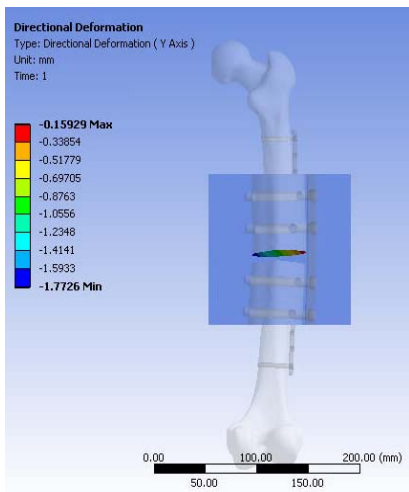
รูปที่ 7 แสดงรูปแบบการวางสกรูของแผ่น DCP 14 16 และ 18 รูตามลำดับ

เนื่องจากงานวิจัยนี้ ต้องการวิเคราะห์หาค่า IFS ในทุก ๆ ความเป็นไปได้ของรูปแบบการวางสกรู ดังนั้นจึงมีรูปแบบที่แตกต่างกันทั้งสิ้น 30 กรณี แต่ในการวิเคราะห์จะอยู่ภายใต้สมมติฐานว่าผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก จะต้องสามารถยืนลงน้ำหนักลงบนขาทั้งสองข้างก่อนที่จะทำการเริ่มเดิน ดังนั้นในขั้นแรกของการวิเคราะห์จะให้ภาระกรรมอันเนื่องมาจากการยืนก่อน เพื่อพิจารณา IFS ที่เหมาะสมให้อยู่ในช่วง 5% - 15% หลังจากนั้นจะนำรูปแบบที่เหมาะสมดังกล่าวมาทำการวิเคราะห์โดยให้ภาระกรรมแบบการเดินต่อไป

4. ผลการทดลอง

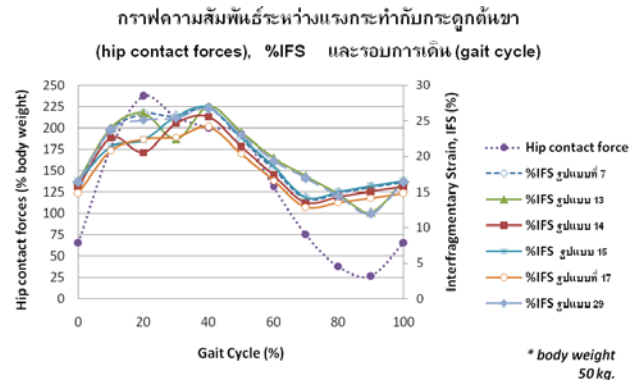
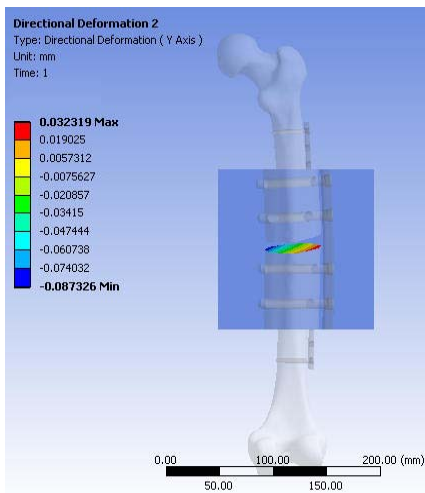
หลังจากให้ภาระกรรมเพื่อจำลองแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขาอันเนื่องมาจากการยืน เพื่อหาค่าการเคลื่อนไหวบริเวณกระดูกหัก (Interfragmentary Movement, IFM) ดังแสดงในรูปที่ 8 แล้วนำมาวิเคราะห์หาค่า IFS ในแต่ละความยาวของแผ่น DCP และรูปแบบการวางสกรู ที่รอยหักของกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักตัว 50 และ 70 กิโลกรัม ผลที่ได้แสดงดังกราฟที่ 2

จากกราฟด้านบนสามารถสรุปรูปแบบการวางสกรูที่ให้ค่า IFS ที่เหมาะสมอยู่ในช่วง 5% - 15% ได้ดังตารางที่ 5 โดยจะเห็นว่า IFS ของน้ำหนักตัว 70 กิโลกรัม ไม่อยู่ในช่วงที่เหมาะสม ดังนั้นจึงนำเฉพาะน้ำหนักตัว 50 กิโลกรัมไปวิเคราะห์ในภาวะกรรมแบบวงรอบการเดินต่อไป ซึ่งผลที่ได้แสดงดังกราฟที่ 3 และกราฟที่ 4



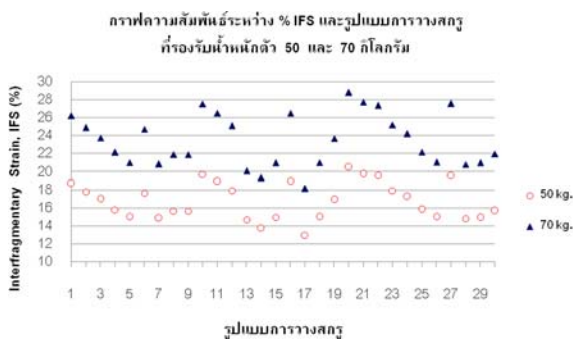
รูปแบบที่	Interfragmentary Strain, IFS (%)	
	50 kg.	70 kg.
7	14.90	20.87
13	14.71	20.12
14	13.82	19.35
15	15.00	21.00
17	12.99	18.19
29	14.97	21.02

ตารางที่ 5 แสดงรูปแบบของการวางสกรู ที่มีค่า IFS อยู่ในช่วง 5% - 15%

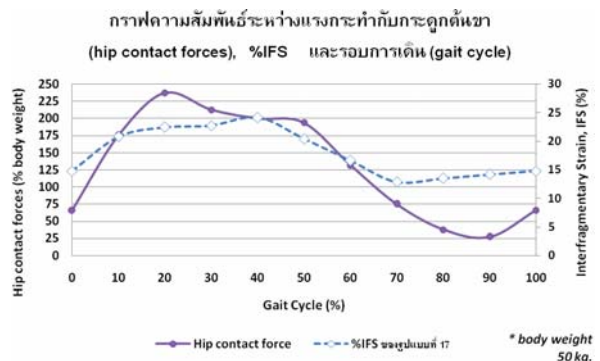


กราฟที่ 3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกระทำกับกระดูกต้นขา, %IFS และ รอบการเดิน

รูปที่ 8 การหาค่าการเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูก (IFM) ของกระดูกชั้นบนและล่าง ตามลำดับ



กราฟที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง %IFS และรูปแบบการวางสกรูที่รองรับน้ำหนักตัว 50 และ 70 กิโลกรัม



กราฟที่ 4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกระทำกับกระดูกต้นขา, %IFS และ รอบการเดินของรูปแบบที่ 17

กราฟที่ 3 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบทั้งหมดที่ได้ค่า IFS ที่เหมาะสมกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ของวงรอบการเดิน โดยจะเห็นว่า IFS ในช่วงเริ่มต้นจะมีค่าประมาณ 14% - 16% หลังจากนั้น จะค่อย ๆ เพิ่มขึ้น ตามแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขาที่เพิ่มขึ้น และจะมีค่าเพิ่มมากที่สุดเป็น 25% - 27% ที่ 40% ของวงรอบการเดิน และหลังจากนั้น จะค่อย ๆ ลดลง จนกระทั่งเท่ากับค่าเริ่มต้น เพื่อเข้าสู่วงรอบการเดินใหม่ต่อไป ส่วนกราฟที่ 4 แสดงค่า IFS ของรูปแบบที่ 17 ซึ่งเป็นรูปแบบที่ให้ค่า IFS ต่ำที่สุดจากทั้งหมดที่นำมาวิเคราะห์ โดยที่ 0% ของวงรอบการเดิน IFS = 14.791313% มากที่สุดที่ 40% ของวงรอบการเดิน เท่ากับ 24.147460% และน้อยที่สุดที่ 70% ของวงรอบการเดิน เท่ากับ 12.868714%

5. สรุปผล

การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักโดยใช้ DCP และสกรู พบว่าความยาวของ DCP และรูปแบบการวางสกรูที่แตกต่างกัน มีผลต่อการเคลื่อนไหวของรอยหักของกระดูก โดยส่งผลกระทบต่อเชื่อมติดกันของกระดูก รูปแบบการวางสกรูที่ดีจะต้องเป็นรูปแบบที่สามารถจำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักของกระดูกให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสม ซึ่งจะส่งผลให้การรักษาสำเร็จเร็วขึ้นตามช่วงระยะเวลาที่กำหนด โดยงานวิจัยนี้พบว่า กรณีที่มีรอยหักของกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักตัว 50 กิโลกรัม ได้ค่า IFS ที่เกิดจากภาระการแบบวงรอบการเดิน อยู่ในช่วง 12% - 25% ซึ่งถือได้ว่าใกล้เคียงกับค่า IFS ที่เหมาะสม คือ 5% - 15% มากที่สุด โดยค่า IFS จะเพิ่มขึ้นจากช่วงเริ่มต้นของวงรอบการเดินมากที่สุดโดยเฉลี่ยเท่ากับ 62.734% ที่ 40% ของวงรอบการเดิน ซึ่งรูปแบบของการวางสกรูที่สามารถช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกจะเป็นรูปแบบที่วางสกรูไว้ใกล้กับรอยหักของกระดูกมากที่สุด ส่วนการลงน้ำหนักของผู้ป่วยนั้น หากผู้ป่วยมีน้ำหนักตัวน้อย จะสามารถลงน้ำหนักได้เร็วกว่าผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัวมาก เนื่องจากน้ำหนักตัวที่มากกว่าจะส่งผลให้รอยหักของกระดูกเกิดการเคลื่อนไหวมาก ส่งผลให้กระดูกติดกันช้าลง

ทั้งนี้ ผลของการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักจะขึ้นกับปัจจัยหลายประการดังที่ได้กล่าวมาแล้ว และรูปแบบแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา อันเนื่องมาจากการเดินในงานวิจัยนี้ เป็นรูปแบบการเดินแบบปกติ (normal walking) ซึ่งหากผู้ป่วยมีลักษณะรูปแบบการเดินที่แตกต่างออกไปจากนี้ ก็ย่อมส่งผลให้ค่า IFS ที่ได้แตกต่างออกไป ดังนั้น เพื่อให้กระดูกเกิดการเชื่อมติดกันสมบูรณ์ (complete healing) ในช่วงระยะเวลาที่กำหนด ผู้ป่วยจึงควรปฏิบัติตามคำแนะนำของแพทย์อย่างเคร่งครัด.

เอกสารอ้างอิง

[1] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J. and Duda G.N., "Hip contact forces and gait pattern from routine activities", *Journal of Biomechanics*, Vol.34, 2001, pp. 858-871

[2] Claes LF, Heigele CA, "Magnitude of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture

healing", *Journal of Biomechanics*, Volume 32, Issue 3, March 1999, page 255-266.

[3] Cordey, J., Borgeaud, M., Perren, S.M., "Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone", *Injury*, vol.31, 2000, S-C 21-28.

[4] Davis, J. R. (Joseph R.), ASM International., "Handbook of materials for medical devices/ edited by J.R. Davis.", Materials Park, OH : ASM International, 2003.

[5] Duda, G.N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., and Cleas, L., "Influence of muscle forces on femoral strain distribution", *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, 1998, pp. 841- 846

[6] Egol KA., Kubiak EN., Fulkerson E., Kummer F.J., and Koval K.J., "Biomechanics of locked plates and screws." *Journal of Orthopaedic Trauma*, 2004; 488-493.

[7] Hall S.J., "Basic Biomechanis", 3rd ed, McGraw-Hill, New Delhi, 1999.

[8] J.B. Brunski, *Metals, "Biomaterials Science: An Introduction to materials in Medicine"*, B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, and J.E. Lemons, Ed., Academic Press, 1996, p 37 - 35

[9] Kenwright J, Goodship AE. "Controlled Mechanical Stimulation In the Treatment of Tibial Fractures." *Clinical Orthopaedics and Related research* 1989; 36-47.

[10] Perren S.M., "Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation." *Clin Orthop*, 1979; 175-196.

[11] Sari Salminen, 1997. "A femoral shaft fractures in adults: epidemiology, fracture patterns, nonunions, and fatigue fractures.", Helsinki, 2005.

[12] U KAMACHI MUDALI, T M SRIDHAR and BALDEV RAJ, "Corrosion of bio implants", *Metallurgy and Materials Group*, Indira Gandhi Centre for Atomic Research, Kalpakkam 603 102, India

[13] V.A. Papathanasopoulou, D.I. Fotiadis and C.V. Massalas, "Intact and implanted femur behaviour during walking and jogging", *IEEE*, 2001; 1524-1527.

[14] วิณา พันเพ็ง, กนต์ธร ชานีประศาสน์ "ผลของความยาวโลหะยึดกระดูก และการยึดกระดูกโดยใช้รูปแบบการวางสกรู ที่แตกต่างกันต่อความเครียดบริเวณกระดูกหักในภาวะกระดูกต้นขาหัก", การประชุมเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 20 วันที่ 18 - 20 ตุลาคม 2549 จังหวัดนครราชสีมา.

[15] บุญสิน บุรณะพาณิชย์กิจ, "การตามกระดูกหัก", บัณฑิต, กรุงเทพฯ, 2547

[16] ผศ.นพ. สมศักดิ์ คุปต์นิริติชัยกุล, "แนวทางการรักษาผู้ป่วยกระดูกหัก - ข้อเคลื่อน", ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

www.md.chula.ac.th/ortho/student/SHEET/somsak/3016410.html

[17] ธนรัฐ จันทอุปพี, “กระดูกหักรักษา (ตัวเอง) ได้”, วารสารศูนย์บริการวิชาการ ปีที่ 11 ฉบับที่ 4 ประจำเดือนตุลาคม – ธันวาคม, 2546

[18] ไพรัช ประสงค์จีน, “กระดูกหักและข้อเคลื่อน (fracture and dislocation)”, โรงพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, กรุงเทพฯ, 2541