

การวิเคราะห์ความเค้นในสกรูและแผ่นโลหะรับแรงอัดทางพลศาสตร์ที่ยึดติดอยู่บน
กระดูกช่วงหน้าขาของคน
**Stress Analysis in Screw Fixation and the Dynamic Compression Plate (DCP)
attached on a Human Femur**

บุญธรรม วงศ์ไชย^{1,*} และ สุภสิทธิ์ รอดขวัญ²
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตศรีราชา
เลขที่ 199 ถนนสุขุมวิท อำเภอศรีราชา จังหวัด ชลบุรี 20230¹
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล และ สถาบันคั้นคว่ำและพัฒนาเทคโนโลยีการผลิตทางอุตสาหกรรม (RDIP)
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ เลขที่ 50 ถ.พหลโยธิน เขต จตุจักร กทม. 10900²
โทร 0-2942-8555 ต่อ 1842 โทรสาร 0-2579-4576 อีเมล: boonthum@eng.src.ku.ac.th*

Boonthum Wongchai* and Supasit Rodkwan
Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Kasetsart University
50 Phahonyothin Road, Chatuchak, Bangkok 10900, Thailand
Tel: 0-2942-8555 ext 1842 Fax: 0-2579-4576 E-mail: boonthum@eng.src.ku.ac.th*

บทคัดย่อ

โดยทั่วไปแล้วนั้นการรักษารูปร่างที่ได้รับอุบัติเหตุจนทำให้กระดูกช่วงหน้าขา (Femur) เกิดการร้าวและแตกหักนั้นสามารถทำได้หลายวิธีเช่น การเข้าเฝือก (Femoral cast brace) การยึดกระดูกแบบภายนอก (External fixation) การยึดกระดูกแบบภายใน (Internal fixation) สำหรับวิธีการรักษาโดยใช้แผ่นโลหะรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (Dynamic Compression Plate, DCP) ยึดต่อกระดูกนั้น จัดว่าเป็นการรักษาแบบการยึดกระดูกแบบภายในซึ่งเป็นวิธีหนึ่งที่น่าิยมใช้ในวงการแพทย์ อย่างไรก็ตาม ปัญหาที่เกิดขึ้นของการรักษาโดยวิธียึดกระดูกด้วยแผ่น DCP คือ การแตกหักของแผ่น DCP ก่อนที่ร่างกายจะสร้างกระดูกใหม่ให้ติดกัน โดยสาเหตุของปัญหานี้ อาจเกิดขึ้นได้ในหลายกรณี เช่น ผู้ป่วยไม่เชื่อฟังคำเตือนของแพทย์ในขณะพักฟื้นและมีการใช้งานขาข้างที่มีกระดูกที่แตกหักมากเกินไป การเกิดอุบัติเหตุซ้ำ วิธีการยึดสกรูไม่เหมาะสม ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีจุดประสงค์เพื่อศึกษาลักษณะการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นทั้งบนแผ่น DCP และบนสกรูที่ยึดติดกับกระดูกช่วงหน้าขา โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method, FEM) ในการวิเคราะห์ ซึ่งในการวิจัยนี้ได้ทำการวิเคราะห์ความ

เค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลองเมื่อมีการยึดแผ่น DCP ด้วยสกรูจำนวน 12 8 6 และ 4 ตัวตามลำดับติดกับกระดูกที่เกิดการแตกหัก ซึ่งผลการวิจัยสำหรับเงื่อนไขให้กระดูกช่วงหน้าขารับน้ำหนักของร่างกายเท่ากับ 70 kg ได้ค่าความเค้นวอนมีสูงสุดบนแผ่น DCP เท่ากับ 776.1 1507 1698 และ 1991 MPa ในแต่ละกรณีของจำนวนสกรูตามลำดับ และเมื่อรับน้ำหนักของร่างกายเท่ากับ 50 kg ได้ค่าความเค้นวอนมีสูงสุดบนแผ่น DCP เท่ากับ 661.2 1026 1054 และ 1203 MPa ในแต่ละกรณีของจำนวนสกรูตามลำดับ สำหรับผลของการวิจัยนี้สามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการออกแบบแผ่น DCP รวมถึงการเลือกตำแหน่งในการยึดสกรูที่เหมาะสม เพื่อเป็นประโยชน์ในทางการแพทย์ต่อไป

Abstract

In general, patients suffering from accidents which cause the fracture in a human femur can be treated in several ways such as a femoral cast brace, an external fixation, and an internal fixation. One of the widely used methods in an internal fixation is an application of the Dynamic Compression Plate (DCP) on the broken femur.

Nevertheless, the common problem associated with the DCP before the broken femur can be completely rejoined by the new bone is the crack and fracture occurred on the plate itself. This situation can be caused by several reasons such as the disobeying of the doctor instruction and the repeatability of the injury during a recovery process, an unsuitable pattern of screws on the plate. Consequently, this research is proposed to investigate the stress distribution in the screw fixation and the DCP attached on a human femur using Finite Element Method (FEM). In this research, stress distribution was analyzed for the DCP with numbers of screws of 12, 8, 6, and 4, respectively, attached to the fractured femur. It was found that, for the condition of a body weight loading of 70 kg, the maximum von Mises stress was occurred on the DCP and has values of 776.1 1507 1698 and 1991 MPa for the number of screws mentioned previously. In case of a loading of 50 kg, the maximum von Mises stress was also revealed on the DCP and has value of 661.2 1026 1054 and 1203 MPa, respectively. The results of this study can provide more fundamental understanding in the mechanism of the fracture on a DCP plate and also assist in the design of a DCP plate including the suitable position of the screws which is greatly benefited to orthopedic surgery doctors nowadays.

1. บทนำ

การรักษาผู้ป่วยที่ได้รับอุบัติเหตุจนทำให้กระดูกช่วงหน้าขา (Femur) เกิดการร้าวและแตกหักนั้น สามารถทำได้หลายวิธี เช่น การเข้าเฝือก (Femoral cast brace) การยึดกระดูกแบบภายนอก (External fixation) การยึดกระดูกแบบภายใน (Internal fixation) สำหรับวิธีการรักษาโดยใช้แผ่นโลหะรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (Dynamic Compression Plate, DCP) ยึดต่อกระดูกนั้น จัดว่าเป็นการรักษาแบบการยึดกระดูกแบบภายใน ซึ่งเป็นวิธีหนึ่งที่ยอมรับในวงการแพทย์ อย่างไรก็ตาม ปัญหาที่เกิดขึ้นของการรักษาโดยวิธีนี้คือ การแตกหักของแผ่น DCP ก่อนที่ร่างกายจะสร้างกระดูกใหม่ให้ต่อกัน โดยสาเหตุของปัญหานี้ อาจเกิดขึ้นได้ในหลายกรณี เช่น ผู้ป่วยไม่เชื่อฟังคำแนะนำของแพทย์ ในขณะที่พักฟื้นและมีการใช้งานขาข้างที่มีกระดูกที่แตกหัก มากเกินไป การเกิดอุบัติเหตุซ้ำ วิธีการยึดกระดูกไม่เหมาะสม

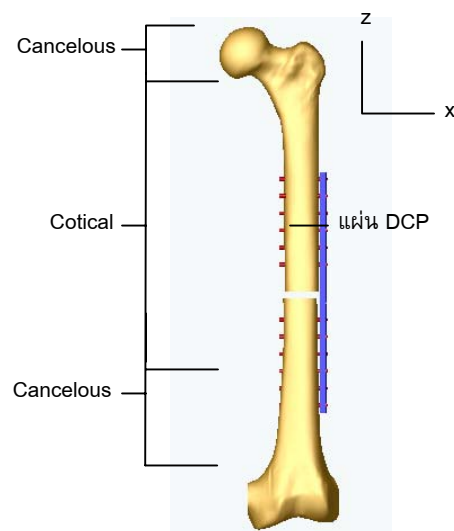
การศึกษาการกระจายของความเครียดในกระดูกช่วงหน้าขา [1, 2] เมื่อรับภาระน้ำหนักดลิ่งที่หัวกระดูกช่วงหน้าขา พบว่าความเครียดจะมีค่าสูงบริเวณตรงกลางของกระดูกช่วงหน้าขา ซึ่งก็ตรงกับความเป็นจริงคือ คนไขที่ได้รับอุบัติเหตุ

กระดูกช่วงหน้าขาหัก ส่วนใหญ่จะเกิดการหักบริเวณตรงกลาง หรือที่เรียกว่าคอคอของกระดูกช่วงหน้าขา (Neck) การใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method, FEM) เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการกระจายของความเค้นและความเครียดในกระดูกช่วงหน้าขา แผ่นโลหะและสกรูที่ใช้ยึดกระดูกแบบต่างๆ เป็นวิธีที่นิยมใช้ในปัจจุบัน [3, 4, 5].

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาลักษณะการกระจายของความเค้นในแผ่น DCP แบบ 14 รู และสกรูที่ใช้ยึด โดยมีรูปแบบการยึดสกรู 4 รูปแบบคือใช้จำนวนสกรูในการยึด 6, 8, 10 และ 12 ตัว และใช้โปรแกรม ABAQUS 6.4 ในการวิเคราะห์ FEM โดยเลือกใช้เอลิเมนต์แบบ Tetrahedral

2. รายละเอียดของแบบจำลองกระดูกช่วงหน้าขา

แบบจำลองของกระดูกช่วงหน้าขา [6] เป็นแบบจำลองของกระดูกเทียมของ Pacific Research Labs ซึ่งมีรูปร่างเหมือนกับกระดูกจริง มีความยาว 48 cm โดยเป็นกระดูกช่วงหน้าขา ด้านซ้าย ในการจำลองการหักของกระดูกนั้น จะให้กระดูกเกิดการหัก ณ บริเวณคอคอของกระดูกช่วงหน้าขา และโดยทั่วไปในการรักษานั้นจะทำการตัดกระดูกออกประมาณ 1 เซนติเมตร และทำการยึดกระดูกด้วยแผ่น DCP ดังรูปที่ 1

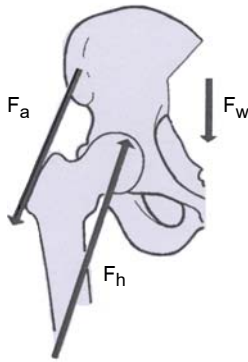


รูปที่ 1 แบบจำลองของกระดูกช่วงหน้าขาที่เกิดการหัก

สำหรับค่าคุณสมบัติความยืดหยุ่นนั้น ได้เลือกใช้ตามงานวิจัย [7] ซึ่งมีเงื่อนไขให้กระดูกมีคุณสมบัติแบบไอโซโทรปิก (Isotropic) โดยมีค่ามอดูลัสของยัง (Young's modulus) เท่ากับ 15 GPa สำหรับกระดูกในช่วงคอร์ติคัล (Cortical bone) และ 1.1 GPa สำหรับกระดูกในช่วงแคนเซลลัส (Cancellous bone)

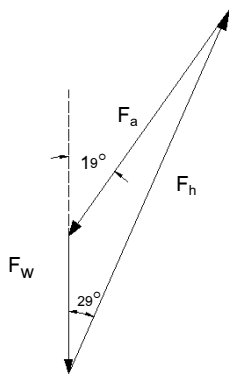
ส่วนค่าอัตราส่วนปัวซอง (Poisson ratio) จะกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 0.33 สำหรับแผ่นโลหะ DCP และสกรูที่ทำมาจาก สเตนเลส 316L (316L Stainless steel) ซึ่งมีค่ามอดูลัสของยังเท่ากับ 193 GPa และค่าอัตราส่วนปัวซองเท่ากับ 0.3

สำหรับแรงที่กระทำกับกระดูกช่วงหน้าขา [3, 8] นั้น จะเกิดจากน้ำหนักของร่างกาย (W) ซึ่งจะส่งผ่านมายังตะโพก และแบ่งไปยังกระดูกช่วงหน้าขา เพราะฉะนั้นกระดูกช่วงหน้าขาหนึ่งข้าง จะรับน้ำหนักเพียงครึ่งหนึ่งเท่า ๆ กัน (เท่ากับ F_w) ข้อต่อระหว่างหัวกระดูกช่วงหน้าขา กับตะโพกจะมีแรงปฏิกิริยา (F_h) และมีแรงเนื่องจากกล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวในลักษณะกางขาออกจากลำตัว (F_a) ดังแสดงในรูปที่ 2

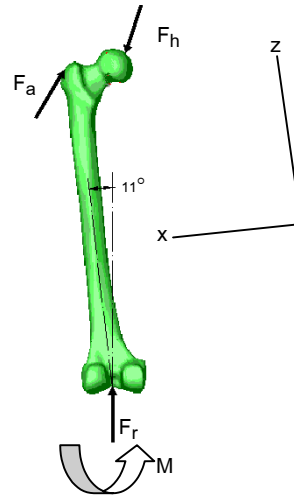


รูปที่ 2 แรงที่กระทำบนกระดูกตะโพก

ดังนั้นจะสามารถหาค่าแรง F_a และ F_h ได้จากสามเหลี่ยมแทนแรงดังในรูปที่ 3



รูปที่ 3 สามเหลี่ยมแทนแรงที่กระทำบนตะโพก สำหรับแรงที่กระทำบนกระดูกช่วงหน้าขาได้แสดงในรูปที่ 4



รูปที่ 4 แรงที่กระทำบนกระดูกช่วงหน้าขา

โดย F_r เป็นแรงปฏิกิริยาของกระดูกหน้าแข้ง M เป็นโมเมนต์ที่เกิดขึ้น นอกจากนั้นสามารถหาค่าแรงต่าง ๆ ได้จากสมการ (1) – (5) ดังแสดงในรูปที่ 5:

$$F_w = W / 2 \quad (1)$$

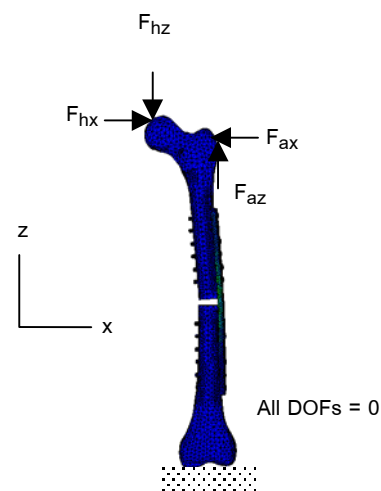
$$F_a = F_w \sin 19^\circ / \sin 10^\circ \quad (2)$$

$$F_h = F_w \sin 151^\circ / \sin 10^\circ \quad (3)$$

$$F_{ax} = -F_a \sin 40^\circ, \quad F_{az} = F_a \cos 40^\circ \quad (4)$$

$$F_{hx} = F_h \sin 30^\circ, \quad F_{hz} = -F_h \cos 30^\circ \quad (5)$$

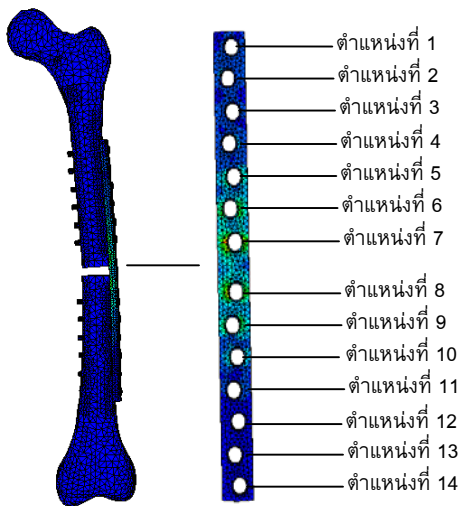
3. การประยุกต์ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์



รูปที่ 5 เงื่อนไขของแบบจำลองกระดูกช่วงหน้าขา

ในการจำลองโมเดลนั้น ได้กำหนดเงื่อนไข (Boundary conditions) ไว้ดังนี้ (รูปที่ 5)

- กำหนดให้แรงกระทำที่หัวกระดูกเป็น F_{ax} , F_{az} , F_{hx} และ F_{hz}
- กำหนดค่าเงื่อนไข (Constraints) ที่ผิวสัมผัสระหว่างข้อต่อกระดูกช่วงหน้าขากับกระดูกหน้าแข้ง ให้ทุกองศาอิสระ (Degree Of Freedoms, DOFs) เท่ากับศูนย์
- กำหนดค่าเงื่อนไขระหว่างผิวสัมผัสของกระดูกช่วงหน้าขา กับสกรูทุกตัวให้เป็นแบบยึดติดกัน (Tie)
- ระหว่างผิวสัมผัสของสกรูกับแผ่น DCP และผิวสัมผัสของกระดูกกับแผ่น DCP คิดเป็นผิวแบบสัมผัสกัน (Contact surfaces) โดยมีสัมประสิทธิ์ความเสียดทานเท่ากับ 0.2 สำหรับตำแหน่งรูต่าง ๆ บนแผ่น DCP ได้กำหนดดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 ตำแหน่งรูบนแผ่น DCP

โดยรูปแบบการยึดสกรูมีดังแสดงในตารางที่ 1:

ตารางที่ 1 รูปแบบการยึดสกรู

| รูปแบบที่ | จำนวนสกรู | ตำแหน่งยึดสกรู | จำนวนเอลิเมนต์ |
|-----------|-----------|---------------------------------|----------------|
| 1 | 1 | 1 2 3 4 5 6 9 10 11 12 13 14 | 65692 |
| 2 | 8 | 1 4 5 6 9 10 11 14 | 48484 |
| 3 | 6 | 1 3 6 9 12 14 | 38461 |
| 4 | 4 | 1 6 9 14 | 31540 |

4. ผลการวิจัย

ค่าความเค้น von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นในระบบซึ่งแบ่งออกเป็นความเค้นในกระดูกช่วงหน้าขา ความเค้นในแผ่น DCP และ

ความเค้นในสกรู และตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดนั้น ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2 และตารางที่ 3 สำหรับภาชนะน้ำหนักร่างกายเท่ากับ 70 และ 50 kg ตามลำดับ

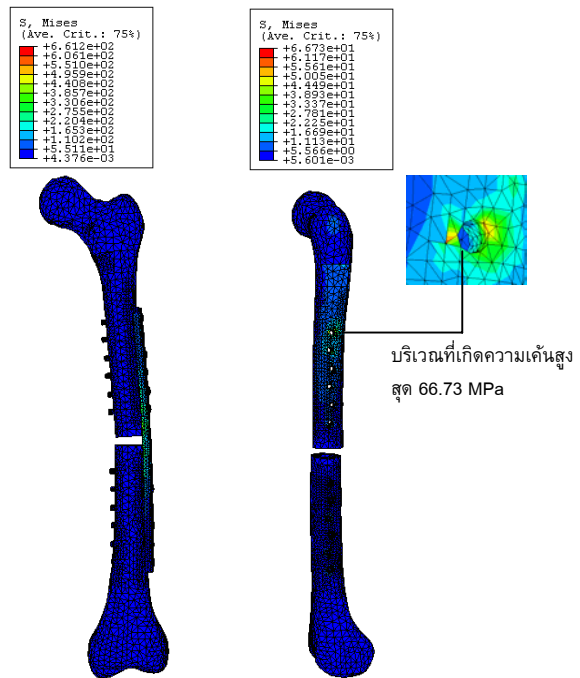
ตารางที่ 2 ค่าความเค้น von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นในระบบเมื่อรับภาชนะน้ำหนักร่างกายเท่ากับ 70 kg

| รูปแบบ | ความเค้น von Mises สูงสุด (MPa) | | | | | |
|--------|---------------------------------|---------|----------|---------|-------|---------|
| | กระดูกช่วงหน้าขา | | แผ่น DCP | | สกรู | |
| | ขนาด | ตำแหน่ง | ขนาด | ตำแหน่ง | ขนาด | ตำแหน่ง |
| 1 | 96.32 | 1 | 776.1 | 7 | 549.2 | 1 |
| 2 | 95.95 | 14 | 1507 | 8 | 481.5 | 1 |
| 3 | 107.4 | 1 | 1698 | 7 | 604.4 | 14 |
| 4 | 231.3 | 1 | 1991 | 7 | 303.9 | 1 |

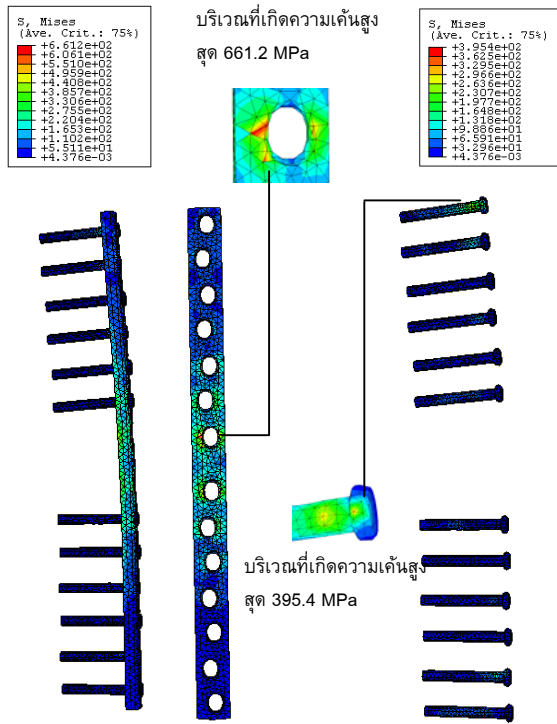
ตารางที่ 3 ค่าความเค้น von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นในระบบเมื่อรับภาชนะน้ำหนักร่างกายเท่ากับ 50 kg

| รูปแบบ | ความเค้น von Mises สูงสุด (MPa) | | | | | |
|--------|---------------------------------|---------|----------|---------|-------|---------|
| | กระดูกช่วงหน้าขา | | แผ่น DCP | | สกรู | |
| | ขนาด | ตำแหน่ง | ขนาด | ตำแหน่ง | ขนาด | ตำแหน่ง |
| 1 | 66.73 | 1 | 661.2 | 7 | 395.4 | 1 |
| 2 | 88.21 | 1 | 1026 | 8 | 328.4 | 1 |
| 3 | 83.07 | 14 | 1054 | 8 | 482.3 | 14 |
| 4 | 150.5 | 1 | 1203 | 7 | 205.2 | 1 |

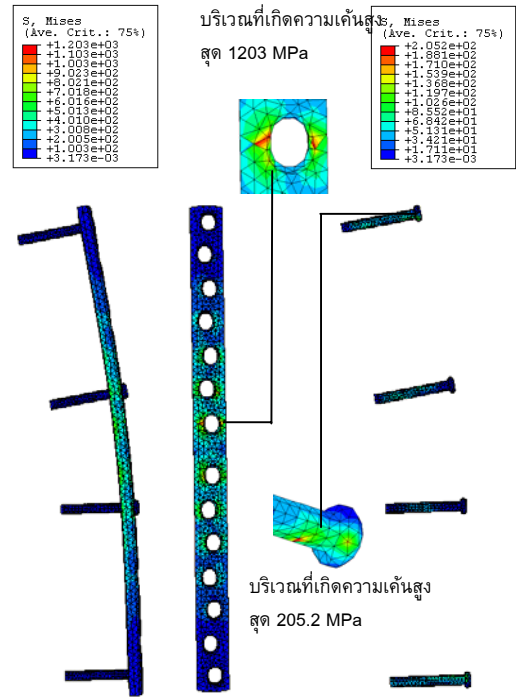
รูปที่ 7 ถึง 10 แสดงลักษณะการกระจายตัวของความเค้น



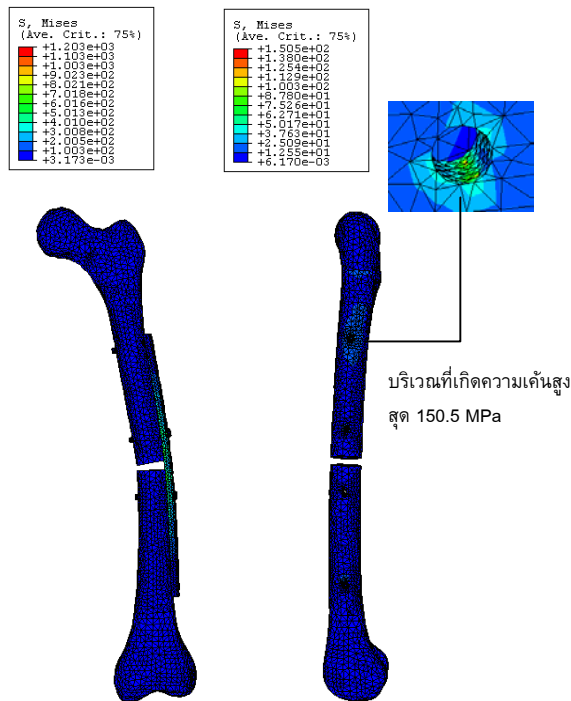
รูปที่ 7 ความเค้นที่เกิดขึ้นในกระดูกช่วงหน้าขาสำหรับการยึดสกรู 12 ตัว น้ำหนักร่างกายเท่ากับ 50 kg



รูปที่ 8 ความเค้นที่เกิดขึ้นในแผ่น DCP และสกรูสำหรับการยึดสกรู 12 ตัว น้ำหนักร่างกายเท่ากับ 50 kg



รูปที่ 10 ความเค้นที่เกิดขึ้นในแผ่น DCP และสกรูสำหรับการยึดสกรู 8 ตัว น้ำหนักร่างกายเท่ากับ 50 kg



รูปที่ 9 ความเค้นที่เกิดขึ้นในกระดูกช่วงหน้าขาสำหรับการยึดสกรู 8 ตัว น้ำหนักร่างกายเท่ากับ 50 kg

5. สรุปผลการวิจัย

การกระจายตัวของความเค้นนอนมิสในแผ่น DCP สำหรับทุกกรณี มีแนวโน้มที่จะมีค่าสูง ณ ตำแหน่งรูตรงกลางของแผ่น DCP ซึ่งคือ ความเค้นนอนมิสสูงสุดจะเกิดขึ้นตำแหน่งรูที่ 7 หรือ 8 ดังนั้นการเสียหายของแผ่น DCP จะเกิดขึ้นตรงตำแหน่งที่มีความเค้นนอนมิสสูงก่อน และอาจจะเกิดขึ้นในลักษณะการแตกของผิวตรงรูซึ่งมีการสัมผัสกับสกรูหรือเสียหายเนื่องจากการงอของแผ่น DCP ส่วนการกระจายของความเค้นนอนมิสในสกรูนั้น พบว่าจะเกิดความเค้นนอนมิสสูงสุดในสกรูที่ยึดอยู่ตำแหน่งปลายของแผ่น DCP นั่นคือตำแหน่งที่ 1 และ 14 และในส่วนของการกระจายของความเค้นนอนมิสในกระดูกตำแหน่งที่เกิดความเค้นนอนมิสสูงสุดจะคล้ายกับที่เกิดขึ้นในสกรูคือเกิดความเค้นนอนมิสสูงสุดในสกรูที่ยึดอยู่ตำแหน่งปลายของแผ่น DCP ซึ่งคือตำแหน่งที่ 1 และ 14 เมื่อเปรียบเทียบความเค้นนอนมิสที่เกิดขึ้นในระบบทั้งหมดจะพบว่า จะเกิดความเค้นนอนมิสสูงสุดที่ แผ่น DCP ในทุกกรณีที่ศึกษาในงานวิจัยนี้ และเมื่อวิเคราะห์ร่วมกับค่า Yield strength ของกระดูกซึ่งเท่ากับ 188 MPa และสเตนเลส 316L (แผ่น DCP และสกรู) ซึ่งมีค่าเท่ากับ 170 MPa จะเห็นว่าแผ่น DCP จะมีโอกาสที่จะเสียหายได้มากที่สุดเมื่อคนไข้มีการใช้งานขาข้างที่หักขณะที่ยังไม่ถอดดักัน

6. กิตติกรรมประกาศ

ทางคณะวิจัยขอขอบคุณข้อมูลสนับสนุนจาก อ.ดร.ชาวสวน
กาญจนโนมัย ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ และ น.พ.วัชร พิกพมงคล กองออร์
โธปิดิกส์ โรงพยาบาลภูมิพล และ น.พ.ราเมศ ให้ศิริกุล กลุ่ม
งานศัลยกรรมออร์โธปิดิกส์ โรงพยาบาลพระปกเกล้า จังหวัด
จันทบุรีในการให้ข้อมูลทางการแพทย์และวัสดุที่ใช้ในการวิจัย
ไว้ ณ ที่นี้

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] L. Cristofolini, M. Viceconti, A. Cappello and A. Toni, "Mechanical validation of whole bone composite femur models", *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, 1996, p. 525-535.
- [2] J. Cordey, M. Borgeaud, M. Frankle, Y. Harder and O. Martinet, "Loading model for the human femur taking the tension band effect of the ilio-tibial tract into account", *Injury*, Vol. 30, 1999, p. S-A26-S-A30.
- [3] V. Waide, L. Critofolimi, J. Stolk, N. Verdonshot and A. Toni, "Experiment investigation of bone remodeling using composite femurs", *Clinical Biomechanics*, Vol. 18, 2003, p. 523-536.
- [4] J.H. Keyak, S.A. Rossi, K.A. Jones, C.M. Les and H.B. Skinner, "Prediction of fracture location in the proximal femur using finite element models", *Medical Engineering Physics*, Vol. 23, 2001, 657-664.
- [5] J. Stolk, N. Verdonshot, L. Cristofolini, A. Toni and R. Huiskes, "Finite Element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical test", *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, 2002, p. 499-510.
- [6] M. Viceconti, M. Casali, B. Massari, L. Cristofolini, S. Bassini and A. Toni, 1999, "Solid model in IGES format", Available Source: http://www.cineca.it/hosted/LTM-IOR/back2net/ISB_mesh/mesh_list.html, July 15, 2003.
- [7] M. Lengsfeld, J. Schmitt, P. Alter, J. Kaminsky and R. Leppke, "Comparision of geometry-based and CT voxel-based finite element modelling and experimental validation", *Medical Engineering Physics*, Vol. 20, 1998, p. 512-522.
- [8] S. J. Hall, "Basic Biomechanics", 3rd ed, McGraw-Hill, New Delhi, 1999.