

ผลของตำแหน่งสกรูยึดกระดูกต่อความเครียดบริเวณกระดูกต้นขาหัก

นางสาววิภา พันเพ็ง

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี  
ปีการศึกษา 2549

**THE EFFECT OF SCREW PLACEMENT  
ON A FRACTURE STRAIN FOR  
FEMORAL SHAFT FRACTURE**

**Veena Phunpeng**

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the  
Degree of Master of Engineering in Mechanical Engineering**

**Suranaree University of Technology**

**Academic Year 2006**

## ผลของตำแหน่งสกรูยึดกระดูกต่อความเครียดบริเวณกระดูกต้นขาหัก

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา  
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

(รศ. ดร. ทวีช จิตรสมบูรณ์)

ประธานกรรมการ

(รศ. ร.อ. ดร. กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(รศ. ดร. เอกชัย จันทสาโร)

กรรมการ

(อ. ดร. จิระพล ศรีเสริฐผล)

กรรมการ

(รศ. ดร. เสาวณีย์ รัตนพานิช)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

(รศ. น.อ. ดร. วรพจน์ ขำพิศ)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

วิชา ฟันเฟื่อง : ผลของตำแหน่งสกรูยึดกระดูกต่อความเครียดบริเวณกระดูกต้นขาหัก  
(THE EFFECT OF SCREW PLACEMENT ON A FRACTURE STRAIN FOR FEMORAL SHAFT FRACTURE) อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์  
เรืออากาศเอก ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์, 96 หน้า.

ในงานวิจัยนี้ได้ศึกษาวิเคราะห์รูปแบบการยึดกระดูกที่มีผลต่อความเครียดบริเวณกระดูกต้นขาหัก ซึ่งถือว่าเป็นปัจจัยสำคัญอย่างหนึ่งในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก โดยทั่วไปแล้วการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักสามารถทำได้หลายวิธี วิธีที่นิยมใช้ในวงการแพทย์ปัจจุบัน คือ การใส่โลหะยึดกระดูก (Internal Fixation) ซึ่งแบ่งได้เป็น 2 ประเภท ได้แก่ การใส่แท่งโลหะในกระดูก (Nail System) และการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก (Plate System) สำหรับการใส่แผ่นโลหะยึดกระดูกนั้นจะใช้แผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (Dynamic Compression Plate: DCP) อย่างไรก็ตามการใช้ DCP นี้ไม่มีรูปแบบการยึดกระดูกที่แน่นอนรวมทั้งขนาดหรือความยาวของแผ่นโลหะ จำนวนสกรู และรูปแบบการวางสกรูที่มีผลต่อการเคลื่อนที่บริเวณรอยหักของกระดูก ล้วนเป็นปัจจัยที่สำคัญต่อการยึดติดกันของกระดูกทั้งสิ้น ดังนั้นงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลจากขนาดแผ่นโลหะ (DCP) จำนวนสกรู และรูปแบบการวางสกรู ที่ยึดติดกับกระดูกหน้าขาให้ได้ค่าการเคลื่อนที่บริเวณกระดูกหัก (Interfragmentary Strain : IFS) ที่เหมาะสมที่สุดโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method: FEM) วิเคราะห์ ความเครียดในแบบจำลองกระดูกต้นขาเมื่อยึดด้วยแผ่นโลหะที่มีขนาด 14, 16 และ 18 รู ด้วยสกรู 6 และ 8 ตัว ตามลำดับ รับน้ำหนักของร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 kg นอกจากนั้นแล้วยังได้ใช้โปรแกรม SolidWorks และ COSMOSWorks ช่วยในการจำลองแผ่นโลหะ สกรู และช่วยในการวิเคราะห์ ผลการวิจัยนี้คาดว่าจะสามารถนำไปใช้เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก รวมถึงการเลือกขนาดแผ่นโลหะ จำนวนสกรู และรูปแบบการยึดกระดูกที่เหมาะสม เพื่อเป็นประโยชน์ในทางการแพทย์ต่อไป

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ปีการศึกษา 2549

ลายมือชื่อนักศึกษา \_\_\_\_\_

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา \_\_\_\_\_

VEENA PHUNPENG : THE EFFECT OF SCREW PLACEMENT ON A  
FRACTURE STRAIN FOR FEMORAL SHAFT FRACTURE. THESIS

ADVISOR : ASSOC. PROF. FLT. LT.KONTORN CHAMNIPRASART, Ph.D.

96 PP.

#### FEMORAL SHAFT FRACTURE/ FEM/ IFS/SCREW PLAEMENT

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.

School of Mechanical Engineering

Academic year 2006

Student's Signature \_\_\_\_\_

Advisor's Signature \_\_\_\_\_

## กิตติกรรมประกาศ

ความสำเร็จล่วงด้วยดีของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะเกิดขึ้นมิได้ ถ้าหากไม่ได้รับความกรุณาจากรองศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้ความรู้ ความช่วยเหลือสนับสนุนเป็นอย่างดี ให้คำปรึกษา และชี้แนวทางในการทำวิจัย จนทำให้ผู้วิจัยสามารถฟันฝ่าอุปสรรคต่าง ๆ ไปได้ด้วยดี ผู้วิจัยขอกราบพระคุณเป็นอย่างสูงในความเมตตาของท่าน

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ นาวาอากาศเอก ดร.วราภรณ์ จำพิศ คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ ที่ได้ให้ความรู้และความเข้าใจเกี่ยวกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นอย่างดี

ขอขอบพระคุณ แพทย์หญิงกันยิกา ชำนิประศาสน์ และนายแพทย์ปรัชญา จรัสจิตวิไล ภาควิชาศัลยศาสตร์ ออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ สำหรับการให้ข้อมูลทางการแพทย์ และวัสดุที่ใช้ในการวิจัย

ขอขอบพระคุณ คุณเมธี โสภณ มหาบัณฑิตสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ผู้ให้คำแนะนำในการใช้โปรแกรม SolidWorks ช่วยในการสร้างแบบจำลอง และ COSMOSWorks ที่ใช้ในการวิเคราะห์หตุลตลอดจนให้ความช่วยเหลือในด้านต่าง ๆ อันเป็นประโยชน์ต่องานวิจัย และเป็นแบบอย่างที่ดีในการดำเนินงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ คุณประสิทธิ์ชัย ดำเนินธุรกิจ และคุณกอบแก้ว ชัยประโคน พนักงานห้องทดลองประจำศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีที่ได้ให้ความช่วยเหลือในเรื่องของเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการคำนวณในงานวิจัยนี้เป็นอย่างดี

ขอขอบพระคุณ คุณพัฒนา ดวงสิน วิศวกรประจำบริษัท เมนเทล จำกัด ที่ได้ช่วยแนะนำการใช้เครื่องสแกน 3 มิติ และการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อให้ได้แบบจำลองของกระดูกต้นขา

ท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อนิพนธ์ พันเพ็ง และคุณแม่จินดาพร พันเพ็ง ที่ให้การสนับสนุนในเรื่องของการศึกษาเป็นอย่างดี ผู้วิจัยรู้สึกสำนึกในความเมตตา ความหวังดี และความเสียสละของท่านมาโดยตลอด

ผู้ทำวิจัยขอขอบคุณทุกท่านที่กล่าวมา ณ โอกาสนี้

วิณา พันเพ็ง

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย) .....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ) .....	ข
กิตติกรรมประกาศ .....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง .....	ช
สารบัญรูป.....	ซ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ .....	ฎ
<b>บทที่</b>	
<b>1 บทนำ.....</b>	<b>1</b>
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย .....	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.4 วิธีดำเนินการวิจัย.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	5
<b>2 ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....</b>	<b>6</b>
2.1 โครงสร้างของกระดูกมนุษย์ (Human Skeleton) .....	6
2.2 การติดของกระดูก (Fracture Healing) .....	8
2.2.1 ลักษณะสำคัญของการติดของกระดูก (Characteristics of Bone Healing) ...	8
2.2.2 ขั้นตอนการติดของกระดูก (Phases of Bone Healing) .....	8
2.2.3 การติดกระดูกโดยตรงและการติดกระดูกโดยอ้อม (Direct and Indirect Bone Healing) .....	12
2.2.4 ปัจจัยที่ส่งผลต่อการติดของกระดูก (Factor Influencing Fracture Healing).....	13

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.2.5	กระดูกติดช้าและกระดูกไม่ติด (Delayed Union and Nonunion) .....	14
2.3	ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหัก และการตามกระดูกหัก .....	15
2.3.1	ชีวกลศาสตร์ของกระดูก (Biomechanics of Bone).....	15
2.3.2	ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหัก (Biomechanics of Fracture).....	16
2.3.3	ชีวกลศาสตร์ของการติดของกระดูกหัก (Biomechanics of Fracture Healing).....	17
2.3.4	ชีวกลศาสตร์ของการตามกระดูกด้วยแผ่นตามกระดูก (Biomechanics of Fracture Fixation by Plate) .....	17
2.4	งานวิจัยด้านชีวกลศาสตร์ที่เกี่ยวกับภาวะกระดูกหัก .....	19
3	วิธีดำเนินงานวิจัย .....	25
3.1	การทดสอบโปรแกรม COSMOSWorks 2006.....	25
3.1.1	การวิเคราะห์ความแข็งแรงของแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู.....	25
3.2	การจำลองปัญหาหอยหักกระดูกต้นขา .....	28
3.2.1	แบบจำลองของกระดูกต้นขา.....	29
3.2.2	แบบจำลองแผ่นโลหะตามกระดูก .....	30
3.2.3	แบบจำลองสกรูยึดกระดูก .....	31
3.2.4	การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหัก .....	31
3.2.5	กำหนดเงื่อนไข .....	34
3.2.6	คุณสมบัติเชิงกลของกระดูกต้นขา.....	37
3.2.7	การสร้างเมช .....	38
4	ผลการวิจัยและการอภิปรายผล .....	40
4.1	ผลการจำลอง.....	40
4.1.1	ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm.....	40
4.1.2	ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm.....	44



## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.1.3	ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm.....	48
4.2	การอภิปรายผล.....	52
4.2.1	ผลกระทบจากรูปแบบการยึดสกรู.....	53
4.2.2	ผลกระทบจากการเลือกใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก.....	56
4.2.3	ผลกระทบจากระยะห่างระหว่างกระดูก.....	63
4.2.4	ผลกระทบจากภาระกรรมของน้ำหนักตัว.....	65
5	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	69
5.1	สรุปผลการวิจัย.....	69
5.2	ข้อเสนอแนะ.....	70
	รายการอ้างอิง.....	72
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก ผลเฉลยแม่นยำตรงของปัญหาแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู.....	74
	ภาคผนวก ข โปรแกรมช่วยวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ COSMOSWorks.....	85
	ภาคผนวก ค ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรู.....	86
	ภาคผนวก ง บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	94
	ประวัติผู้เขียน.....	96

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1	คุณสมบัติพื้นฐานทางกลศาสตร์ของกระดูก .....4
2.1	เปรียบเทียบคุณสมบัติในระยะต่างๆ ของการติดของกระดูก .....12
2.2	เปรียบเทียบกระดูกติดแบบโดยตรงและโดยอ้อม .....13
2.3	แสดงค่า Ultimate Strength ของกระดูกฟีมอร์ในมนุษย์ .....16
3.1	ผลลัพธ์สูงสุดที่ได้จากการวิเคราะห์แผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรู .....27
3.2	รูปแบบการยึดสกรู.....32
3.3	คุณสมบัติของวัสดุ .....38
4.1	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50 kg.....41
4.2	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 60 kg.....42
4.3	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 70 kg.....43
4.4	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50 kg.....45
4.5	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 60 kg.....46
4.6	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 70 kg.....47
4.7	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50 kg.....49
4.8	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 60 kg.....50
4.9	แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 70 kg.....51

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	แสดงระยะเวลาในแต่ละช่วงของการติดของกระดูก.....9
2.2	พยาธิสภาพบริเวณกระดูกหักระยะอักเสบ..... 10
2.3	กระดูกหักระยะซ่อมแซมเริ่มมีการสร้าง Callus..... 11
2.4	กระดูกหักระยะปรับแต่ง..... 12
2.5	แสดงรูปแบบการหักของกระดูก จากแรงกระทำชนิดต่างๆ..... 17
2.6	แสดงปัจจัยที่ส่งผลต่อความแข็งแรงต่อการยึดกระดูกด้วยแผ่นตามกระดูก..... 18
2.7	ผลการทดลองในแกะของ A.E Goodship and J. Kenwright (1985)..... 20
2.8	ผลการทดลองของ John Kenwright et.al (1989) ..... 21
2.9	การทดลองในแกะ L.E. Claes et.al (1995) ..... 21
2.10	ผลของภาวะกรรมที่มีต่อการเกิดของเนื้อเยื่อ L.E. Claes and C.A. Heigele (1999) ..... 22
2.11	การควบคุมการขยับจากการทดลองของ A.E. Kenneth et.al (2004)..... 23
3.1	แผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรูที่ใช้ในการทดสอบโปรแกรม ..... 26
3.2	การกำหนดขนาดเอลิเมนต์..... 27
3.3	กระดูกต้นขาที่นำมาสแกน ..... 29
3.4	แบบจำลองกระดูกต้นขาที่ได้จากการสแกน ..... 30
3.5	แผ่นโลหะยึดกระดูก..... 30
3.6	สกรูยึดกระดูก..... 31
3.7	ตำแหน่งรูบนแผ่น DCP ขนาด 14, 16 และ 18 รู..... 32
3.8	แสดงรูปแบบการวางสกรูยึดแผ่นโลหะและกระดูก โลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู ..... 34
3.9	แรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา..... 35
3.10	สามเหลี่ยมแทนแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขา..... 35
3.11	ทิศทางของแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขา ..... 36
3.12	เงื่อนไขของแบบจำลองกระดูกต้นขา..... 37
3.13	ภาวะกรรมที่กระทำบนกระดูกต้นขา ..... 39

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1	ค่า % IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 kg .....44
4.2	ค่า % IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 kg .....48
4.3	ค่า % IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 kg .....52
4.4	เปรียบเทียบ % IFS เมื่อยึดด้วยสกรู 27 รูปแบบ กำหนดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1, 2 และ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 50 kg .....53
4.5	รูปแบบการยึดสกรูรูปแบบที่ 1 ถึง 9 .....54
4.6	เปรียบเทียบ % IFS เมื่อยึดด้วยสกรู 27 รูปแบบ กำหนดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1, 2 และ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 60 kg .....55
4.7	เปรียบเทียบ % IFS เมื่อยึดด้วยสกรู 27 รูปแบบ กำหนดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1, 2 และ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 70 kg .....56
4.8	แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับภาระกรรม 50 kg .....57
4.9	แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับภาระกรรม 60 kg .....57
4.10	แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับภาระกรรม 70 kg .....58
4.11	แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รับภาระกรรม 50 kg .....59
4.12	แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รับภาระกรรม 60 kg .....59
4.13	แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รับภาระกรรม 70 kg .....60

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.14 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รับภาระกรรม 50 kg .....	61
4.15 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รับภาระกรรม 60 kg .....	61
4.16 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รับภาระกรรม 70 kg .....	62
4.17 ค่า % IFS ของกระดูกที่มีช่องว่าง 1 2 และ 6 มิลลิเมตร รับน้ำหนักร่างกายขนาด 50 kg.....	64
4.18 ค่า % IFS ของกระดูกที่มีช่องว่าง 1 2 และ 6 มิลลิเมตร รับน้ำหนักร่างกายขนาด 60 kg.....	64
4.19 ค่า % IFS ของกระดูกที่มีช่องว่าง 1 2 และ 6 มิลลิเมตร รับน้ำหนักร่างกายขนาด 70 kg.....	65
4.20 ผลของภาระกรรมต่อ % IFS เมื่อกำหนดช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm.....	66
4.21 ผลของภาระกรรมต่อ % IFS เมื่อกำหนดช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm.....	67
4.22 ผลของภาระกรรมต่อ % IFS เมื่อกำหนดช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm.....	67
ก.1 แผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรู .....	76
ก.2 กราฟแสดงความหนาแน่นของความเค้น .....	77
ก.3 แผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรูที่สร้างจากโปรแกรม SolidWorks .....	78
ก.4 สร้างเอลิเมนต์ให้กับชิ้นงาน.....	79
ก.5 ตารางคุณสมบัติวัสดุ AISI 304 .....	79
ก.6 การกำหนดการจับยึดและแรงที่กระทำบนชิ้นงาน .....	80
ก.7 โพลเดอร์ของผลเฉลย .....	81
ก.8 ผลของค่าความเค้นตามแนวแกน x ที่ได้จากโปรแกรม .....	82
ก.9 ผลของค่าความเครียดตามแนวแกน x ที่ได้จากโปรแกรม .....	82
ข.1 เอลิเมนต์ลำดับที่หนึ่งทรงสี่หน้า.....	87
ข.2 โมเดลเอลิเมนต์ลำดับที่หนึ่งทรงสี่หน้า.....	87
ข.3 ลักษณะเอลิเมนต์ที่ได้จากโปรแกรม .....	89
ข.4 ผลของความเค้นวอนมิสที่เกิดขึ้นจากภาระกรรม 50 kg .....	89
ข.5 ผลของความเครียดที่เกิดขึ้นจากภาระกรรม 50 kg.....	90

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
ข.6 การยับยั้งของกระดูกที่เกิดขึ้นจากภาระกรรม 50 kg.....	90
ค.1 ขนาดของแผ่น โลหะยึดกระดูก.....	92
ค.2 ขนาดของสกรูยึดกระดูก.....	93

## คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

MIPO	Minimally Invasive plate osteosynthesis
LC-DCP	Limited contact-Dynamic compression plate
IFM	interfragmentary movement
IFS	interfragmentary strain
L	ช่องว่างรอยหักกระดูก
DCP	Dynamic compression plate
FEM	Finite Element Method
BMC	Bone Mineral Content
$\sigma_n$	ความเค้นตั้งฉากเฉลี่ยบนระนาบหน้าตัดช่วงเจาะรู
$K_n$	ค่าความแข็งของความเค้น
$\sigma_{max}$	ค่าความเค้นหลักสูงสุด
P	แรงกระทำ (N หรือ lb)
A	พื้นที่ ( $m^2$ )
W	น้ำหนักของร่างกาย
$F_w$	น้ำหนักครึ่งหนึ่งของร่างกายที่กดลงบนกระดูกต้นขา
$F_h$	แรงปฏิกิริยาที่เกิดจากข้อต่อหัวกระดูกต้นขากับตะโพก
$F_{hx}$	แรงที่กระทำบนข้อต่อหัวกระดูกต้นขาในทิศทางแกน x
$F_{hy}$	แรงที่กระทำบนข้อต่อหัวกระดูกต้นขาในทิศทางแกน y
$F_a$	แรงเนื่องจากกล้ามเนื้อขณะเกิดการเคลื่อนไหว
$F_{ax}$	แรงจากกล้ามเนื้อที่กระทำบนกระดูกต้นขาตามแนวแกน x
$F_{ay}$	แรงจากกล้ามเนื้อที่กระทำบนกระดูกต้นขาตามแนวแกน y
$F_r$	แรงปฏิกิริยาของกระดูกหน้าแข้ง
M	แรงปฏิกิริยาในลักษณะโมเมนต์ที่เกิดขึ้นจากกระดูกหน้าแข้ง
E	ค่าโมดูลัสความยืดหยุ่น (Modulus of Elasticity)
v	อัตราส่วนปัวส์ซอง (Poisson's ratio)
mm	มิลลิเมตร
kg	กิโลกรัม

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ภาวะกระดูกต้นขาหัก (Fracture of Shaft of Femur) ถือเป็นภาวะกระดูกหักที่พบได้บ่อย โดยมีอุบัติการณ์ (Incidence) 710,000 ครั้งต่อปี โดย 65% เป็นเพศชายอายุเฉลี่ยของประชากรกระดูกหักทั้งหมด 38 ปี อายุเฉลี่ยของเพศชาย 31 ปี เพศหญิง 49 ปี โดยมีการกระจายแบบ Bimodal Distribution ในกลุ่มอายุ 15-19 ปี และ 85-89 ปี

การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักนั้น สามารถรักษาได้โดยการผ่าตัด ใส่โลหะยึดกระดูก (Internal Fixation) ซึ่งแบ่งเป็น 2 ประเภท คือ Nail System และ Plate System การใส่ Nail System (Intermedullary Nailing) ถือเป็นวิธีการรักษาที่นิยมมากในปัจจุบัน เนื่องจากโลหะที่ใส่เข้าไปนั้นจะเป็นตัวรับภาระกรรม ทำให้เกิดผลกระทบทะเทือนต่อกระดูกน้อย และมีกระดูกใหม่เกิดขึ้นมาปกปิดบริเวณกระดูกหัก (Secondary Bone Healing) ซึ่งทำให้กระดูกที่หายแล้วแข็งแรงมากกว่า Primary Bone Healing เนื่องจากเส้นผ่านศูนย์กลางที่มากขึ้นบริเวณกระดูกหัก (Callus Formation) จึงสามารถทนต่อแรงบิดได้มากกว่า แต่มีปัญหาในเรื่องความยากของการดำเนินการในการใช้อุปกรณ์และราคาที่สูง

ส่วนการใช้ Plate System (Conventional Plating) แบบเดิมจะใช้วิธีการจับกระดูกให้เข้าที่แล้วยึดกระดูกด้วยแผ่นโลหะ (Compression Plating) ซึ่งทำให้เกิดการยึดของกระดูกที่แน่นและมั่นคง แต่พบว่าวิธีนี้เป็นวิธีที่แพทย์ต้องเปิดแผลของผู้ป่วยได้กว้างตลอดความยาวของแผ่นโลหะและเกาะกล้ามเนื้อ (Extensive Exposure) บริเวณนั้นก่อนจึงจะสามารถดำเนินการได้ เกิดผลเสียต่อเลือดที่มาเลี้ยงกระดูก (Bone Vasculature) ทำให้การรักษากระดูกหักกลับมาอยู่ในรูปร่างเดิม (Direct Bone Healing) มีความแข็งแรงน้อยและใช้เวลาในการรักษานานกว่า Indirect Bone Healing

ในปัจจุบันมีการพัฒนาวิธีการใส่แผ่นโลหะ เรียกว่า Biological Plating โดยมีจุดประสงค์หลักเพื่อจะให้การรบกวนเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกน้อยลงและเปิดแผลให้น้อยที่สุด รวมถึงการผ่าตัดจะพยายามรักษากล้ามเนื้อ (Preserve Soft Tissue) รอบ ๆ บริเวณที่กระดูกหัก และเส้นเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกให้คงสภาพเดิมให้มากที่สุด ซึ่งส่งผลให้การหายของกระดูกดีขึ้น และอัตราการติดเชื้อต่ำลง Biological Plating Technique ได้แก่ Indirect Reduction, Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) และ Limited Contact-Dynamic Compression Plate (LC-DCP)



Indirect Reduction คือ การจัดกระดูกที่หลีกเลี่ยงการเข้าถึงบริเวณกระดูกหักโดยตรง โดยเป็นการดึง หรือลดกระดูกให้กลับเข้ารูปเดิม ถือเป็นส่วนหนึ่งของวิธี MIPO โดยเป็นวิธีการใส่แผ่นโลหะ ที่ไม่เปิดแผลบริเวณกระดูกหัก แต่จะทำการเปิดแผลที่ด้านบนและด้านล่างของตำแหน่งกระดูกหักแล้วสอดแผ่น โลหะผ่านผิวหนังและอยู่ใต้กล้ามเนื้อ (Percutaneous Submuscular) ส่วนวิธี LC-DCP เป็นแผ่นโลหะที่ออกแบบให้มีพื้นที่สัมผัสกระดูกลดลง และไม่รบกวนเลือดที่มาเลี้ยงกระดูก อย่างไรก็ตามวิธีการนี้จะมีราคาค่อนข้างสูง

ปัจจัยทางกลศาสตร์ (Mechanical Factors) อันหนึ่งที่ส่งผลต่อการติดของกระดูก คือ การเคลื่อนที่ของกระดูกที่หัก (Interfragmentary Movement, IFM) กล่าวคือ หากมีการเคลื่อนที่ของกระดูกมากเกินไปก็จะมีผลทำให้กระดูกไม่ติดกัน (Fibrous Non Union) อย่างไรก็ตามในทางตรงกันข้ามหากการต่อกระดูกโดยไม่มี การเคลื่อนที่ของกระดูกที่หักเลย (Rigidly Fixed) ก็จะทำให้กระดูกติดช้าลงได้เช่นกัน

ดังนั้นการเคลื่อนที่ของกระดูกในขนาดที่เหมาะสมจึงมีความสำคัญในการติดของกระดูก ในปี 1980 Perren และ Cordey ได้เสนอ Interfragmentary Strain Theory โดยใช้สมการ

$$IFS = IFM/L \times 100\% \quad (1.1)$$

เมื่อ IFM คือ Interfragmentary Movement

L คือ ช่องว่างรอยหักกระดูก

Perren และ Cordey ได้เสนอว่าหาก IFS มีค่าน้อยกว่า 2% จะมีผลต่อการสร้างกระดูกใหม่ (Bone Formation) ต่อมาในปี 1998 Claes และคณะได้มีการศึกษาเชิง ชีววิทยา (Biology), เนื้อเยื่อระดับเซลล์ (Histology) และ ไฟไนต์อีลิเมนต์ (Finite Element) โดยสรุปหากว่า IFS มีค่าน้อยกว่า 5% จะทำให้เกิดเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Intramembranous Bone Formation) ขึ้นมาก่อนจะเปลี่ยนเป็นเซลล์กระดูก สำหรับในกรณี IFS ที่น้อยกว่า 15% จะกระตุ้นให้เกิดเซลล์กระดูกอ่อน (Endochondral Ossification) ก่อนที่จะเป็นเซลล์กระดูก และถ้า IFS มีค่ามากกว่า 15% จะทำให้กระดูกที่หักไม่เกิดการต่อกันขึ้น รวมถึงมีการศึกษาอย่างอื่นที่แสดงว่าหากการประสานกระดูกโดยให้เกิดการเคลื่อนที่ของกระดูกหักในขนาดที่พอเหมาะจะทำให้กระดูกติดเร็วขึ้นได้

ในประเทศไทยการรักษาส่วนใหญ่ จะรักษาด้วยวิธี MIPO ซึ่งแผ่นโลหะที่ใช้ในการยึดกระดูกจะเป็นแบบปกติ (Broad Plate) หรือเรียกว่า Dynamic Compression Plate (DCP) ซึ่งจะมีราคาสูงกว่า LC-DCP ปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อในการทำ MIPO เพื่อรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก (Fracture of Shaft of Femur) ได้แก่ ลักษณะการหักของกระดูก, ความยาวของแผ่นโลหะ จำนวนและตำแหน่งสกรู

การศึกษาในครั้งนี้เพื่อจะทดสอบว่าตำแหน่งของสกรูและความยาวของแผ่นโลหะ มีผลในการทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของกระดูกหักแตกต่างกันอย่างไร โดยใช้แผ่นโลหะชนิด Broad plate ปกติ ซึ่งใช้กันส่วนใหญ่ในประเทศไทย เพื่อเป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยในภาวะกระดูกต้นขาหัก ได้ดียิ่งขึ้น

## 1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อต้องการหาค่า Interfragmentary Strain (IFS) ที่เป็นการเคลื่อนตัวบริเวณรอยหักกระดูก ขณะทำการยึดกระดูกหักด้วยแผ่นโลหะซึ่งมีความยาว และรูปแบบในการยึดสกรูที่ต่างกัน โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method, FEM)

## 1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. ใช้กระดูกต้นขา (Femur) ด้านขวาในการวิเคราะห์
2. หาค่า IFS เมื่อทำการยึดกระดูกหักด้วยแผ่นโลหะซึ่งมีความยาวและรูปแบบในการยึดสกรูที่ต่างกัน
3. ใช้โปรแกรมการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ COSMOSWorks 2006 จากนั้นทำการวิเคราะห์ผลของการใช้ความยาวของแผ่นโลหะและรูปแบบการยึดสกรูที่เหมาะสมที่สุด

## 1.4 วิธีดำเนินการวิจัย

วิธีการดำเนินการวิจัยในส่วนของงานวิจัยนี้จะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ ระเบียบวิธีวิจัย สถานที่ทำการวิจัย เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย โดยมีรายละเอียดดังนี้

### 1.4.1 ระเบียบวิธีวิจัย

ระเบียบวิธีวิจัย จะแบ่งเป็นลำดับขั้นตอนดังนี้

1. สืบรวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้องจากฐานข้อมูลต่าง ๆ
2. นำกระดูกจริงมาทำการสแกน 3 มิติ เพื่อสร้างแบบจำลองของกระดูก
3. สร้างแบบจำลองของแผ่นโลหะ และสกรูซึ่งผลิตจากสแตนเลส (316L Stainless Steel) โดยใช้โปรแกรม SolidWorks 2006 แล้วนำแบบจำลองที่ได้มาประกอบกัน โดยจะทำการตัดกระดูกแนวขวาง ที่ตำแหน่งกึ่งกลางกระดูก แล้วนำแผ่นโลหะ และสกรูมายึดกระดูก โดยใช้แผ่นโลหะความยาว 14, 16 และ 18 รู ยึดด้วยสกรูข้างละ 3-4 ตัว โดยมีรูปแบบการวางสกรู

ต่างกัน 9 แบบต่อหนึ่งขนาดแผ่นโลหะ ซึ่งใช้ช่องว่างระหว่างกระดูก (Gap) 1, 2 และ 6 mm สุดท้ายจะได้แบบจำลองรวม 81 ชิ้นงาน

กำหนดคุณสมบัติของกระดูกโดยกำหนดให้กระดูกมีคุณสมบัติเป็นวัสดุแบบไอโซโทรปิก (Isotropic Material) ซึ่งใช้ค่าพื้นฐานทางกลศาสตร์ตามตาราง 1.1 จากนั้นกำหนดสภาพที่ขอบเขต (Boundary Condition) กำหนดให้แรงที่กระทำบนกระดูกต้นขาเป็นแรงที่เกิดจากน้ำหนักตัว 50, 60 และ 70 kg

ตารางที่ 1.1 คุณสมบัติพื้นฐานทางกลศาสตร์ของกระดูก

Materials	Young's Modulus (GPa)	Poisson Ratio
Cortical Bone	15	0.33
Trabecular Bone	1.1	0.33
316L Stainless Steel	193	0.3

1. ศึกษาการใช้งาน และทดสอบโปรแกรมการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ COSMOSWorks 2006
2. ใช้โปรแกรม COSMOSWorks 2006 วิเคราะห์หาค่าความเครียดบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกในรูปแบบการยึดสกรูและความยาวแผ่นโลหะที่แตกต่างกันและหาค่าผลลัพธ์เป็น IFS
3. ทำการวิเคราะห์ข้อมูล และสรุปผลลัพธ์ที่ได้
4. จัดทำรายงานและนำเสนอวิทยานิพนธ์
5. แก้ไขวิทยานิพนธ์และเผยแพร่ผลงานวิจัย

#### 1.4.2 สถานที่ทำการวิจัย

ใช้สถานที่ ห้องวิจัยของอาคารศูนย์เครื่องมือและวิทยาศาสตร์ 4 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี 111 ถ.มหาวิทยาลัย ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

#### 1.4.3 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยประกอบด้วย

1. คอมพิวเตอร์หน่วยความจำชั่วคราว 1 Gb
2. ระบบปฏิบัติการ Windows XP หรือ Windows2000
3. เครื่องสแกน 3 มิติ เพื่อใช้ในการสแกนกระดูก
4. โปรแกรมปรับพื้นผิวที่สแกนได้ให้เป็นรูปทรง (Solid Model) Geomagic Studio

5. โปรแกรมขึ้นรูป 3 มิติ Solid Works 2006
6. โปรแกรมวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ COSMOSWorks 2006

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยในภาวะกระดูกสันหลังหัก
2. สามารถทราบถึงรูปแบบการยึดกระดูกที่จะทำให้ได้ค่า % IFS ที่เหมาะสม
3. เพื่อเพิ่มพูนความรู้อันจะนำไปสู่งานวิจัยในด้านอื่นต่อไป

## บทที่ 2

### ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับโครงสร้างและการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก เพื่อทำให้เกิดความเข้าใจเบื้องต้นถึงโครงสร้างกระดูกมนุษย์ การรักษาเพื่อให้กระดูกติดในตำแหน่งปกติและสามารถใช้งานได้ โดยปราศจากภาวะแทรกซ้อน โดยจะกล่าวถึง ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหัก และการตามกระดูกหัก ขบวนการการซ่อมแซมรอยหัก ชนิดของการติดของกระดูก ปัจจัยที่มีผลต่อการซ่อมแซมรอยหัก ซึ่งแสดงไว้ในหัวข้อ 2.1-2.3 ส่วนหัวข้อ 2.4 จะกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับปัจจัยที่มีผลต่อการซ่อมแซมรอยหัก โดยการกระตุ้นในรูปแบบต่าง ๆ หรือเป็นการศึกษาและทดลองในสัตว์

#### 2.1 โครงสร้างกระดูกมนุษย์ (Human Skeleton)

เมื่อร่างกายคนเจริญเต็มที่จะประกอบไปด้วยกระดูกประมาณ 206 ชิ้นต่อกัน เราสามารถแบ่งกระดูกได้เป็น 2 กลุ่มตามตำแหน่งที่อยู่ของกระดูก คือ กระดูกแกน (Axial Skeleton) และกระดูกยางค (Appendicular Skeleton)

##### 2.1.1 กระดูกแกน (Axial skeleton)

กระดูกแกนมี 80 ชิ้นประกอบด้วยกระดูกกะโหลกศีรษะ กระดูกสันหลัง กระดูกอก และกระดูกซี่โครง

1. กระดูกกะโหลกศีรษะ (Skull) เป็นกระดูกที่เป็นแผ่นเชื่อมติดกัน ภายในมีลักษณะเป็นโพรงสำหรับบรรจุสมอง ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้สมองรับอันตราย กะโหลกศีรษะยังรวมไปถึงกระดูกใบหน้า ขากรรไกร และฟันด้วย

2. กระดูกสันหลัง (Vertebrae) ทำหน้าที่ช่วยค้ำจุนและรองรับน้ำหนักของร่างกาย ประกอบด้วยกระดูกที่มีลักษณะเป็นข้อ ๆ ต่อกัน ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อจะมีแผ่นกระดูกอ่อน (Cartilage) หรือที่เรียกกันว่า หมอนรองกระดูก ทำหน้าที่รองและเชื่อมกระดูกสันหลังแต่ละข้อเพื่อป้องกันการเสียดสี ถ้าหมอนรองกระดูกเสื่อมจะไม่สามารถเอี้ยวตัวหรือบิดตัวได้ กระดูกสันหลังแต่ละข้อจะมีข้อให้ไขสันหลังสอดผ่านและจะมีส่วนของจะงอยยื่นออกมาเป็นที่เกาะของกล้ามเนื้อและเอ็นกระดูกสันหลังช่วงอกจะมีกระดูกซี่โครงมาเชื่อมต่อกัน

3. กระดูกซี่โครง (Ribs) มี 12 คู่ กระดูกซี่โครงแต่ละซี่ที่ปลายด้านหนึ่งจะต่อเข้ากับด้านข้างของกระดูกสันหลังบริเวณหลังทรวงอก ส่วนปลายอีกด้านหนึ่งเชื่อมกับกระดูกหน้าอก (Stemum) ยกเว้นกระดูกซี่โครงคู่ที่ 11 และ 12 จะเป็นซี่สั้น ๆ ไม่เชื่อมต่อกับกระดูกหน้าอก เรียกว่า ซี่โครงลอย (Floating Rib) หน้าที่ของกระดูกซี่โครงคือป้องกันอันตรายให้หัวใจและปอดช่วยในการหายใจ โดยกล้ามเนื้อยึดกระดูกซี่โครงแถบนอกหดตัวทำให้กระดูกซี่โครงยกตัวสูงขึ้นมีผลให้ปริมาตรช่องอกเพิ่มขึ้นอากาศจึงเคลื่อนที่เข้าสู่อกได้ทำให้เกิดการหายใจเข้าและถ้ากลไกการทำงานของกล้ามเนื้อยึดซี่โครงและกระดูกซี่โครงในทิศทางตรงข้ามกับที่กล่าวมาจะทำให้เกิดการหายใจออก

### 2.1.2 กระดูกกรยางค์ (Appendicular Skeleton)

กระดูกกรยางค์ ได้แก่ กระดูกแขน กระดูกขา กระดูกสะบัก กระดูกไหปลาร้า กระดูกเชิงกรานรวมทั้งสิ้น 126 ชิ้น แบ่งออกเป็นประเภทต่าง ๆ คือ

1. กระดูกสะบัก (Scapula) และกระดูกไหปลาร้า (Clavicle) เชื่อมต่อกันระหว่างกระดูกสันหลังส่วนบนและกระดูกต้นแขน

2. กระดูกแขน (Arm) มีลักษณะเป็นท่อนยาว ๆ ประกอบด้วยกระดูกต้นแขน (Humerus) กระดูกปลายแขนท่อนใน (Ulna) กระดูกปลายแขนท่อนนอก (Radius) กระดูกข้อมือ (Carpal) กระดูกฝ่ามือ (Metacarpal) กระดูกนิ้วมือ (Phalanges)

3. กระดูกเชิงกราน (Pelvic Girdle) เชื่อมต่อระหว่างกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บและกระดูกโคนขา

4. กระดูกขา (Legs) เป็นกระดูกที่มีขนาดใหญ่และแข็งแรงกว่ากระดูกแขน ประกอบด้วย กระดูกโคนขาหรือต้นขา (Femur) กระดูกปลายขา กระดูกหน้าแข้ง (Tibia) กระดูกน่อง (Fibula) กระดูกข้อเท้า (Tarsal) กระดูกปลายเท้า (Metatarsal) กระดูกนิ้วเท้า (Phalages) กระดูกสะบ้าหัวเข่า (Patella)

### 2.1.3 โครงสร้างของกระดูก

กระดูกที่เรารู้จักกันจะประกอบด้วยโครงสร้างย่อยอีกหลายอย่างซึ่งหลัก ๆ แล้วจะประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ต่อไปนี้

1. เยื่อหุ้มกระดูก (Periosteum) ประกอบด้วยเซลล์กระดูกและเส้นเลือด ทำหน้าที่นำเลือดมาหล่อเลี้ยงเซลล์กระดูกและช่วยให้กล้ามเนื้อและเอ็นยึดติดกับกระดูก เมื่อเกิดกระดูกหักเยื่อหุ้มกระดูกสามารถสร้างเซลล์ขึ้นมาเชื่อมกระดูกได้

2. เนื้อกระดูก (Cortical Bone) ประกอบด้วยกลุ่มของเซลล์กระดูก (Osteocyte) เรียงตัวซ้อนกันเป็นวงรอบ ๆ ท่อ (Haver Sian Canals) ที่ภายในมีเส้นเลือดและเส้นประสาทที่หล่อ

เลี้ยงและควบคุมการทำงานของเซลล์กระดูก กระดูกส่วนนี้จะเป็นส่วนเปลือกนอกของกระดูก จะมีความแข็งแรงมากโดยประมาณ 80% ของน้ำหนักกระดูกจะเป็น Cortical Bone

3. โพรงกระดูก (Trabecular Bone) พบที่ส่วนปลายของกระดูกยาว ภายในโพรงกระดูกของกระดูกต้นแขน กระดูกต้นขา และกระดูกอก มีไขกระดูก (Bone Marrow) ทำหน้าที่ผลิตเซลล์เม็ดเลือดแดงและเซลล์เม็ดเลือดขาวมีความแข็งแรงต่ำกว่าช่วง Cortical Bone จะมีประมาณ 20% ของน้ำหนักกระดูก

## 2.2 การติดของกระดูก (Fracture healing)

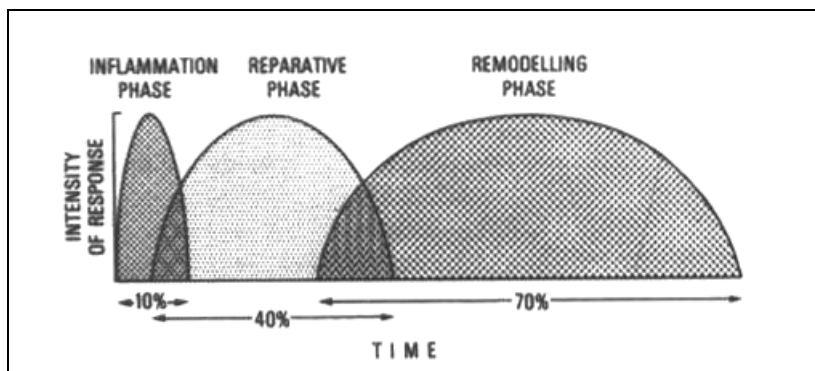
การติดของกระดูกที่เกิดการแตกหรือหักไปแล้วนั้นเป็นขบวนการตามธรรมชาติ (Natural Process) ที่ซับซ้อน ซึ่งต้องมียิ่งประกอบที่เหมาะสมทั้งทางชีวภาพ (Biology) และทางกลศาสตร์ (Mechanics) ของสภาวะแวดล้อมบริเวณรอยหัก โดยเซลล์จำนวนมากมีการเปลี่ยนแปลงลักษณะไปเป็นกระดูกและการปรับเปลี่ยนรูปร่างการรู้ถึงขั้นตอนกระบวนการติดของกระดูก จะสามารถช่วยให้ข้อมูลการรักษาที่สำคัญแก่ผู้ป่วยกระดูกหักได้ถูกต้อง เช่น กระดูกข้อมือหักในผู้ใหญ่ จะใช้เวลาประมาณ 6 สัปดาห์ กระดูกจึงจะติดซึ่งช่วยในการตัดสินใจด้านต่าง ๆ ของแพทย์ที่จะเลือกวิธีการรักษา เช่น แพทย์จะตัดสินใจว่าควรจะใช้วิธีผ่าตัดหรือไม่ นอกจากนี้การรู้ขั้นตอนการติดของกระดูกที่หักจะช่วยให้เข้าใจในหลักการของการกระตุ้นให้เกิดการติดของกระดูกดีขึ้น

### 2.2.1 ลักษณะสำคัญของการติดของกระดูก (Characteristics of Bone Healing)

กระดูกเป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพันที่มีลักษณะพิเศษ คือ มีความแข็งแรงและสามารถปรับเปลี่ยนรูปร่างตามแรงกระทำ โดยมีเซลล์กระดูกจัดเรียงตัวเป็นรูปแบบเฉพาะ กระดูกมีความสามารถในการติด (Capacity to Heal) สูง เมื่อเทียบกับเนื้อเยื่อเกี่ยวพันชนิดอื่น ๆ เช่น กระดูกอ่อน อย่างไรก็ตามเนื่องจากกระดูกมีเซลล์ค่อนข้างน้อย จึงต้องใช้เวลาในการติดมากกว่ากล้ามเนื้อ เอ็นหรือเนื้อเยื่ออ่อน การติดของกระดูกมีลักษณะพิเศษคือ จะไม่มีส่วนที่เป็นพังผืด (Fibrosis) เหลือในกระดูก

### 2.2.2 ขั้นตอนการติดของกระดูก (Phases of Bone Healing)

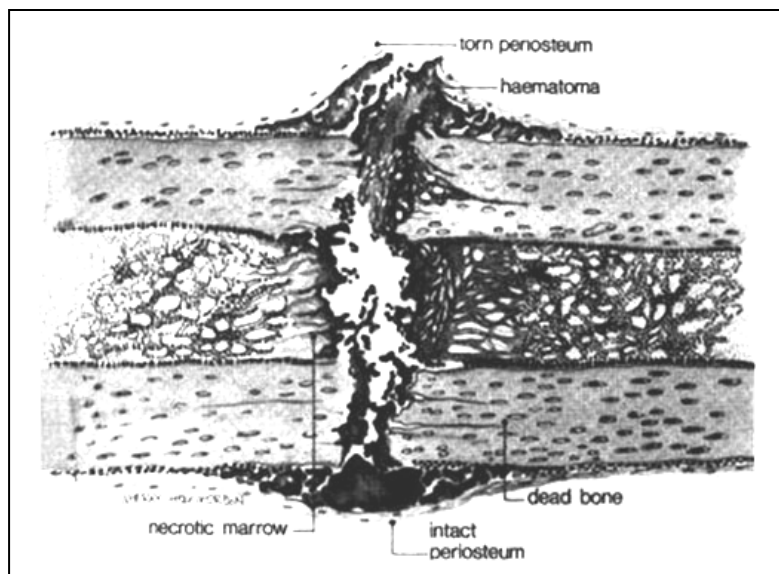
การติดของกระดูกแบ่งตามระยะเวลาและการเปลี่ยนแปลงบริเวณกระดูกหักได้เป็น 3 ระยะดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงระยะเวลาในแต่ละช่วงของการติดของกระดูก

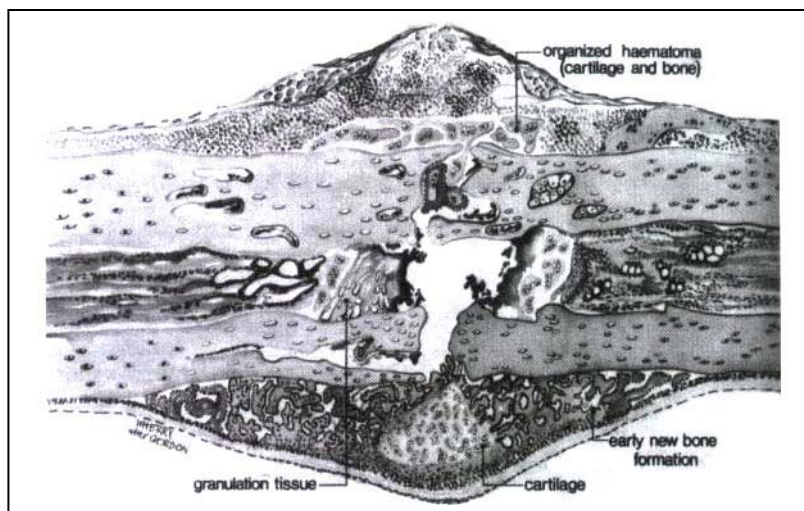
1. ระยะเวลาอักเสบ (Inflammatory Phase) เป็นระยะที่ร่างกายตอบสนองต่อภัยอันตรายที่เกิดขึ้นกับกระดูก เยื่อหุ้มกระดูกและเนื้อเยื่ออ่อน หลังจากกระดูกหักจะเกิดการหนีขนาดของเส้นเลือดทั้งบริเวณโพรงกระดูก (Endosteal Vessel) และบริเวณเยื่อหุ้มกระดูก (Periosteal Vessel) ทำให้เกิดก้อนเลือด (Hematoma) บริเวณกระดูกหัก จากนั้นเกร็ดเลือดและเซลล์กระดูกที่ตายจะหลั่งสารสื่อประสาท (Mediator) กระตุ้นให้เซลล์เม็ดเลือดขาวซึ่ง ได้แก่ Polymorphonuclear Leucocyte, Lymphocyte และ Macrophage เคลื่อนที่มายังบริเวณกระดูกหัก โดยเซลล์เหล่านี้จะทำหน้าที่กำจัดเซลล์ที่ตายและหลั่งสาร Cytokine กระตุ้นการสร้างหลอดเลือด (Angiogenesis) ทำให้ในระยะอักเสบผู้ป่วยจะมีอาการปวดและบวมบริเวณกระดูกหัก โดยเฉพาะในระยะ 24-48 ชั่วโมงแรก ดังนั้นผู้ป่วยที่รักษาโดยการใส่เฝือกต้องระวังภาวะ Compartment Syndrome ระยะนี้ใช้เวลาเฉลี่ยประมาณร้อยละ 10 ของเวลาทั้งหมด โดยสรุประยะอักเสบเปรียบเสมือนระยะ “เก็บกวาด” หลังตีกล่ม โดยผู้ทำหน้าที่เก็บกวาดคือเซลล์เม็ดเลือดขาว ผลลัพธ์คือมีก้อนเลือด และการอักเสบบริเวณกระดูกหักซึ่งจะกระตุ้นให้เกิดขึ้นตอนการซ่อมแซมในระยะต่อมา





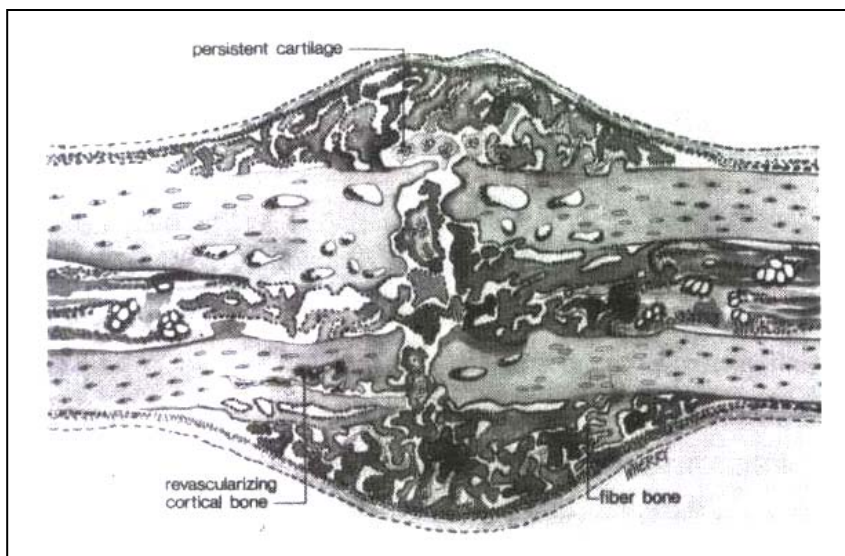
รูปที่ 2.2 พยาธิสภาพบริเวณกระดูกหักระยะอักเสบ

2. ระยะซ่อมแซม (Reparative Phase) เป็นระยะที่เริ่มสร้างกระดูกโดยมีการเปลี่ยนจากก้อนเลือด (Hematoma) ไปเป็น Granulation Tissue จากนั้นจะกลายเป็น Callus ในระยะนี้เริ่มจากเซลล์ต้นกำเนิด (Pluripotential Cell) ซึ่งมาจากไขกระดูกและเยื่อหุ้มกระดูก มีการเปลี่ยนแปลงเป็นเซลล์ Fibroblast, Chondroblast และ Osteoblast อย่างไรก็ตามเนื่องจากสภาวะแวดล้อมบริเวณกระดูกหักในระยะนี้มีสภาพเป็นกรด เซลล์ที่มีการเจริญได้ดี คือ Chondroblast จึงทำให้การสร้างกระดูกอ่อนและต่อมามีการเปลี่ยนเป็นกระดูก (Endochondral Ossification) ซึ่งจะพบในบริเวณส่วนกลางของกระดูกหักส่วนบริเวณรอบนอกเซลล์ต้นกำเนิดกระดูกของเยื่อหุ้มกระดูกก็จะเปลี่ยนแปลงเป็นเซลล์กระดูก (Osteoblast) และสร้างกระดูกโดยตรง (Intramembranous Bone Formation) สำหรับระยะเวลาที่ใช้ในการซ่อมแซมของรอยหักในระยะนี้ ขึ้นกับชนิดของกระดูก ความรุนแรงที่ได้รับและวิธีการรักษา ซึ่งโดยเฉลี่ยแล้วจะใช้เวลาประมาณ ร้อยละ 40 ของเวลาทั้งหมด โดยภาพรวมระยะนี้เปรียบเหมือนระยะ “ก่อโครงสร้างของตึกใหม่” ระยะนี้อาการปวดจะลดลงมี Clinical Union คือ ไม่มีการเคลื่อนที่ของรอยหัก ภาพถ่ายรังสีจะปรากฏ Callus Formation อย่างไรก็ตามอาจไม่มี Callus ถ้ากระดูกได้รับการตรึงอย่างมั่นคงโดยไม่มีช่องว่างระหว่างรอยหักซึ่งเรียกว่า Direct Bone Healing



รูปที่ 2.3 กระดูกหักระยะซ่อมแซมเริ่มมีการสร้าง Callus

3. ระยะปรับแต่ง (Remodelling Phase) เป็นระยะสุดท้ายของการติดของรอยหัก เป็นระยะที่มีการปรับรูปร่างของกระดูกให้แข็งแรง และเหมาะสมตามแรงกระทำตามที่แสดงในรูปที่ 2.4 หน้าที่ของการปรับแต่งกระดูกเป็นของ BMU (Basic Multicellular Unit) ซึ่งเป็นกลุ่มเซลล์ที่เรียงตัวเหมือนแท่นเจาะ (Cutting Cone) โดยมีเซลล์ Osteoblast อยู่ส่วนหน้าของ Cutting Cone ซึ่งทำหน้าที่ละลายกระดูก (Resorption) และมีเซลล์ Osteoblast และหลอดเลือดอยู่ส่วนหลังที่ทำหน้าที่สร้างกระดูกใหม่ Cutting Cone โดยเฉลี่ยจะมีการเคลื่อนที่ได้ประมาณ 1  $\mu\text{m}$  ต่อวัน จึงทำให้ระยะนี้ใช้เวลาประมาณร้อยละ 70 ของการติดของกระดูกหรือประมาณ 2 ปี ในกระดูกฟีมอร์ (Femur) ความเร็วของการปรับแต่งขึ้นกับอายุของผู้ป่วย พันธุกรรม ชนิดของกระดูก ความรุนแรงของการบาดเจ็บรวมถึงแรงกระทำต่อกระดูก ในระยะปรับแต่งผู้ป่วยสามารถใช้วิริยะได้โดยไม่มีการปวด ภาพถ่ายรังสีพบมีการปรับเปลี่ยนรูปร่างบริเวณกระดูกหักและรอยกระดูกหักหายไป (Fracture Line Consolidation) ซึ่งตารางที่ 2.1 แสดงถึงคุณสมบัติและระยะเวลาในช่วงต่าง ๆ ของการติดของกระดูกที่หัก



รูปที่ 2.4 กระดูกหักระยะปรับแต่ง

ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบคุณสมบัติในระยะต่าง ๆ ของการติดของกระดูก

หัวข้อ	ระยะอักเสบ	ระยะซ่อมแซม	ระยะปรับแต่ง
ระยะเวลา	ร้อยละ 10	ร้อยละ 40	ร้อยละ 70
พยาธิสภาพบริเวณรอยหัก	ก้อนเลือด	Callus	กระดูกปกติ
อาการทางคลินิก	ปวดบวม	ปวดลดลง	ไม่ปวด
ความมั่นคง	ไม่มี	ปานกลาง	มาก
ภาพถ่ายรังสี	รอยกระดูกหัก	Callus	มีการปรับรูป ไม่เห็นรอยกระดูกหัก

**2.2.3 การติดกระดูกโดยตรงและการติดกระดูกโดยอ้อม (Direct and Indirect Bone Healing)** การติดของกระดูก แบ่งเป็น 2 ประเภท คือ กระดูกติดโดยตรงและกระดูกติดโดยอ้อม ซึ่งลักษณะทางกายภาพของการติดกระดูกทั้ง 2 แบบมีรายละเอียดดังนี้

#### 2.2.3.1 กระดูกติดโดยตรง (Direct Bone Healing)

คือ การติดของกระดูกโดยไม่มีการสร้าง Callus พบในกระดูกหักที่ได้รับ การรักษาโดยวิธีใช้เหล็กดามที่ไม่ให้เกิดช่องว่าง หรือมีช่องว่างแต่น้อยกว่า 1 mm วิธีการนี้จะมี

ความมั่นคงของการตรึงกระดูกมาก (Rigid Fixation) และมีเลือดหล่อเลี้ยงพอเพียงบริเวณรอยหัก กระดูกติดโดยตรงยังสามารถแบ่งย่อยออกได้อีก 2 ประเภทคือ

1. Contact Healing ลักษณะเช่นนี้จะเกิดขึ้นเมื่อมีช่องว่างระหว่างรอยหัก น้อยกว่า 200  $\mu\text{m}$  กระดูกจะติดโดยผ่านจากระยะอักเสบเป็นระยะปรับแต่ง โดยไม่มีการสร้างกระดูกอ่อน

2. Gap Healing ลักษณะเช่นนี้จะเกิดขึ้นเมื่อมีช่องว่างระหว่างรอยหัก มากกว่า 200  $\mu\text{m}$  แต่น้อยกว่า 1 mm ในระยะซ่อมแซมเซลล์กระดูก (Lamellar Bone) ตรงบริเวณรอยต่อก่อนที่ Cutting Cone มาปรับแต่งกระดูกในภายหลัง

### 2.2.3.2 กระดูกติดโดยอ้อม (Indirect Bone Healing)

การที่กระดูกติดโดยอ้อม คือ การติดของกระดูกโดยผ่านการสร้าง Callus เช่นในกระดูกหักที่ได้รับการรักษาด้วยการใส่เฝือก ซึ่งมีการเคลื่อนไหวของกระดูกบริเวณที่หัก เพียงเล็กน้อย (Micromotion) การติดของกระดูกจะผ่านระยะซ่อมแซม โดยเปลี่ยนจาก Soft Callus เป็น Hard Callus ก่อนเข้าสู่ระยะปรับแต่ง

ตารางที่ 2.2 เป็นการเปรียบเทียบการติดของกระดูกที่หักทั้ง 2 กรณี และจากการศึกษาทางชีวกลศาสตร์พบว่า การติดแบบโดยอ้อม มีความได้เปรียบเชิงกลมากกว่าการติดแบบโดยตรงเนื่องจากเส้นผ่านศูนย์กลางที่บริเวณ Callus ที่กว้างขึ้นจะเพิ่มความทนต่อแรงบิด (Polar Moment of Inertia) ได้มากกว่าการติดแบบโดยตรง

ตารางที่ 2.2 เปรียบเทียบกระดูกติดแบบโดยตรงและโดยอ้อม

การเปรียบเทียบ	กระดูกติดแบบโดยตรง	กระดูกติดแบบโดยอ้อม
สภาพที่ต้องการ	- ช่องว่างรอยหัก $\leq 1 \text{ mm}$ - ความมั่นคงสูง	- ช่องว่างรอยหัก $> 1 \text{ mm}$ - ความมั่นคงสูง
การติดของกระดูก	ไม่มีการสร้าง Callus	มีการสร้าง Callus
ภาพถ่ายรังสี	ไม่ปรากฏ Callus	ปรากฏ Callus
ตัวอย่างวิธีการรักษา	แผ่นดามกระดูก (Plate)	เฝือก (Cast)

### 2.2.4 ปัจจัยที่ส่งผลต่อการติดของกระดูก (Factor Influencing Fracture Healing)

การที่กระดูกที่หักจะได้รับการรักษาให้กลับมาต่อกันได้ และสามารถรองรับแรงกระทำให้เหมือนกับกระดูกที่ไม่มีการแตกหักนั้นประกอบด้วยหลายปัจจัยด้วยกัน โดยปัจจัยที่แพทย์ถือว่าเป็นส่วนสำคัญในการติดของกระดูกมีดังนี้คือ

1. ผู้ป่วยสูงอายุกระดูกจะมีความสามารถในการติดซ้ำ เมื่อเปรียบเทียบกับเด็ก เช่น กระดูกฟีมอร์ (Femur) หักในผู้ป่วยอายุ 70 ปี ใช้เวลาในการติดประมาณ 4 เดือน ขณะที่เด็กอายุ 3 ปี ใช้เวลาเพียงประมาณ 2 เดือน
2. ภาวะทุโภชนาการ (Malnutrition) ผู้ป่วยที่ขาดสารอาหารจะทำให้การสร้างกระดูกช้าและไม่แข็งแรง นอกจากนี้ยังมีผลต่อภูมิคุ้มกันของร่างกาย ทำให้มีโอกาสติดเชื้อได้ง่าย
3. ความรุนแรงของภัยอันตรายที่ได้รับ (Severity of Injury) กระดูกหักที่เกิดจากอุบัติเหตุรุนแรงมีการทำลายกระดูกและเนื้อเยื่ออ่อนมาก ทำให้หลอดเลือดมาเลี้ยงบริเวณกระดูกหักไม่พอเพียงรวมทั้งเซลล์กระดูกถูกทำลายมาก กระดูกจึงติดยาก
4. โรคประจำตัว เช่น โรคเบาหวาน ไตวาย ไขมันสูง ส่งผลกระทบต่อการสร้างโปรตีนและคอลลาเจนทำให้กระดูกที่สร้างไม่แข็งแรง
5. ยาบางประเภท ยาต้านอักเสบ (NSAIDs) เช่น Indomethacin และยาต้านการแข็งตัวของเลือด (Anticoagulant) เช่น Warfarin ยาทั้งสองกลุ่มมีผลต่อการติดของกระดูกในระยะซ่อมแซม โดยยับยั้งการสร้างก้อนเลือด (Clot Formation)
6. การติดเชื้อ (Infection) ทำให้สภาวะแวดล้อมภายในบริเวณกระดูกหัก (Local Environment) มีสภาวะเป็นกรด ทำให้หลอดเลือดอุดตัน ขัดขวางกระบวนการสร้างกระดูก
7. กระดูกหักผ่านข้อต่อ (Intraarticular Fracture) ในน้ำไขข้อมีเอนไซม์ Fibrinolysin ซึ่งยับยั้งขั้นตอนการสร้างก้อนเลือด
8. รังสี (Radiation) กระดูกที่ได้รับรังสี เช่น การฉายรังสีรักษาโรคมะเร็งกระดูก จะส่งผลให้หลอดเลือดบริเวณกระดูกอุดตันและเซลล์กระดูกตาย ทำให้กระดูกติดช้า
9. กระดูกหักผ่านเนื้อเยื่อ (Pathologic fracture) เนื้อเยื่อกระดูกปกติโดยแย่งสารอาหารและออกซิเจนจากเซลล์กระดูกปกติ นอกจากนี้บริเวณที่มีเนื้อเยื่อกระดูกเหลือน้อย ทำให้กระดูกติดช้าหรือไม่ติด
10. วิธีการรักษา การรักษาที่ไม่ถูกต้อง เช่น การตรึงกระดูกที่ไม่มั่นคง (Inadequate Stabilization) ทำให้กระดูกมีการเคลื่อนไหวมากเกินไป (Excessive Motion) หรือการผ่าตัดตรึงกระดูกที่มีการเลาะเนื้อเยื่ออ่อนมากทำให้เกิดการขาดเลือดที่มาเลี้ยงบริเวณกระดูกทำให้กระดูกติดช้า

#### 2.2.5 กระดูกติดช้าและกระดูกไม่ติด (Delayed Union and Nonunion)

ระยะเวลาในการติดของกระดูกแต่ละตำแหน่งแตกต่างกัน ขึ้นกับปัจจัยต่าง ๆ ได้แก่ อายุ ชนิดและลักษณะของกระดูกหักรวมถึงการรักษา ในบางกรณีการรักษาอาจไม่ได้ผลตามจุดมุ่งหมาย ซึ่งแพทย์ได้แบ่งประเภทของความล้มเหลวในการรักษาไว้เป็น 2 ลักษณะ คือ เกิดปัญหากระดูกติดช้า หรือกระดูกต่อไม่ติด

1. ภาวะกระดูกติดช้า (Delayed union) คือ ภาวะที่กระดูกติดด้วยอัตรา ช้ากว่าปกติซึ่ง ขึ้นกับชนิดและตำแหน่งของกระดูก อายุของผู้ป่วย ความรุนแรงของการบาดเจ็บที่ได้รับ แต่มี สัญญาณของการติดของกระดูกบ้าง เช่น มีการสร้าง Callus และระยะเวลาการติดกระดูกจะไม่ เกิน 2 เท่าของเวลาที่คาดไว้ ในกรณีนี้ผู้ป่วยมักยังมีอาการเจ็บและยังใช้งานรยางค์นั้นไม่ได้

2. ภาวะกระดูกต่อไม่ติด (Nonunion) คือ ภาวะกระดูกหักที่ไม่สามารถติดได้ไม่ว่าปล่อยให้ นานเพียงไร ผู้ป่วยอาจมีหรือไม่มีอาการปวดบริเวณกระดูกหัก มีความผิดปกติหรือมีการเคลื่อนที่ ของบริเวณกระดูกหัก (False Motion) ภาพถ่ายรังสีจะพบ Medullary Obliteration, Persistent of Fracture Gap ปลายกระดูกอาจมี Sclerosis หรือ Atrophic Change ระยะเวลาในการตัดสินใจว่าเป็น ภาวะกระดูกต่อไม่ติดหรือไม่นั้น ขึ้นกับชนิดตำแหน่งของกระดูกโดยทั่วไปถ้าระยะเวลาเกิน 2 เท่าของ เวลาที่ควรติดหรือใช้เวลามากกว่า 9 เดือน ก็จะถือว่าภาวะกระดูกต่อไม่ติด

## 2.3 ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหัก และการดามกระดูกหัก

### 2.3.1 ชีวกลศาสตร์ของกระดูก (Biomechanics of Bone)

กระดูกมีคุณสมบัติเชิงกลที่สำคัญ 2 ประการคือ คุณสมบัติ Viscoelastic และ คุณสมบัติ Anisotropy

1. คุณสมบัติ Viscoelastic คือ คุณสมบัติของกระดูกที่มีการเปลี่ยนแปลงหลังจาก มีแรงกระทำจะขึ้นกับเวลาหลังจากแรงนั้นกระทำอยู่ซึ่งคุณสมบัตินี้ เป็นผลมาจากองค์ประกอบ ของกระดูกที่มีทั้งส่วนที่เป็น Organic และ Inorganic

2. คุณสมบัติ Anisotropy คือ ความแข็งแรงของกระดูกจะขึ้นกับทิศทางของแรง ที่มากระทำ (Direction of Load) เนื่องจากการจัดเรียงตัวของเซลล์กระดูก (Osteon) มีการเรียงตาม แนวแกนกระดูก กระดูกจึงทนแรงกระทำตามแนวแกนกระดูกได้ดีกว่าแรงที่กระทำตามแนวขวาง (Transverse) ตารางที่ 2.3 แสดงถึงความเป็ Anisotropy ของกระดูก

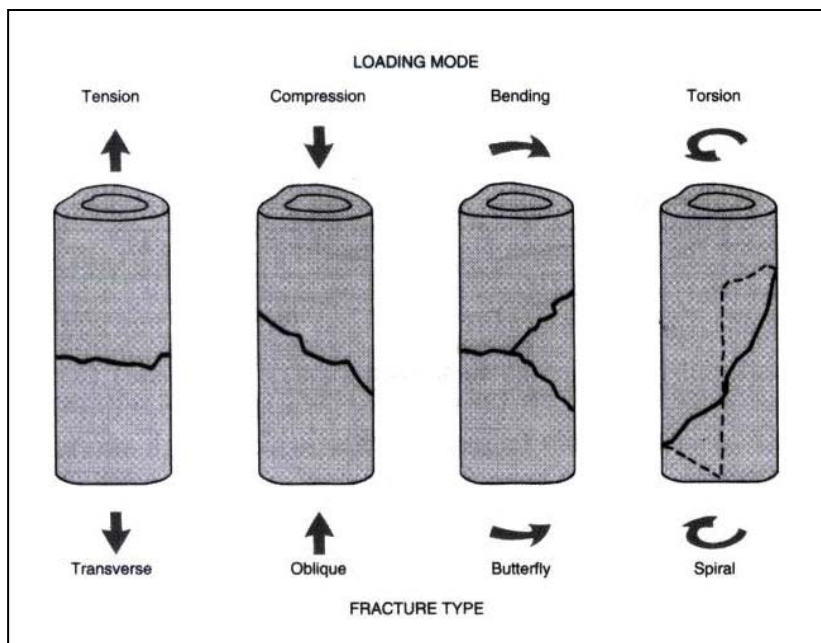
ตารางที่ 2.3 แสดงค่า Ultimate Strength ของกระดูกฟีมเมอร์ในมนุษย์

Loading Mode	Ultimate Strength (MPa)
Longitudinal	
Tension	135 (15.6)
Compression	205 (17.3)
Shear	71 (2.6)
Transverse	
Tension	53 (10.7)
Compression	131 (20.7)

คุณสมบัติเชิงกลของกระดูกขึ้นกับโครงสร้างของกระดูกและอายุ โครงสร้างของกระดูกแบ่งได้เป็น 2 ส่วนคือ ส่วน Cortical Bone และส่วน Trabecular Bone โดยกระดูกบริเวณ Cortical Bone เป็นส่วนที่หนาและแข็ง กระดูกส่วนนี้จะมีค่า Modulus of Elasticity สูง ส่วนกระดูกบริเวณ Trabecular Bone ซึ่งอยู่บริเวณ Metaphysic จะมีความพรุนเหมือนปะการัง จึงมีความแข็งแรงน้อยกว่าบริเวณ Cortical Bone ประมาณ 1-2 เท่า นอกจากโครงสร้างของกระดูก อายุก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่สำคัญ โดยพบว่ากระดูกเด็กมีความพรุน (Porosity) มากกว่ากระดูกผู้ใหญ่ แต่มีปริมาณแคลเซียมในกระดูกน้อยกว่า ทำให้มีค่า Stiffness น้อยกว่าในผู้ใหญ่ กระดูกเด็กจึงเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้มาก (Plastic Deformation) ก่อนหัก ส่วนกระดูกคนชราจะตรงกันข้ามคือจะเปราะ (Brittle) ซึ่งพบว่าค่า Ultimate Strength ของกระดูกจะลดลงประมาณร้อยละ 5 ต่ออายุที่เพิ่มขึ้นทุกๆ 10 ปี

### 2.3.2 ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหัก (Biomechanics of Fracture)

กระดูกหักเกิดจากการได้รับแรงกระทำในทิศทางและความรุนแรงต่าง ๆ โดยรูปแบบของกระดูกหักสามารถเกิดจากแรงต่าง ๆ ได้ดังนี้ คือ กระดูกที่ได้รับแรงดึง (Tension) จะทำให้เกิดรอยหักแบบขวาง (Transverse) ถ้าได้รับแรงกด (Compression) จะเกิดกระดูกหักในแนวเฉียง (Oblique) ส่วนแรงคด (Bending) จะทำให้กระดูกแตกและมีชิ้นผีเสื้อ (Butterfly fragment) ส่วนแรงบิด (Torsion) ทำให้เกิดกระดูกหักเป็นรูปเกลียว (Spiral) แสดงดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 แสดงรูปแบบการหักของกระดูก จากแรงกระทำชนิดต่าง ๆ

### 2.3.3 ชีวกลศาสตร์ของการติดของกระดูกหัก (Biomechanics of Fracture Healing)

ชีวกลศาสตร์ของการติดของกระดูก เป็นการศึกษความแข็งแรงบริเวณกระดูกหัก ซึ่งขึ้นกับชนิดของกระดูก ระยะเวลาและวิธีการรักษา White และคณะ ได้แบ่งขั้นของการติดของกระดูกตามหลักชีวกลศาสตร์เป็น 4 ขั้น ได้แก่

ขั้นที่ 1 เป็นช่วงแรกของกระดูกหัก (3 สัปดาห์แรก) บริเวณกระดูกหักจะมีลักษณะคล้ายยาง (Rubbery) ถ้าได้รับแรงกระทำ กระดูกจะหักบริเวณเดิมด้วยแรงเพียงเล็กน้อย

ขั้นที่ 2 ประมาณสัปดาห์ที่ 4 ความแข็งแรงบริเวณกระดูกจะเพิ่มขึ้นใกล้เคียงกับกระดูกปกติ แต่อย่างไรก็ตามถ้าได้รับแรงกระทำกระดูกจะหักบริเวณเดิม

ขั้นที่ 3 บริเวณกระดูกหักจะมีความแข็งแรงเท่ากับ Cortical bone กระดูกจะหักผ่านทั้งกระดูกปกติและบริเวณกระดูกหักเดิม

ขั้นที่ 4 ความแข็งแรงของบริเวณกระดูกหักเท่ากับกระดูกปกติ

### 2.3.4 ชีวกลศาสตร์ของการตามกระดูกด้วยแผ่นตามกระดูก (Biomechanics of Fracture Fixation by Plate)

เครื่องตามกระดูกเป็นส่วนหนึ่งของวิธีการรักษาทางออร์โธปิดิกส์ ความรู้ทางชีวกลศาสตร์จะช่วยให้แพทย์เลือกใช้วัสดุตามกระดูกได้อย่างเหมาะสม



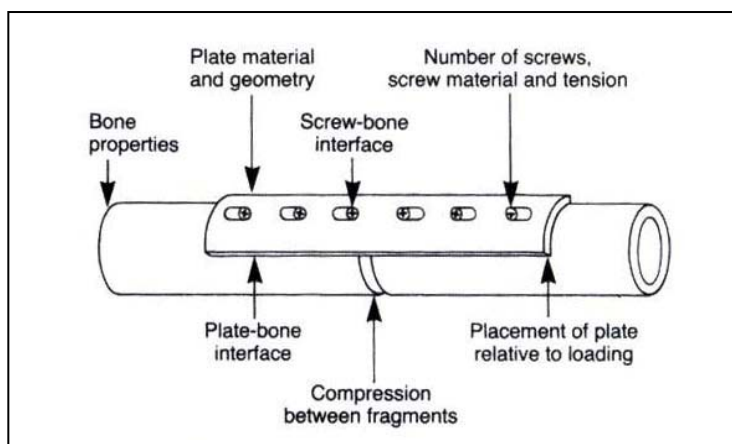
### 2.3.4.1 สกรูยึดกระดูก (Bone Screw)

สกรูเป็นวัสดุที่ใช้บ่อยในการยึดกระดูก ตัวสกรูประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ คือ หัวสกรู ด้ามสกรู เกลียว และส่วนปลายสกรู โดยส่วนหัวจะมีร่องสำหรับไข ซึ่งส่วนใหญ่เป็นรูปหกเหลี่ยม (Hexagonal) สกรูทำหน้าที่ให้เกิดแรงอัดระหว่างชิ้นกระดูก โดยความแข็งแรงของการยึดกระดูกวัดได้จากแรงต้านจากการถอนของสกรู (Pull-Out Force) ปัจจัยที่ส่งผลต่อความแข็งแรงของการยึดด้วยสกรู ได้แก่ ลักษณะรูปเกลียว โดยทั่วไปเกลียวชนิด Buttress จะยึดได้ดีกว่าแบบ V-Thread ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเกลียว พื้นที่หน้าตัดของเกลียวสกรู จำนวนเกลียวที่ฝังในกระดูกและคุณสมบัติของโลหะ

### 2.3.4.2 แผ่นตามกระดูก (Plate)

แผ่นตามกระดูกยึดติดกับกระดูกด้วยสกรู ทำหน้าที่รับน้ำหนักแทนกระดูกที่ยึด (Load-Dependent) ความแข็งแรงต่อแรงบิด (Bending stiffness) รูปที่ 2.6 แสดงถึงการยึดกระดูกด้วยแผ่นตาม และแสดงถึงปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลต่อการต่อของกระดูกหัก ซึ่งปัจจัยต่าง ๆ ประกอบด้วย

1. ความหนาของแผ่นตามกระดูก (Plate Thickness) โดยแรงต้านต่อแรงบิดจะแปรตามความหนาของแผ่นตามกระดูกยกกำลังสาม
2. คุณภาพของกระดูก (Bone Quality) เช่น กระดูกพรุน (Osteoporosis) ทำให้การยึดกระดูกทำได้ไม่ดี
3. ตำแหน่งการวางแผ่นตามกระดูก การวางแผ่นตามกระดูกบริเวณ Tension Site จะมีความทนต่อแรงบิดได้ดีกว่าใส่บริเวณ Compress Site



รูปที่ 2.6 แสดงปัจจัยที่ส่งผลต่อความแข็งแรงต่อการยึดกระดูกด้วยแผ่นตามกระดูก

## 2.4 งานวิจัยด้านชีวกลศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับภาวะกระดูกหัก

ชีวกลศาสตร์ เป็นวิชาแขนงใหม่ที่ใช้หลักกลศาสตร์ศึกษาต่อโครงสร้างของสิ่งมีชีวิต โดยเฉพาะระบบกล้ามเนื้อและกระดูก เช่น การศึกษาคุณสมบัติของกระดูก กลไกการหักของกระดูก ความแข็งแรงของวัสดุที่ใช้ยึดกระดูก ปัจจุบันการศึกษาและวิจัยทางด้านชีวกลศาสตร์ได้เป็นความรู้ที่ใช้ประโยชน์กันอย่างกว้างขวางในวงการแพทย์ ช่วยออกแบบอุปกรณ์และช่วยวิเคราะห์หาแนวทางในการรักษาที่จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วยให้มากยิ่งขึ้น ซึ่งในอนาคตคาดว่า การตามกระดูกจะใช้เวลาที่สั้นลง เมื่อเทียบกับปัจจุบัน จากการศึกษาการสืบค้นเอกสารงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับปัจจัยที่ช่วยในการรักษาภาวะกระดูกหักสามารถแสดงรายละเอียดได้ดังต่อไปนี้

Perren and Cordey (1980) ได้เสนอ Interfragmentary Strain Theory ( $IFS = IFM/L \times 100\%$ ) เมื่อ IFM คือ Interfragmentary Movement และ L คือ ช่องว่างรอยหักกระดูก โดย Perren และ Cordey กล่าวว่า การยึดกระดูกให้มั่นคง เกิดการขยับได้น้อยหรือ 2% IFS จะส่งผลให้มีการสร้างกระดูกใหม่ได้ดี (Bone Formation)

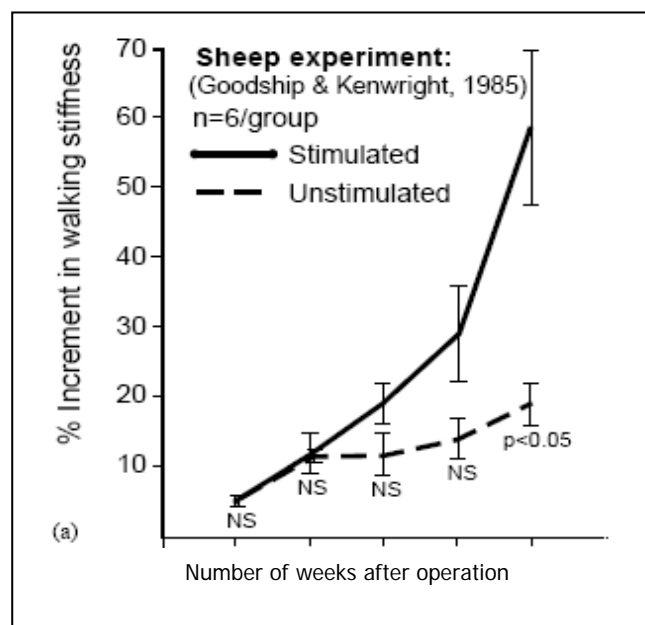
A.E Goodship and J. Kenwright (1985) ได้ทำการศึกษาภาวะกระดูกต้นขาหักที่เกิดขึ้นในแกะทั้งหมด 12 ตัว ทำการผ่ากระดูกที่ตำแหน่งกึ่งกลางแข้ง แล้วทำให้เกิดช่องว่างรอยหักกระดูกเป็นระยะ 3 mm ทำการยึดกระดูกด้วยเครื่องยึดกระดูกภายนอก (External Fixation) โดยแบ่งกลุ่มการศึกษาออกเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ ควบคุมไม่ให้เกิดการขยับเกิดขึ้นบริเวณรอยหักกระดูก (Rigid Fixation) ขณะที่แกะเดิน และกลุ่มที่ควบคุมให้เกิดการขยับได้เพียง 1 mm เป็นเวลา 17 นาทีต่อวัน จำนวน 500 รอบ ที่ความถี่ 0.5 Hz ทำการศึกษาเป็นระยะเวลาทั้งหมด 12 สัปดาห์ ผลที่ได้แสดงในรูปที่ 2.7 โดย Goodship and Kenwright ก็ได้สรุปว่า การกระตุ้นให้เกิดการขยับในปริมาณที่เหมาะสมจะทำให้การติดของกระดูกเกิดได้ดีขึ้น ซึ่งสังเกตได้จากค่า % Increment in Walking Stiffness ที่เพิ่มขึ้นอย่างเห็นได้ชัดในกรณีที่ควบคุมให้เกิดการขยับได้ 1 mm หรือคิดเป็นร้อยละ 33.33% IFS

J. Kenwright et al. (1989) ได้ทำการศึกษาเพิ่มเติมจาก A.E Goodship and J. Kenwright (1985) โดยแบ่งกลุ่มการศึกษาออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1 ควบคุมไม่ให้เกิดการขยับ กลุ่มที่ 2 ควบคุมให้เกิดสามารถขยับได้ไม่เกิน 0.5 mm และกลุ่มที่ 3 ควบคุมให้เกิดการขยับได้ไม่เกิน 2.0 mm โดยการขยับที่เกิดขึ้นจะมีการกระตุ้นทุก ๆ วัน เป็นเวลา 17 นาทีต่อวัน จำนวน 500 รอบ ความถี่ 0.5 Hz ทำการศึกษาเป็นระยะเวลานาน 12 สัปดาห์เช่นเดียวกัน โดยในทุก ๆ สัปดาห์จะมีการวัดปริมาณสารบริเวณรอยหักกระดูกเพื่อตรวจสอบความหนาแน่นที่เกิดขึ้นด้วยเครื่อง Dual Photon Absorption Densitometry โดยค่า BMC (Bone Mineral Content) จะสูงเมื่อมีการเกิด

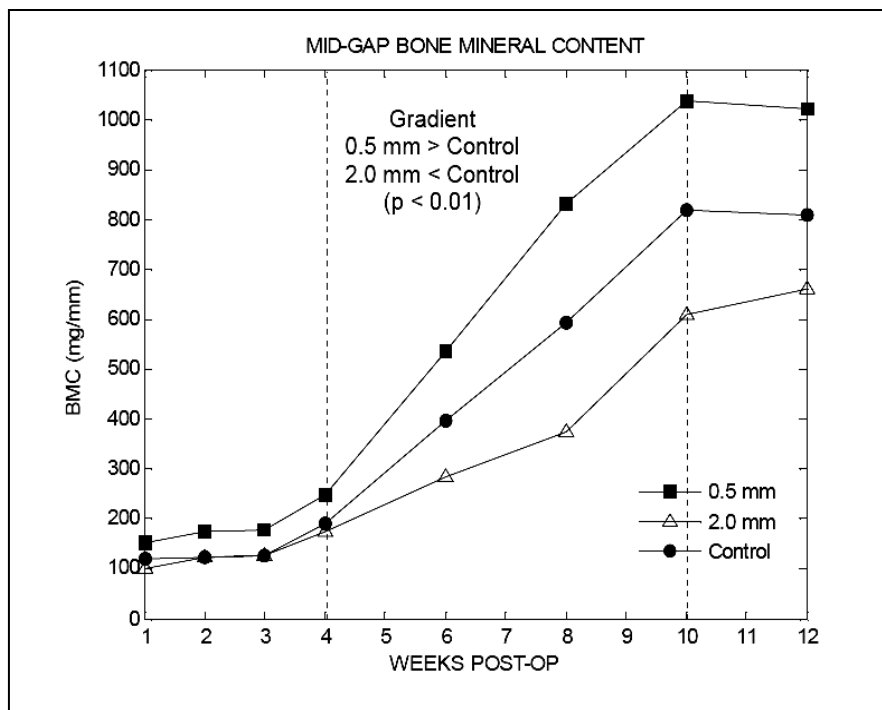
ใหม่ของกระดูกผลการศึกษายเป็นดังรูปที่ 2.8 ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าในช่วงสัปดาห์ที่ 4-10 จะทำให้เกิดความหนาแน่นของกระดูกแบบเชิงเส้น และค่าการขยับบริเวณรอยหักกระดูก จะมีผลทำให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ได้แตกต่างกัน โดยจากการศึกษาพบว่า การควบคุมการขยับที่ 0.5 mm จะทำให้ความหนาแน่นของกระดูกมากกว่า การขยับที่ 2.0 mm และ มากกว่ากรณีที่ควบคุมไม่มีการขยับ ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่า การขยับที่เหมาะสม คือไม่มากเกินไป และไม่น้อยเกินไปจะมีผลต่อการติดของกระดูก

L.E. Claes et al. (1995) ทำการศึกษาและทดสอบในแกะดังรูปที่ 2.9 ได้ข้อสรุปว่า การควบคุมให้เกิดการขยับของรอยหักกระดูกในช่วง 0.15-0.34 mm (~25-50% IFS) จะทำให้เกิดการสร้างกระดูก (Callus Formation) ได้ดี และเมื่อกระดูกติดแล้วก็จะมีความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากหน้าตัดที่มากขึ้นจากการเกิดใหม่ของกระดูก

L.E. Claes et al. (1998) ได้มีการศึกษาเชิงชีววิทยา (Biology), เนื้อเยื่อระดับเซลล์ (Histology) และ ไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element) กล่าวว่า IFS น้อยกว่า 5% จะทำให้เกิดเนื้อเยื่อเกี่ยวพันขึ้นมา (Intramembranous Bone Formation) ก่อนเปลี่ยนเป็นเซลล์กระดูก กรณี IFS น้อยกว่า 15% จะกระตุ้นให้เกิดเซลล์กระดูกอ่อน (Endochondral Ossification) ก่อนที่จะเป็นเซลล์กระดูก และถ้า IFS มากกว่า 15% จะทำให้เกิดภาวะกระดูกต่อไม่ติด (Nonunion)



รูปที่ 2.7 ผลการทดลองในแกะของ A.E Goodship and J. Kenwright (1985)

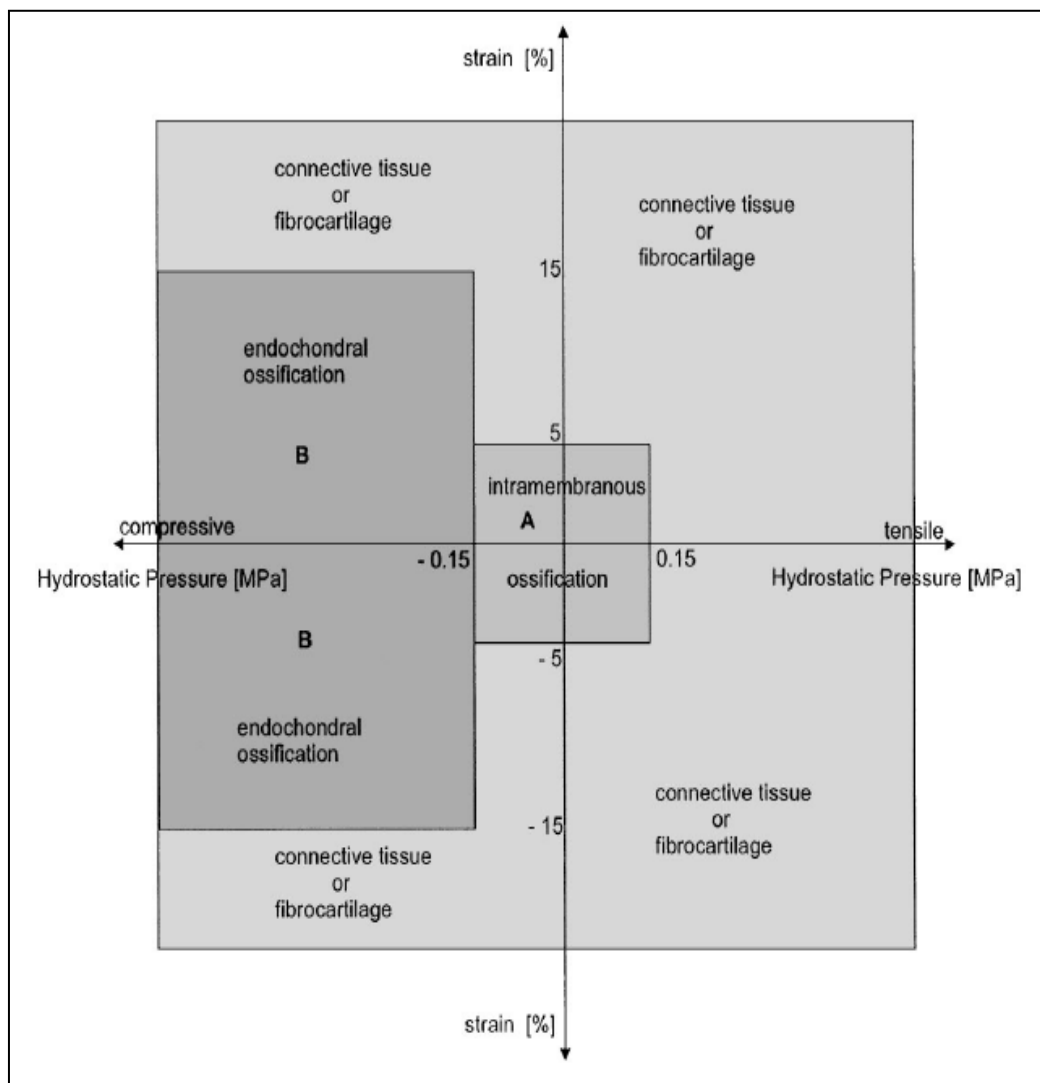


รูปที่ 2.8 ผลการทดลองของ John Kenwright et al. (1989)



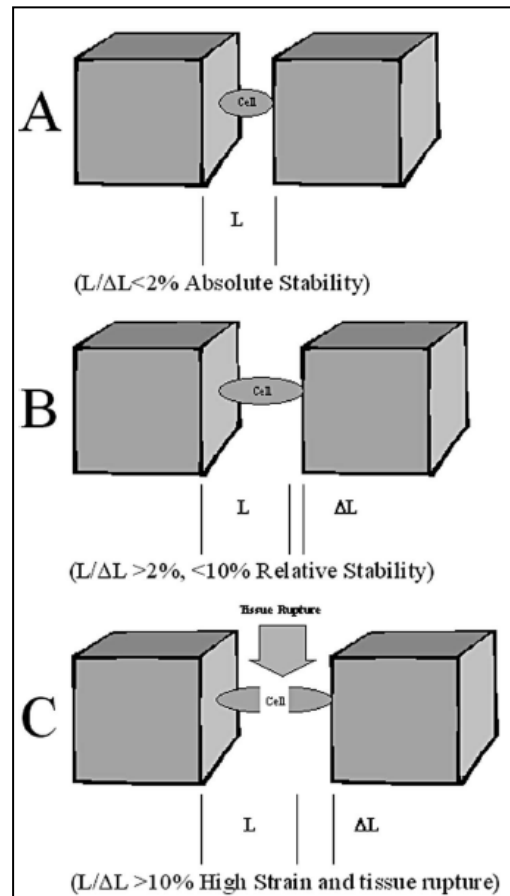
รูปที่ 2.9 การทดลองในแกะของ L.E. Claes et al. (1995)

L.E. Claes and C.A. Heigele (1999) ได้ทำการสรุปผลของภาวะกรรมที่มีผลต่อการเกิดเนื้อเยื่อต่าง ๆ บริเวณรอยหักกระดูก ดังรูปที่ 2.10 กล่าวคือ ในกรอบของ Hydrostatic Pressure  $\pm 0.15$  MPa และช่วง  $\pm 5\%$  Strain จะทำให้เกิด Intramembranous Ossification ในกรอบของ Hydrostatic Pressure  $-0.45$  ถึง  $-0.15$  MPa และช่วง  $\pm 15\%$  Strain จะทำให้เกิด Endochondral Ossification และในช่วงที่เหลือ ของ Hydrostatic Pressure  $\pm 0.45$  MPa และช่วง  $\pm 20\%$  Strain จะทำให้เกิด Connective Tissue or Fibrocartilage



รูปที่ 2.10 ผลของภาวะกรรมที่มีผลต่อการเกิดเนื้อเยื่อ (L.E. Claes and C.A. Heigele, 1999)

A.E. Kenneth et al. (2004) การรักษาแบบ Endosteal Healing จะเกิดเมื่อมีการขยับบริเวณรอยหักกระดูกที่น้อยกว่า 2% การรักษาแบบ Endochondral Ossification จะเกิดเมื่อมีการควบคุมการขยับบริเวณรอยหักกระดูกอยู่ระหว่าง 2-10% และจะไม่เกิดการติดกันของกระดูกเมื่อมีการขยับบริเวณรอยหักกระดูกที่มากกว่า 10% ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 การควบคุมการขยับจากการทดลองของ A.E. Kenneth et al. (2004)

หลังจากทำความเข้าใจกับโครงสร้างกระดูก การรักษาภาวะกระดูกหัก และทราบถึงปัจจัยในการรักษากระดูกหักแล้ว ทำให้ทราบว่า การขยับที่เหมาะสมบริเวณรอยหักกระดูกที่เหมาะสมควรมีค่าเท่าใดจึงจะทำให้กระดูกกลับมาติดกันได้เร็วขึ้น จึงเป็นวัตถุประสงค์ของการวิจัยในครั้งนี้ โดยสรุปจากการค้นคว้าจากเอกสารอ้างอิงทั้งหมด ค่าความเหมาะสมของการขยับบริเวณรอยหักกระดูก ควรให้อยู่ในช่วง 5-10% IFS ซึ่งจะทำให้เกิด Endochondral Ossification ได้กระดูกใหม่ที่มีความแข็งแรงสามารถรับแรงได้มากขึ้น นอกจากนี้ยังเปิดโอกาสได้ศึกษาเพื่อทำการหารูปแบบ

การขีดแผนโลหะตามกระดูก เพื่อควบคุมให้เกิดการขยับให้อยู่ในช่วง 5-10% IFS โดยวิธีการ  
ดำเนินการวิจัยโดยละเอียดจะได้กล่าวถึงในบทที่ 3

## บทที่ 3

### วิธีการดำเนินงานวิจัย

สำหรับในการวิจัยครั้งนี้ได้ทำการวิจัยบนแบบจำลองของกระดูกต้นขา ทำการวิเคราะห์ค่าความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณรอยหักกระดูก โดยรูปแบบการหักเป็นแบบตรงที่ตำแหน่งกึ่งกลางของกระดูกหน้าขา ทำการศึกษาในภาวะที่เกิดจากการรับน้ำหนักตัวแบบสถิตเท่านั้น สำหรับบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการดำเนินการวิจัยโดยละเอียด เริ่มจากการทดสอบโปรแกรมที่ใช้ในการวิเคราะห์ การสร้างแบบจำลองกระดูก การสร้างเอลิเมนต์ ตลอดจนการกำหนดค่าเงื่อนไขก่อนทำการคำนวณ ดังนี้

#### 3.1 การทดสอบโปรแกรม COSMOSWorks 2006

การทดสอบโปรแกรม COSMOSWorks 2006 มีขึ้นเพื่อสร้างความมั่นใจในความถูกต้อง แม่นยำและควมมีเสถียรภาพในการคำนวณของโปรแกรม ซึ่งความจริงแล้วก่อนที่จะนำโปรแกรมออกสู่ตลาดโปรแกรมนั้น ๆ ย่อมถูกทดสอบมาเป็นอย่างดีพอสมควร ดังนั้น ประโยชน์โดยแท้จริงของขั้นตอนนี้คือให้ผู้ใช้ได้มีโอกาสศึกษาการใช้งานโปรแกรมอย่างถูกต้อง ตลอดจนฝึกฝนและสร้างประสบการณ์จนเกิดความมั่นใจก่อนที่จะนำโปรแกรมไปวิเคราะห์กับปัญหาการวิจัย

สืบเนื่องจากการวิเคราะห์ความเครียดบนกระดูกเป็นผลจากแรงซึ่งเกิดจากน้ำหนักตัวเพียงอย่างเดียว จึงเลือกทดสอบโปรแกรมกับปัญหาการเกิดความเครียดบนแผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรูตรงกลาง (Rectangular Hollow Steel Plate) ซึ่งแผ่นเหล็กเป็นวัสดุเนื้อเดียว ได้รับแรงดึงที่ปลายข้างหนึ่ง ที่ปลายข้างหนึ่งถูกยึดแน่น (Fixed) และสามารถหาผลเฉลยแม่นยำตรงของปัญหาได้ด้วยการคำนวณเชิงทฤษฎี ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบโปรแกรมกับปัญหาความเครียดบนแผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรูนี้เพียงปัญหาเดียว เพราะเห็นว่าเป็นปัญหาที่สอดคล้องและคล้ายคลึงกับปัญหาการวิเคราะห์ความเครียดช่องว่างรอยหักกระดูกอยู่แล้ว ดังนั้น ในหัวข้อการทดสอบโปรแกรมจึงนำเสนอขั้นตอนต่าง ๆ โดยละเอียด เพื่อให้ทราบถึงกระบวนการในการจำลอง ดังนี้

##### 3.1.1 การวิเคราะห์ความแข็งแรงของแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู

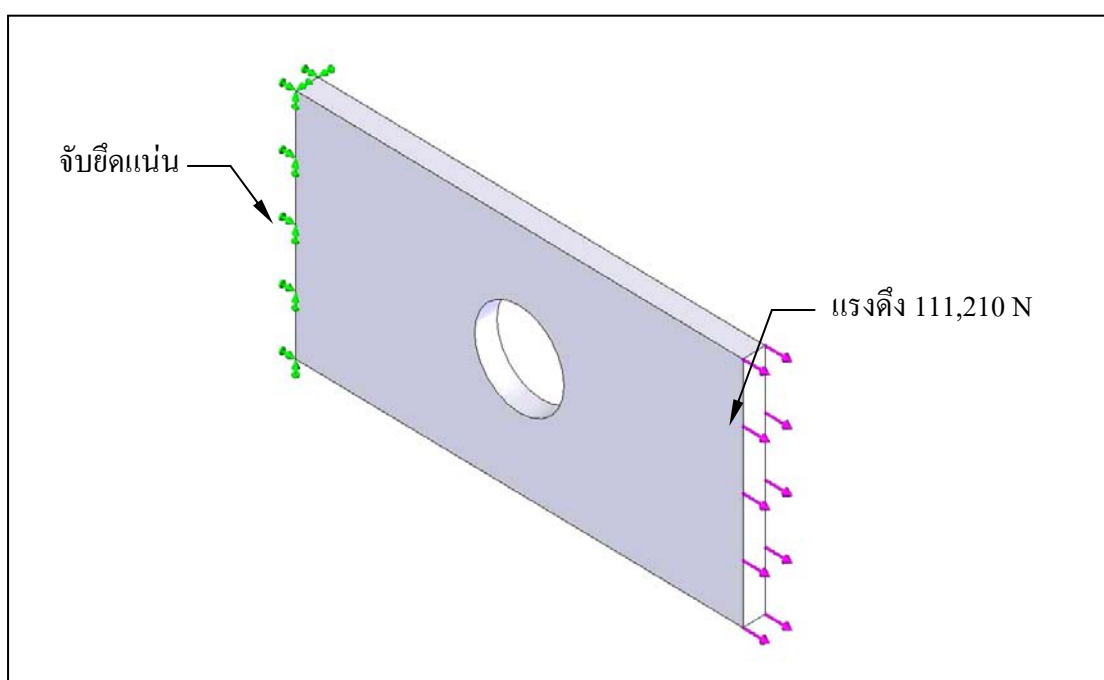
การวิเคราะห์ความแข็งแรงของแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู เป็นการวิเคราะห์แรงกระทำแบบสถิตยศาสตร์ คือ แรงกระทำมีขนาดและทิศทางคงที่ โดยในการวิเคราะห์ด้วย COSMOSWorks จะสามารถเชื่อมโยงไฟล์ชิ้นส่วนจากโปรแกรม SolidWorks ทั้งชิ้นส่วน (Part) และชิ้นงานประกอบ



(Assembly) ชิ้นงานที่ต้องการวิเคราะห์จะถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ ก่อนที่จะนำไปวิเคราะห์ โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

### 3.1.1.1 การสร้างแบบจำลองของแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู

การกำหนดรูปร่างและขนาดของแผ่นเหล็กที่ใช้ในการทดสอบโดยการจำลองจากโปรแกรม SolidWorks 2005 แสดงดังรูปที่ 3.1 มีการจับยึดแน่น (Fixed) รับแรงดึงขนาด 25,000 lb หรือ 111,210 N กระจายสม่ำเสมอตลอดหน้าตัด แผ่นเหล็กมีขนาดกว้าง 200 mm สูง 100 mm และหนา 10 mm มีรูเจาะที่ตำแหน่งกึ่งกลางแผ่นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 mm ทำจากเหล็ก AISI 304

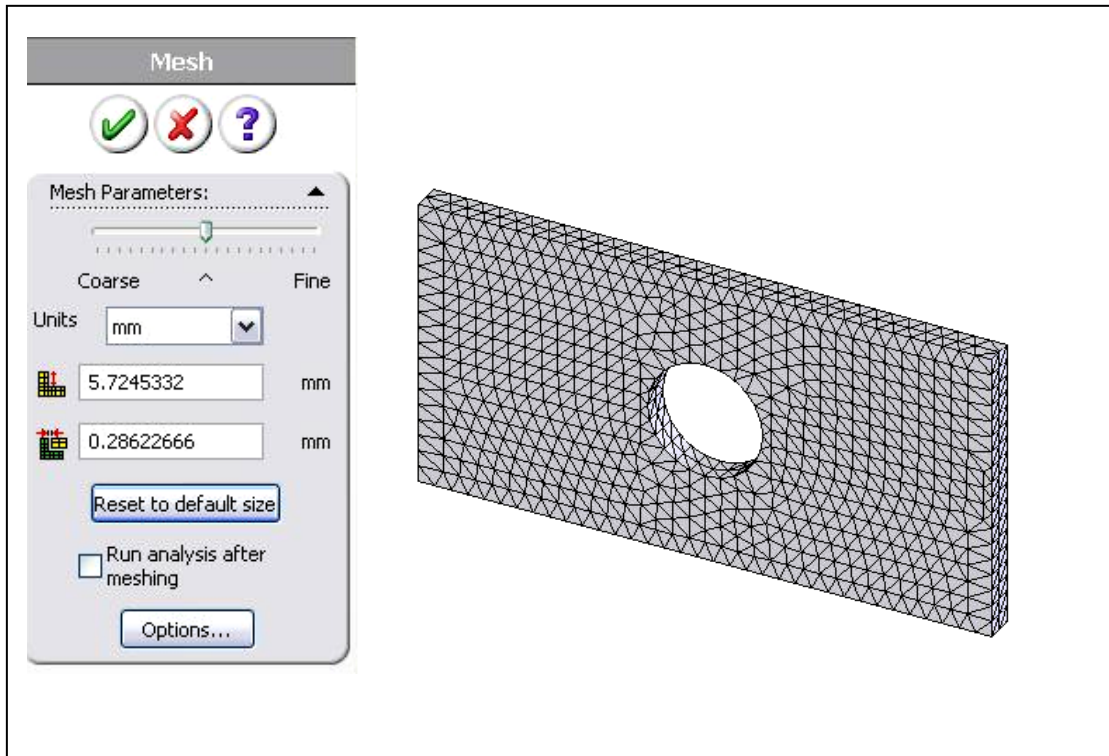


รูปที่ 3.1 แผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรูที่ใช้ในการทดสอบโปรแกรม

### 3.1.1.2 การสร้างเอลิเมนต์ (Element)

เมื่อทำการสร้างแผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรู กำหนดขนาดและคุณสมบัติของชิ้นงานเรียบร้อยแล้ว จากนั้นจะต้องแบ่งชิ้นงานที่ต้องการวิเคราะห์ออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ โดยมีจำนวนหลาย ๆ เอลิเมนต์ แต่มีจำนวนจำกัดนับได้ (Finite Element Mesh) ซึ่งในโปรแกรม COSMOSWorks 2006 จะทำการสร้างเอลิเมนต์ทรงตันรูปทรงสี่หน้า (Tetrahedral Solid) โดยขนาดของเอลิเมนต์ถูกกำหนดโดยอัตโนมัติ (Default) เป็นเอลิเมนต์ขนาดกลางดังรูปที่ 3.2 ขนาดของเอลิ

เมนต์เท่ากับ 5.7245332 mm และขนาดความถี่เท่ากับ 0.28622666 mm ขนาดเอลิเมนต์จะมีค่าเทียบกับเส้นผ่านศูนย์กลางทรงกลมที่เล็กที่สุดที่บรรจุเอลิเมนต์หนึ่งเอลิเมนต์



รูปที่ 3.2 การกำหนดขนาดเอลิเมนต์

### 3.1.1.3 ผลลัพธ์จากการจำลอง

หลังจากที่โปรแกรมทำการวิเคราะห์เสร็จสิ้นสมบูรณ์ โดยจะวิเคราะห์หาผลลัพธ์ของค่าความเค้น (Stress) ระยะการเคลื่อนตัว (Displacement) ความเครียด (Strain) การเสียรูป (Deformation) ตรวจสอบความปลอดภัย (Design Check) ค่าผลลัพธ์สูงสุดที่ได้จากการวิเคราะห์แสดงในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ผลลัพธ์สูงสุดที่ได้จากการวิเคราะห์แผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรู

Stress (N/m <sup>2</sup> )	Strain
4.22174e+8	2.1608e-3

### 3.1.1.4 การเทียบผลลัพธ์กับคำตอบจากการคำนวณ

แผ่นเหล็กเจาะรูรับแรงดึง ขนาดของแผ่นเหล็กมีความกว้าง 100 mm ยาว 200 mm หนา 10 mm เจาะรูตรงกลางแผ่นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 mm รับแรงดึงขนาด 25,000 lb หรือ 111,210 N โดยผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณสามารถคำนวณหาได้ดังนี้ กำหนดให้

$\sigma_n$  คือ ความเค้นตั้งฉากเฉลี่ยบนระนาบหน้าตัดช่วงเจาะรู

$K_n$  คือ ค่าความเข้มของความเค้น

$\sigma_{max}$  คือ ค่าความเค้นหลักสูงสุด

หาค่าความเค้นตั้งฉากที่ตำแหน่งระนาบหน้าตัดกึ่งกลางรูเจาะ ซึ่งจะเกิดค่าความเค้นตั้งฉากที่สูงที่สุด

$$\sigma_n = \frac{P}{A} = \frac{111210}{(100 - 40) \times 10} = 185.35 \text{ MPa}$$

$$K_n = 2.25$$

$$\sigma_{max} = K_n \times \sigma_n = 185.35 \times 2.25 = 417.04 \text{ MPa}$$

นำไปหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการหาผลลัพธ์ค่าความเค้นหลักด้วย COSMOSWorks เท่ากับ

$$\begin{aligned} \text{error} &= \left| \frac{\text{COSMOS's result} - \text{Theory's result}}{\text{COSMOS's result}} \right| \times 100\% \\ &= \left| \frac{422.174 - 417.04}{422.174} \right| \times 100\% \\ &= 1.22\% \end{aligned}$$

ค่าความผิดพลาดมีค่าเท่ากับ 1.22% โดยเป็นค่าเปรียบเทียบของความแตกต่างระหว่างคำตอบจาก COSMOSWorks กับคำตอบจากทฤษฎีเทียบกับคำตอบจาก COSMOSWorks

## 3.2 การจำลองปัญหาการออกแบบกระดูกต้นขา

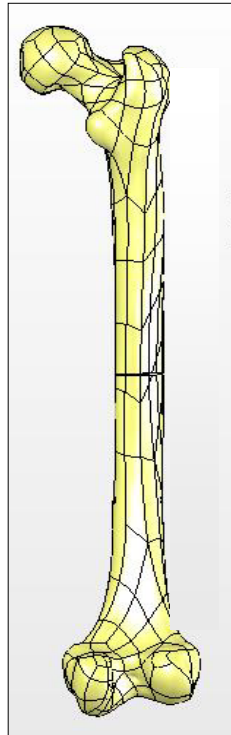
กรณีวิเคราะห์บนชิ้นงานที่เป็นรูปทรงซับซ้อน เช่นรูปทรงของกระดูกการสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรม SolidWorks นั้นไม่สามารถสร้างรูปทรงของแบบจำลองกระดูกต้นขาได้ ดังนั้นในงานวิจัยครั้งนี้จึงต้องอาศัยอุปกรณ์อื่นเข้ามาช่วยในการสร้างแบบจำลอง เพื่อให้ได้รูปทรงของแบบจำลองใกล้เคียงกับรูปร่างของกระดูกต้นขาของมนุษย์มากที่สุด แต่อย่างไรก็ตามรูปทรงที่สร้างขึ้นจะต้องสามารถอ่านได้ด้วยโปรแกรม SolidWorks เพราะเนื่องจากต้องอาศัยโปรแกรมดังกล่าวในการสร้างกรณีศึกษาสำหรับการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักในรูปแบบต่าง ๆ โดยเริ่มจากการสร้างแบบจำลอง การนำแบบจำลองมาประกอบตามรูปแบบการรักษาที่ตั้งไว้ แล้วจึงนำไปวิเคราะห์ต่อไป

### 3.2.1 แบบจำลองของกระดูกต้นขา

แบบจำลองของกระดูกต้นขาเป็นแบบจำลองของกระดูกมนุษย์ที่เสียชีวิตไปแล้ว นำมาเป็นชิ้นต้นแบบเพื่อนำมาสร้างแบบจำลองในโปรแกรมการวิเคราะห์ เป็นกระดูกช่วงต้นขาข้างขวา ขนาดความสูงประมาณ 43 cm ซึ่งมีลักษณะดังรูปที่ 3.3 นำมาสแกนด้วยเครื่องสแกนสามมิติ รุ่น Atos1 อาคารเครื่องมือ 6 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ทำให้ได้แบบจำลองของกระดูกต้นขาที่มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกับกระดูกจริง ดังรูปที่ 3.4



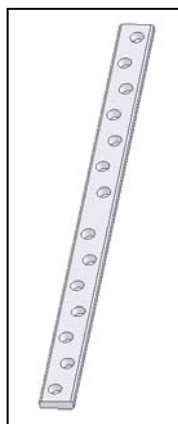
รูปที่ 3.3 กระดูกต้นขาที่นำมาสแกน



รูปที่ 3.4 แบบจำลองกระดูกต้นขาที่ได้จากการสแกน

### 3.2.2 แบบจำลองแผ่นโลหะตามกระดูก

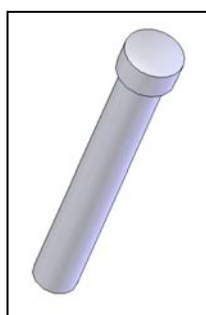
แบบจำลองของแผ่นโลหะยึดกระดูก ถูกสร้างจากโปรแกรมเขียนแบบ 3 มิติที่ชื่อ SolidWork 2006 โดยมีลักษณะดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 แผ่นโลหะยึดกระดูก

### 3.2.3 แบบจำลองสกรูยึดกระดูก

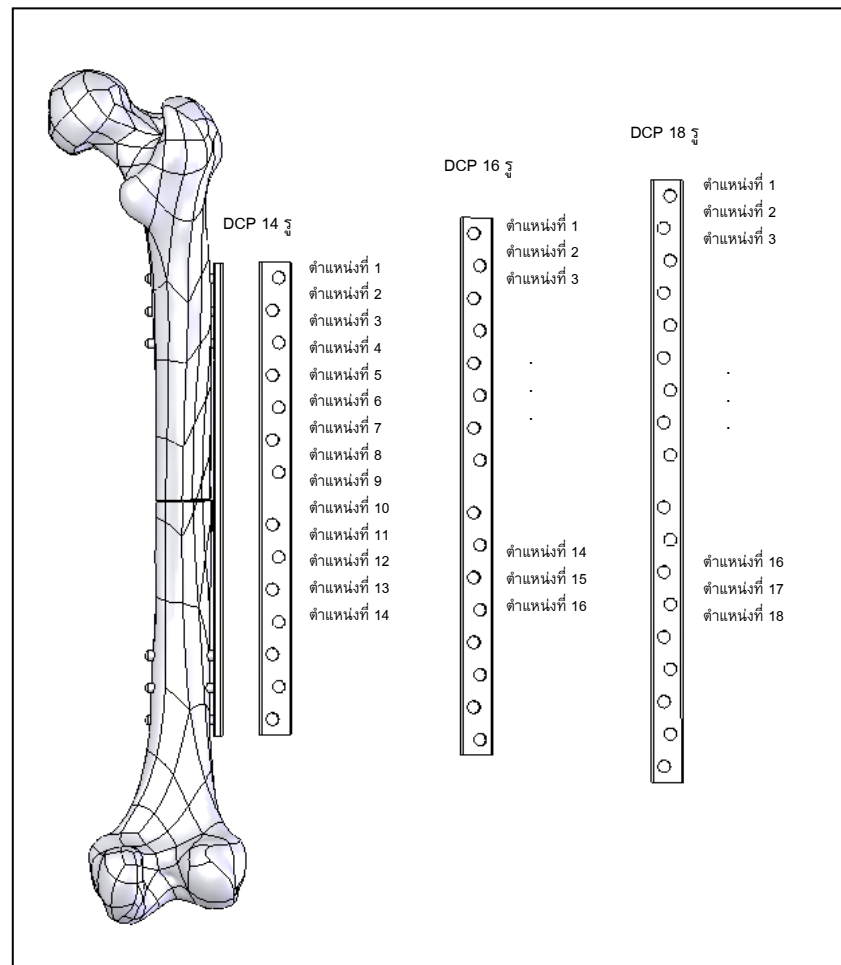
แบบจำลองของสกรูยึดกระดูก ซึ่งจำลองอย่างง่ายเนื่องจากการศึกษาในครั้งนี้ต้องการดูเพียงรูปแบบหรือตำแหน่งการยึดสกรูที่เหมาะสม มิได้พิจารณาถึงขั้นตอนของผลกระทบที่เกิดจากร่องเกลียวของสกรู ดังนั้นลักษณะของสกรูที่ถูกสร้างขึ้นจึงเป็นอย่างง่ายรูปทรงไม่มีความซับซ้อน สร้างจากโปรแกรม SolidWorks 2006 เช่นเดียวกันลักษณะดังรูป



รูปที่ 3.6 สกรูยึดกระดูก

### 3.2.4 การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหัก

ในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักนั้น เบื้องต้นเราจะสมมติให้ภาวะของกระดูกต้นขาหัก เป็นรอยหักแบบตรง (Transverse) วิเคราะห์การหักของกระดูกนั้นจะให้กระดูกเกิดการหัก ณ บริเวณคอคอดของกระดูกต้นขา สูงจากตำแหน่งข้อต่อหัวเข่า 20.5 cm เราจะเว้นช่องว่างที่รอยหักของกระดูกด้วยระยะห่าง 1, 2 และ 6 mm และใช้ DCP (Dynamic Compression Plate) ขนาด 14, 16 และ 18 รู เพื่อดูระยะการขยับตัวที่เกิดขึ้น เมื่อถูกยึดด้วยสกรูที่มีตำแหน่งการยึดด้วยรูปแบบที่แตกต่างกัน ดังตารางที่ 3.2



รูปที่ 3.7 ตำแหน่งรูบนแผ่น DCP ขนาด 14, 16 และ 18 รู

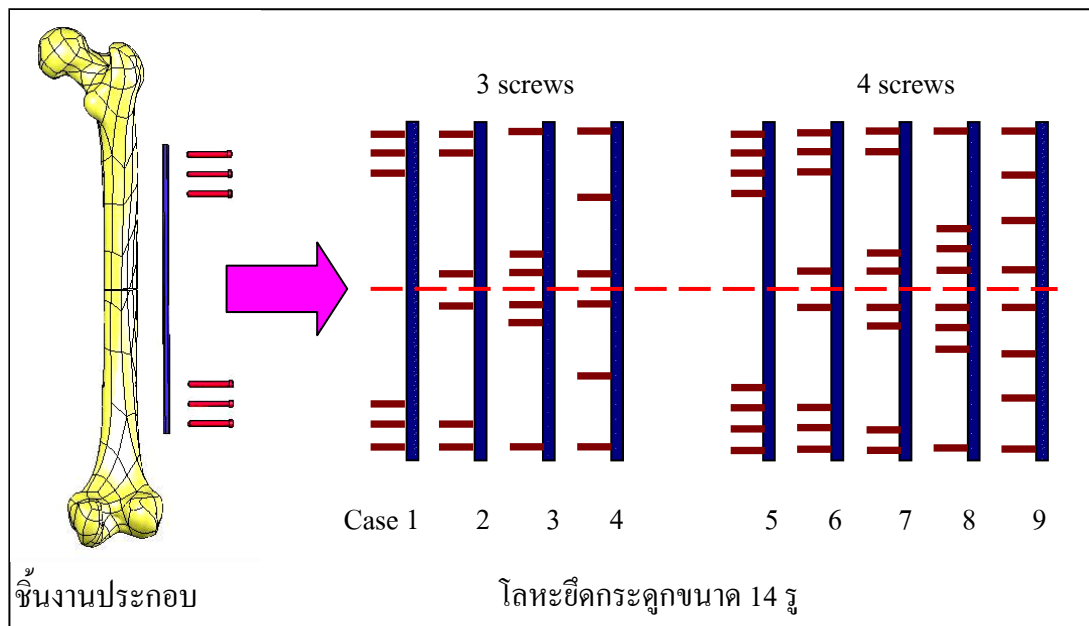
ตารางที่ 3.2 รูปแบบการยึดสกรู

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14

ตารางที่ 3.2 รูปแบบการยึดสกรู (ต่อ)

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18



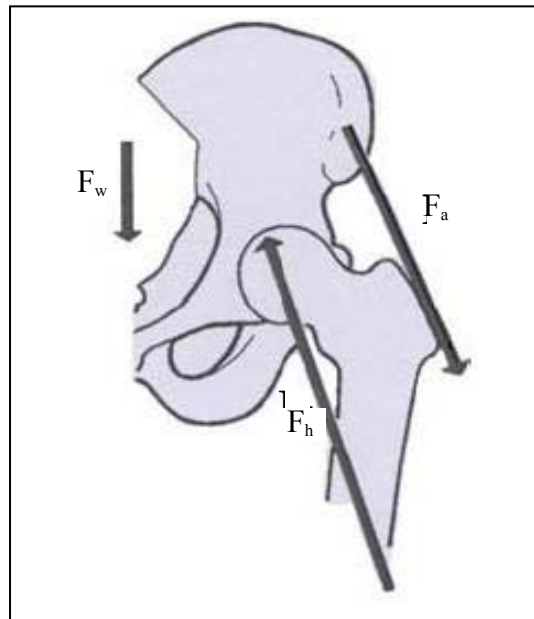


รูปที่ 3.8 แสดงรูปแบบการวางสกรูยึดแผ่นโลหะและกระดูก โลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู

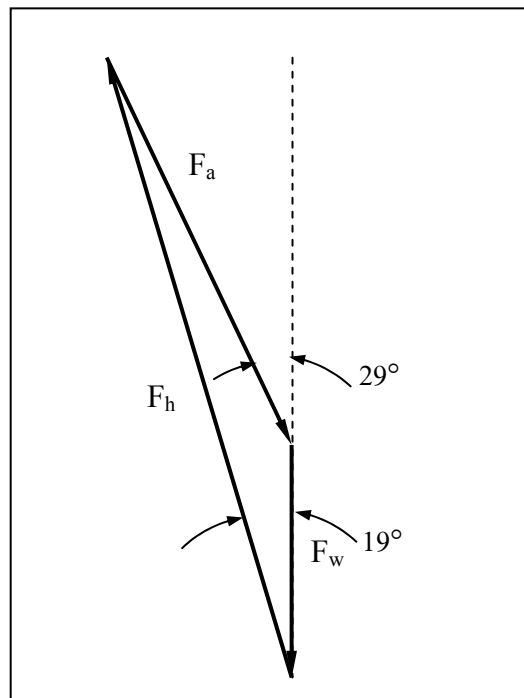
จากนั้นเมื่อประกอบเสร็จเรียบร้อยแล้ว ก็จะนำไปวิเคราะห์เพื่อหาระยะการขยับตัว (Displacement) ที่เกิดขึ้น หรือเป็นค่า IFM ที่เราต้องการนั่นเอง โดยในการวิเคราะห์นั้นเราจะใช้โปรแกรม COSMOSWorks 2006 ซึ่งจะเป็นการวิเคราะห์โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

### 3.2.5 กำหนดเงื่อนไข

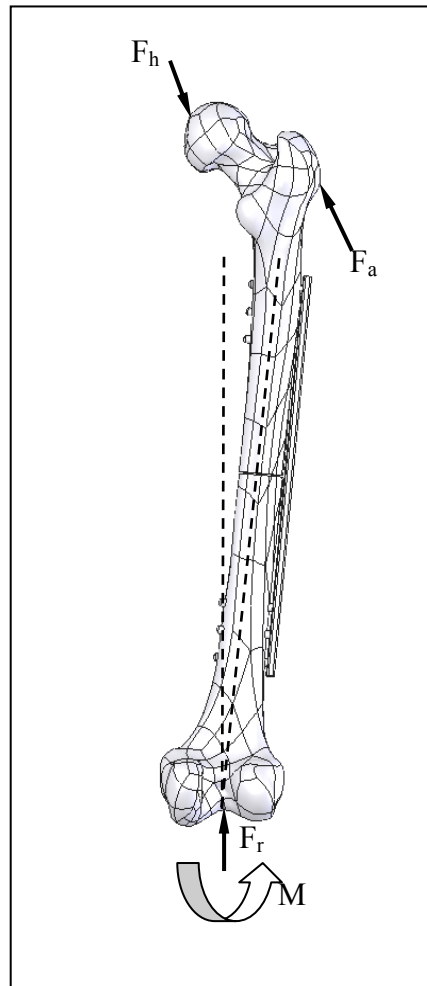
สำหรับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขานั้น ซึ่งเกิดจากน้ำหนักของร่างกาย ( $W$ ) ส่งผ่านมายังตะโพกและแบ่งไปยังกระดูกต้นขาทั้งสองข้าง เพราะฉะนั้น กระดูกต้นขาหนึ่งข้างจะรับน้ำหนักเพียงครึ่งหนึ่งเท่า ๆ กัน (เท่ากับ  $F_w$ ) ข้อต่อระหว่างหัวกระดูกต้นขากับตะโพก จะมีแรงปฏิกิริยา ( $F_r$ ) และมีแรงเนื่องจากกล้ามเนื้อขณะเกิดการเคลื่อนไหว ( $F_m$ ) ดังแสดงในรูปที่ 3.9 ดังนั้นสามารถเขียนสามเหลี่ยมแทนแรงของแรงทั้งสามได้ดังรูปที่ 3.10 ลักษณะทิศทางของแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขาเป็นดังรูปที่ 3.11 โดย  $F_r$  เป็นแรงปฏิกิริยาของกระดูกหน้าแข้ง  $M$  เป็นโมเมนต์ที่เกิดขึ้น ดังนั้นสามารถหาค่าแรงต่าง ๆ ได้จากสมการ (2)-(6) ดังแสดงในรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.9 แรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา



รูปที่ 3.10 สามเหลี่ยมแทนแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขา



รูปที่ 3.11 ทิศทางของแรงที่กระทำบนกระดูกต้นขา

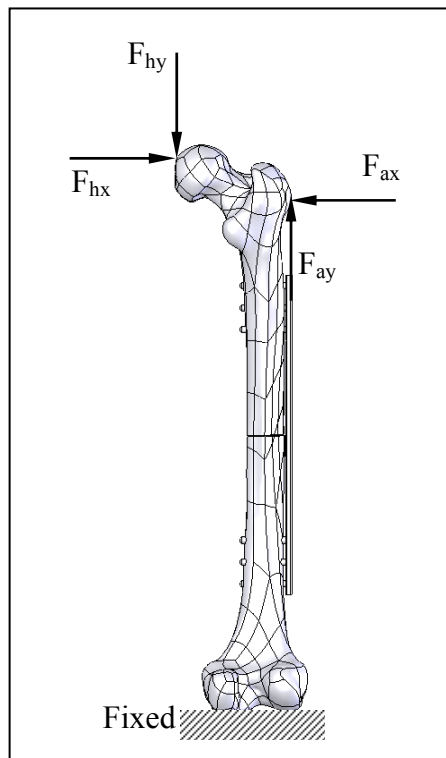
$$F_w = W/2 \quad (2)$$

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

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

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

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



รูปที่ 3.12 เงื่อนไขของแบบจำลองกระดูกต้นขา

กำหนดให้กระดูกรับภาระกรรมของน้ำหนักตัวขนาด 50, 60 และ 70 kg ซึ่งสามารถกระจายแรงออกมาในแนวแกน  $x$  และแกน  $y$  ดังแสดงในรูปที่ 3.13

### 3.2.6 คุณสมบัติเชิงกลของกระดูกต้นขา

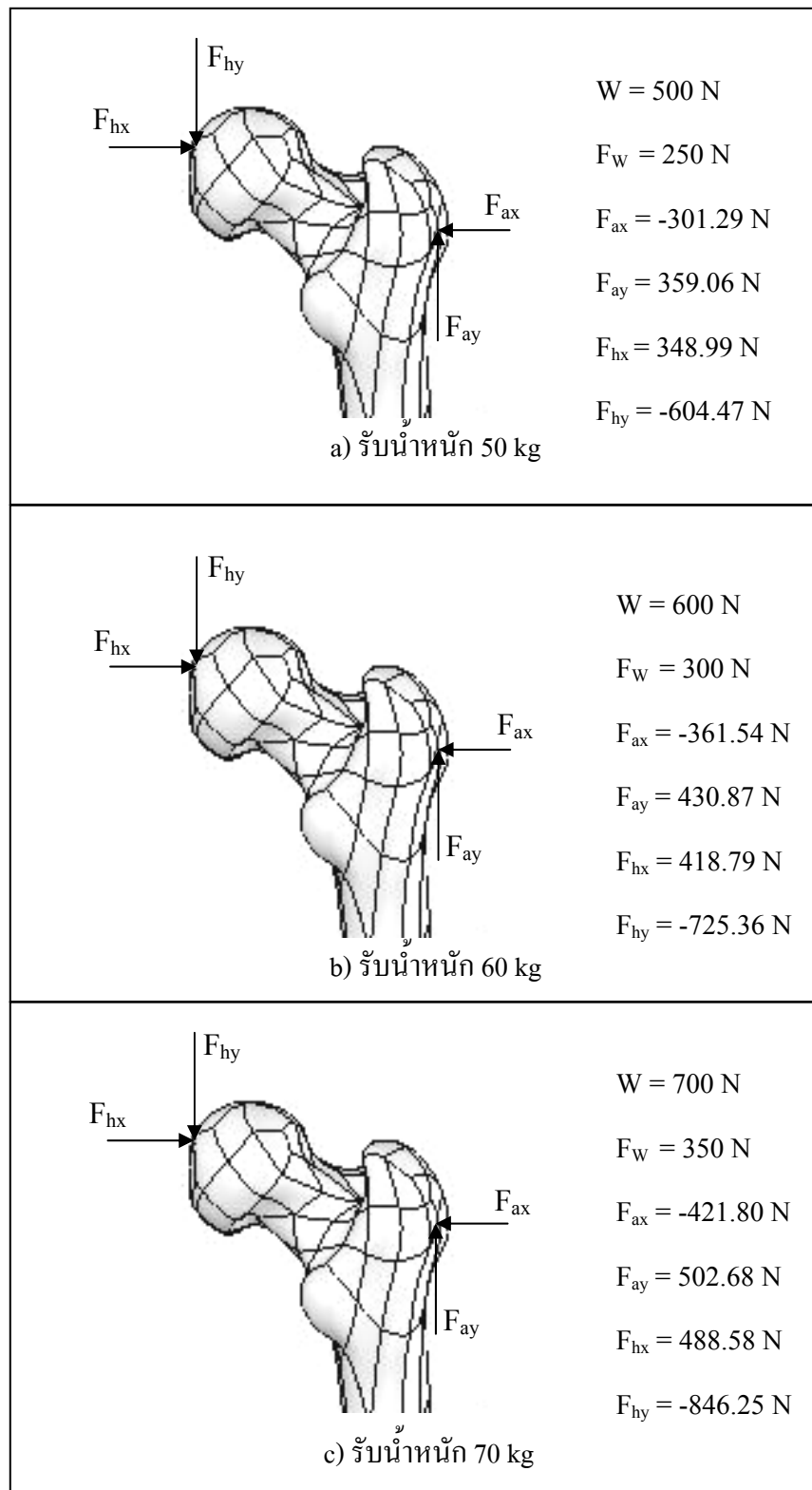
สำหรับค่าคุณสมบัติความยืดหยุ่นนั้น เนื่องจากการศึกษาวิจัยนี้เป็นเพียงการเริ่มต้นวิจัยในระดับเบื้องต้น จึงทำการกำหนดลักษณะต่าง ๆ ในรูปแบบอย่างง่าย เพื่อให้เห็นถึงแนวโน้มและความเป็นไปได้ที่เกิดขึ้น ให้สามารถคาดเดาความเป็นไปได้ของผลที่เกิดขึ้นอย่างมีเหตุมีผล โดยกระดูกต้นขานั้นกำหนดให้มีคุณสมบัติเป็น สารเนื้อเดียวแบบไอโซโทรปิก (Isotropic) โดยมีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่น (Young's Modulus) เท่ากับ 15 GPa และอัตราส่วนปัวซอง (Poisson's Ratio) เท่ากับ 0.33 สำหรับแผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) และสกรูนั้น ทำมาจากเหล็กกล้าไร้สนิม 316L (316L Stainless Steel) ซึ่งมีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นเท่ากับ 193 GPa และค่าอัตราส่วนปัวซองเท่ากับ 0.3 แสดงดังตารางที่ 3.3 ทั้งนี้การทำแบบจำลองจะไม่คิดถึงผลกระทบของแรงที่เกิดขึ้นจากแรงโน้มถ่วง (Body Force) และไม่คิดผลกระทบของอุณหภูมิที่เกิดขึ้น

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของวัสดุ

Property	Femur	316L Stainless steel
Young's Modulus	15 GPa	193 GPa
Poisson's Ratio	0.33	0.3
Density	1650 kg/m <sup>3</sup>	8000 kg/m <sup>3</sup>

### 3.2.7 การสร้างเมช

เมื่อทำการสร้างแบบจำลองของกรณีการยึดกระดูกรูปแบบต่าง ๆ ดังตารางที่ 3.2 แล้วจากนั้นจะต้องแบ่งชิ้นงานประกอบดังกล่าวออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ ทรงตันรูปทรงสี่หน้า (Tetrahedral Solid) โดยขนาดของเอลิเมนต์จะกำหนดให้มีขนาดเท่า ๆ กันทุกกรณี และมีขนาดเท่ากับ 0.23 mm เป็นเอลิเมนต์ขนาดกลางซึ่งใกล้เคียงกับค่าตัวเลือกอัตโนมัติ (Default) ของโปรแกรม ที่ทำเช่นนี้เนื่องจากป้องกันการสร้างเอลิเมนต์ที่ไม่เท่ากันของโปรแกรม เพราะจะมีผลต่อค่าความผิดพลาดของผลลัพธ์ที่ได้ หากเอลิเมนต์ละเอียดจะทำให้ได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องมากแต่จะทำให้เสียเวลาในการคำนวณ แต่ถ้าให้เอลิเมนต์มีขนาดใหญ่หรือหยาบจะทำให้ได้ผลลัพธ์ที่ผิดพลาดมากขึ้น แต่ก็จะประหยัดเวลาในการคำนวณ ดังนั้นจึงเลือกขนาดเอลิเมนต์ขนาดกลาง ซึ่งผลของความผิดพลาดของผลเฉลยได้ทำการเปรียบเทียบกับกรคำนวณแล้วเป็นที่ยอมรับได้ ทั้งยังไม่ทำให้เสียเวลาในการคำนวณมากนัก ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณ จะได้กล่าวถึงในบทที่ 4



รูปที่ 3.13 ภาระกรรมที่กระทำบนกระดูกต้นขา a) รั้งน้ำหนัก 50 kg b) รั้งน้ำหนัก 60 kg  
c) รั้งน้ำหนัก 70 kg

## บทที่ 4

### ผลการวิจัยและการอภิปรายผล

สำหรับบทนี้ จะนำเสนอผลการจำลองปัญหาการขยับที่เกิดขึ้นบริเวณรอยหักกระดูกด้วยโปรแกรม COSMOSWorks 2006 เพื่อศึกษาหารูปแบบการรักษาที่เหมาะสมสำหรับการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วย ตลอดจนเป็นประโยชน์ต่อการศึกษาเพื่อขยายผลของงานวิจัยต่อไป ตัวแปรที่บ่งบอกถึงความเหมาะสมของการรักษาในที่นี้คือ ค่า Interfragmentary Strain ซึ่งควรจะอยู่ในช่วง 10-15% หากค่า Interfragmentary Strain มีค่ามาก หมายถึงเกิดการขยับบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกสามารถขยับได้มาก ในทางตรงกันข้าม หากค่า Interfragmentary Strain มีค่าน้อยหมายถึงการขยับบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกสามารถขยับได้น้อย จุดมุ่งหมายโดยแท้จริงของการศึกษาในครั้งนี้ก็เพื่อหาแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก ซึ่งในปัจจุบันไม่ได้มีรูปแบบการรักษาที่แน่นอน จึงทำให้การรักษาในปัจจุบันใช้เวลาในการรักษานาน และผลการรักษาบางครั้งก็ไม่ทำให้ผู้ป่วยหายจากภาวะดังกล่าว ในการจำลองรูปแบบการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักนั้นสามารถกระทำได้หลายรูปแบบ แต่สำหรับงานวิจัยนี้ได้ทำการจำลองรูปแบบการรักษาไว้จำนวน 243 กรณี มีการเปลี่ยนแปลงระยะช่องว่างรอยหักกระดูก (Gap) ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดูก รูปแบบการยึดศกฐ และน้ำหนักหรือภาระกรรมที่กระทำ ด้วยขนาดน้ำหนัก 50, 60 และ 70 kg เพื่อศึกษาการขยับที่เกิดขึ้นจากผลกระทบต่าง ๆ

#### 4.1 ผลการจำลอง

โดยสรุปแล้ว ในงานวิจัยนี้ได้ทำการจำลองการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักทั้งสิ้น 243 กรณี ขึ้นกับระยะช่องว่างรอยหักกระดูก ขนาดแผ่นโลหะยึดกระดูก รูปแบบการยึดศกฐ และภาระกรรมจากหนักหนักตัวที่ได้รับ

##### 4.1.1 ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm

การจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50, 60 และ 70 kg ผลการจำลองเป็นดังตารางที่ 4.1, 4.2 และ 4.3 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	% IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	61.50
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	54.24
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	45.81
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	52.99
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	60.68
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	54.51
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	45.79
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	45.41
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	48.32
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	62.03
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	53.94
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	44.35
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	52.37
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	61.58
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	54.31
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	44.69
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	44.35
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	47.71
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	62.13
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	53.69
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	51.08
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	54.56
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	62.05
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	54.23
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	48.61
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	45.29
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	48.28



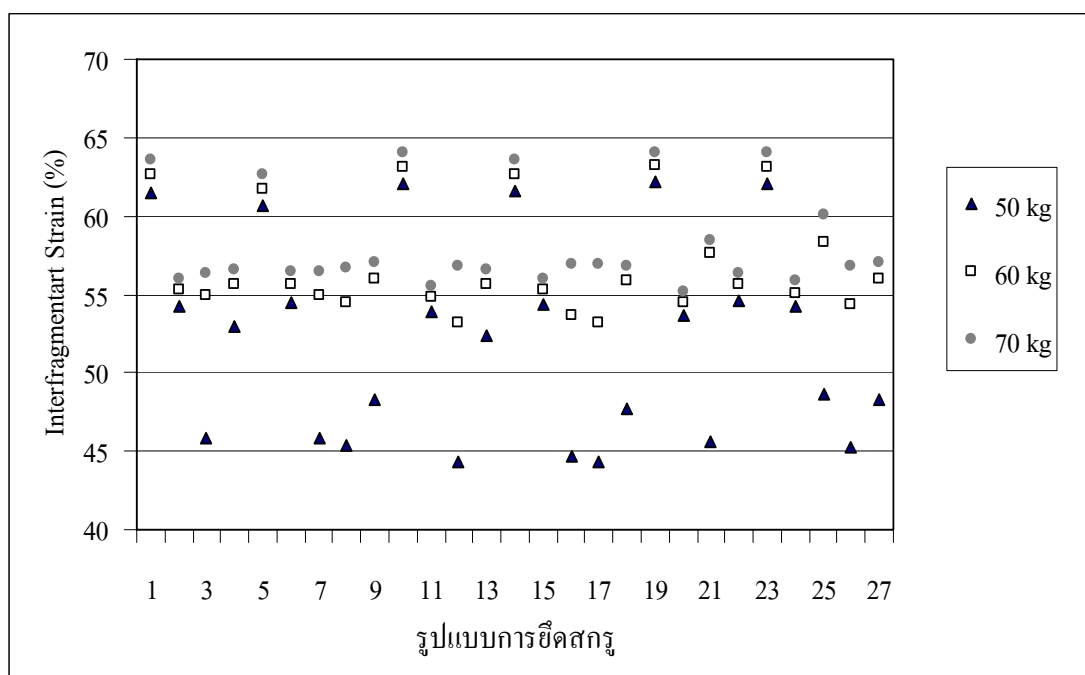
ตารางที่ 4.2 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 60 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	% IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	62.62
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	55.24
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	54.97
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	55.69
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	61.75
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	55.64
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	54.94
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	54.48
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	55.98
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	63.15
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	54.81
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	53.21
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	55.66
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	62.67
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	55.27
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	53.62
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	53.21
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	55.83
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	63.26
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	54.48
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	57.64
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	55.59
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	63.17
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	55.11
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	58.33
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	54.35
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	55.96

ตารางที่ 4.3 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 70 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	% IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	63.62
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	56.02
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	56.38
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	56.56
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	62.70
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	56.47
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	56.51
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	56.64
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	57.03
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	64.04
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	55.52
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	56.76
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	56.52
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	63.53
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	56.01
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	56.95
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	56.93
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	56.77
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	64.05
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	55.17
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	58.45
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	56.35
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	64.03
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	55.88
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	60.06
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	56.86
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	57.02

ผลที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมในกรณีที่ผู้ป่วยกระดูกต้นขาหัก เกิดช่องว่างรอยหักกระดูกระยะ 1 mm รับภาระกรรมขนาด 50, 60 และ 70 kg เมื่อนำมาแสดงผลในรูปแบบกราฟเส้นจะได้ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ค่า % IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 kg

จะเห็นว่าขนาดของแผ่นโลหะดามกระดูก และรูปแบบการยึดสกรูที่ใช้ ต่างมีผลต่อค่า % IFS โดยพบว่าภาวะที่ผู้ป่วยกระดูกต้นขาหักเกิดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1 mm จะทำให้เกิดการขยับของช่องว่างรอยหักค่อนข้างสูง อยู่ในช่วง % IFS ประมาณ 44-64% ซึ่งเป็นค่าการขยับที่ไม่เหมาะสมในการรักษาผู้ป่วย เนื่องจากจะทำให้การรักษาไม่ประสบผลสำเร็จ ทำให้กระดูกไม่ติดกันเช่นเดิมแม้จะใช้เวลาในการรักษานานเท่าใดก็ตาม

#### 4.1.2 ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm

การจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50, 60 และ 70 kg ผลการจำลองเป็นดังตารางที่ 4.4, 4.5 และ 4.6 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.4 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	% IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	54.84
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	28.45
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	21.56
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	25.29
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	54.25
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	27.02
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	21.64
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	21.50
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	23.24
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	55.26
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	30.15
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	21.58
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	25.49
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	54.93
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	28.60
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	21.74
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	21.58
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	23.22
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	55.45
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	31.80
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	22.75
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	27.66
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	55.28
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	30.47
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	23.50
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	22.55
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	23.98

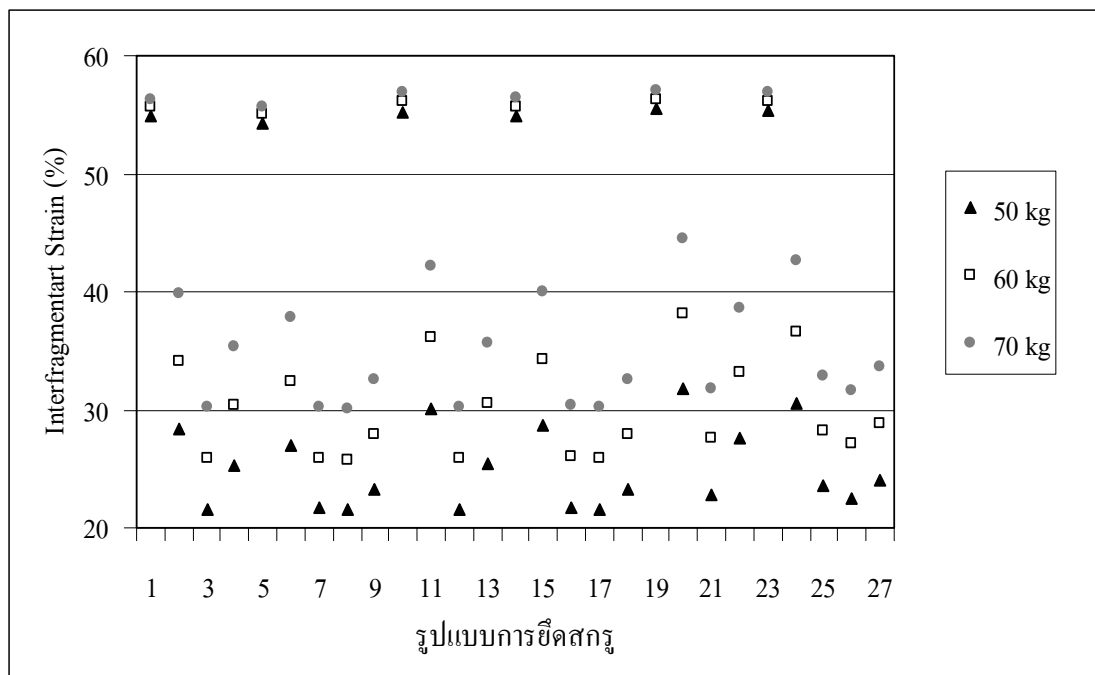
ตารางที่ 4.5 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 60 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	% IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	55.60
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	34.13
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	25.83
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	30.34
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	54.97
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	32.42
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	25.97
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	25.79
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	27.89
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	56.07
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	36.18
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	25.88
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	30.59
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	55.71
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	34.32
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	26.09
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	25.90
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	27.86
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	56.24
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	38.16
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	27.62
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	33.19
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	56.08
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	36.57
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	28.20
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	27.06
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	28.78

ตารางที่ 4.6 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 70 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	%IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	56.28
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	39.82
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	30.18
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	35.40
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	55.69
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	37.82
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	30.29
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	30.09
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	32.54
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	56.83
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	42.22
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	30.19
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	35.69
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	56.43
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	40.05
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	30.44
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	30.22
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	32.51
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	57.02
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	44.53
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	31.85
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	38.54
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	56.84
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	42.66
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	32.90
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	31.57
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	33.58

ผลที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในกรณีที่มีผู้ป่วยกระดูกต้นขาหักเกิดช่องว่างรอยหักกระดูกระยะ 2 mm รับภาระกรรมขนาด 50, 60 และ 70 kg เมื่อนำมาแสดงผลในรูปแบบกราฟเส้นจะได้ดังรูปที่ 4.2 พบว่าจะทำให้เกิดการขยับของช่องว่างรอยหักอยู่ในช่วง % IFS ประมาณ 21-57% ซึ่งน้อยกว่าภาวะการเกิดช่องว่างรอยหักกระดูกระยะ 1 mm แต่ก็ยังถือว่าเป็นค่าการขยับที่ไม่เหมาะสมในการรักษาผู้ป่วย



รูปที่ 4.2 ค่า % IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 kg

#### 4.1.3 ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm

การจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50, 60 และ 70 kg ผลการจำลองเป็นดังตารางที่ 4.7, 4.8 และ 4.9 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.7 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	% IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	37.31
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	9.52
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	7.20
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	8.49
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	29.90
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	9.08
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	7.27
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	7.23
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	7.82
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	44.86
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	10.08
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	7.23
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	8.52
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	37.22
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	9.56
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	7.26
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	7.22
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	7.76
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	52.49
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	10.64
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	7.62
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	9.24
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	44.78
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	10.19
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	7.87
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	7.38
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	8.04



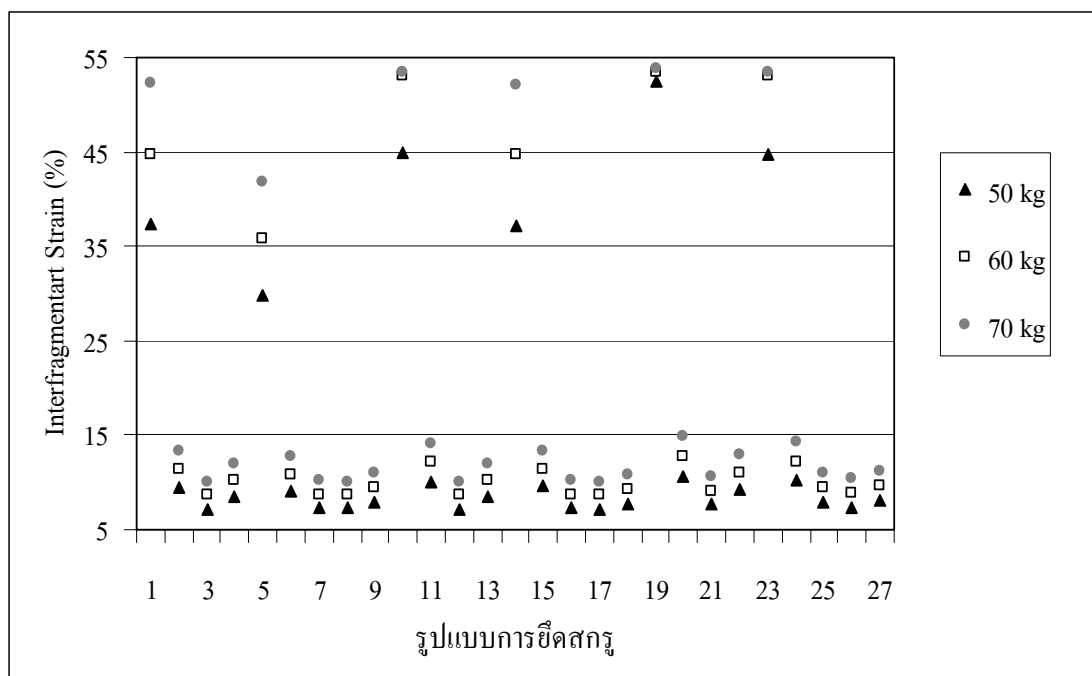
ตารางที่ 4.8 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 60 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	% IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	44.77
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	11.43
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	8.64
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	10.19
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	35.88
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	10.89
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	8.72
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	8.68
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	9.38
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	53.11
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	12.09
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	8.66
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	10.23
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	44.66
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	11.48
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	8.71
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	8.67
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	9.31
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	53.36
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	12.76
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	9.15
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	11.08
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	53.15
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	12.23
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	9.45
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	8.86
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	9.64

ตารางที่ 4.9 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยให้มีช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm  
รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 70 kg

รูปแบบที่	ขนาดDCP	จำนวนสกรู	ตำแหน่งยึดสกรู	% IFS
1	14	6	1, 2, 3, 12, 13, 14	52.24
2	14	6	1, 2, 7, 8, 13, 14	13.33
3	14	6	1, 6, 7, 8, 9, 14	10.08
4	14	6	1, 4, 7, 8, 11, 14	11.89
5	14	8	1, 2, 3, 4, 11, 12, 13, 14	41.86
6	14	8	1, 2, 3, 7, 8, 12, 13, 14	12.71
7	14	8	1, 2, 6, 7, 8, 9, 13, 14	10.17
8	14	8	1, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 14	10.12
9	14	8	1, 3, 5, 7, 8, 10, 12, 14	10.94
10	16	6	1, 2, 3, 14, 15, 16	53.49
11	16	6	1, 2, 8, 9, 15, 16	14.11
12	16	6	1, 7, 8, 9, 10, 16	10.11
13	16	6	1, 4, 8, 9, 13, 16	11.93
14	16	8	1, 2, 3, 4, 13, 14, 15, 16	52.10
15	16	8	1, 2, 3, 8, 9, 14, 15, 16	13.39
16	16	8	1, 2, 7, 8, 9, 10, 15, 16	10.17
17	16	8	1, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 16	10.11
18	16	8	1, 3, 6, 8, 9, 11, 14, 16	10.87
19	18	6	1, 2, 3, 16, 17, 18	53.75
20	18	6	1, 2, 9, 10, 17, 18	14.89
21	18	6	1, 8, 9, 10, 11, 18	10.67
22	18	6	1, 5, 9, 10, 14, 18	12.93
23	18	8	1, 2, 3, 4, 15, 16, 17, 18	53.53
24	18	8	1, 2, 3, 9, 10, 16, 17, 18	14.27
25	18	8	1, 2, 8, 9, 10, 11, 17, 18	11.02
26	18	8	1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18	10.33
27	18	8	1, 3, 7, 9, 10, 12, 16, 18	11.25

ผลที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในกรณีผู้ป่วยกระดูกต้นขาหัก เกิดช่องว่างรอยหักกระดูกระยะ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 50, 60 และ 70 kg เมื่อนำมาแสดงผลในรูปแบบกราฟเส้นจะได้ดังรูปที่ 4.3 ผลของการขยับบริเวณช่องว่างรอยหักอยู่ในช่วง % IFS ประมาณ 7-54% ซึ่งน้อยกว่ากรณีการเกิดช่องว่างรอยหักกระดูกระยะ 1 และ 2 mm อีกทั้งรูปแบบการยึดสกรูส่วนใหญ่ทำให้ได้ค่า % IFS ที่เหมาะสมมีเพียง 6 รูปแบบเท่านั้นที่ทำให้เกิดค่า % IFS ที่ค่อนข้างสูง ได้แก่ กรณีที่ 1, 5, 10, 14, 19 และ 23 แต่ก็ยังถือว่าการเกิดช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm จะทำให้ได้ค่าการขยับตัวบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกอยู่ในช่วง 5-10% ซึ่งเป็นค่าการขยับที่เหมาะสมในการรักษาผู้ป่วย



รูปที่ 4.3 ค่า % IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 kg

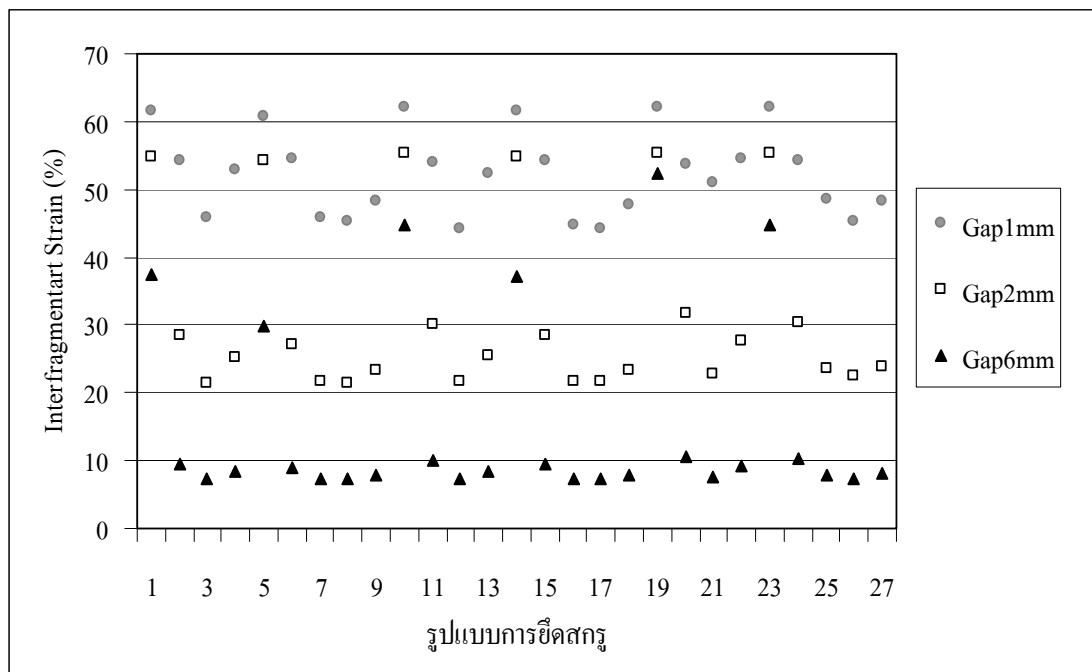
## 4.2 การอภิปรายผล

ปัญหาหลักที่ส่งผลต่อการขยับที่เกิดขึ้นระหว่างช่องว่างรอยหักกระดูกมีอยู่ 4 ปัจจัย คือ รูปแบบการยึดสกรู ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดูก ระยะห่างระหว่างกระดูกทั้ง 2 ชิ้น และขนาดของภาระกรรมที่ได้รับ โดยการขยับที่เกิดขึ้นจะพิจารณาจากค่า Interfragmentary Strain (IFS) ซึ่งเป็นการขยับของช่องว่างรอยหักกระดูก และสรุปรูปแบบของการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก

จากค่า IFS โดยจากการค้นคว้างานวิจัยที่เกี่ยวข้องพบว่าค่า IFS ที่เหมาะสมควรอยู่ระหว่าง 5-10% โดยจะขอสรุปผลของปัจจัยต่าง ๆ ดังนี้

#### 4.2.1 ผลกระทบจากรูปแบบการยึดสกรู

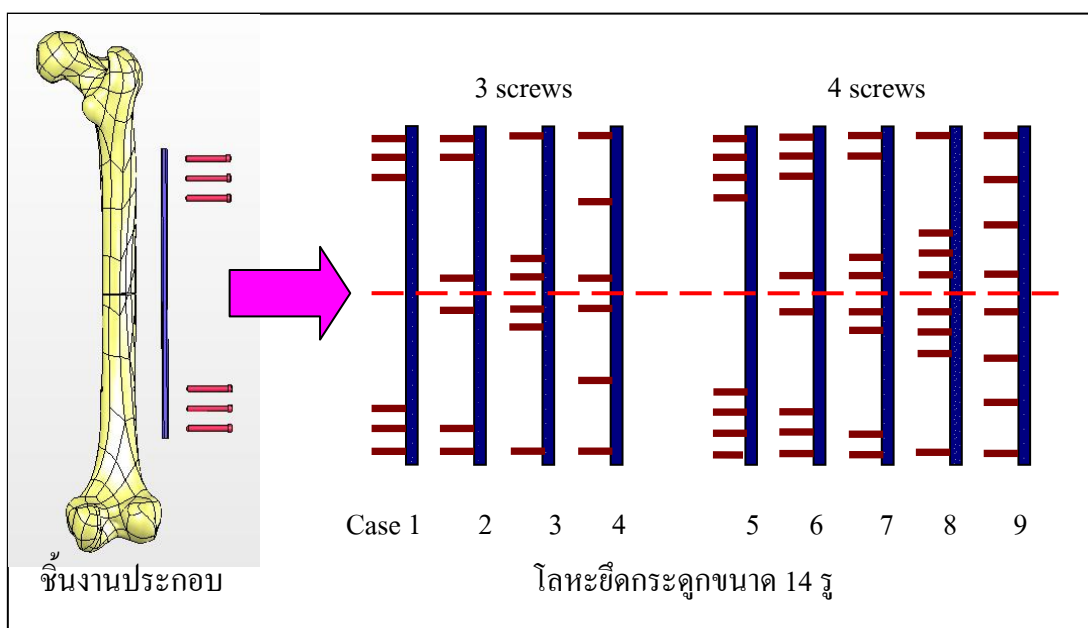
ในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักนั้นจำเป็นต้องควบคุมการขยับที่เกิดขึ้นบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกให้มีค่าที่เหมาะสม เพราะจะทำให้กระดูกที่เกิดใหม่มีความแข็งแรงทั้งยังทำให้เวลาในการรักษาสั้นลง ผู้ป่วยสามารถใช้ชีวิตได้อย่างปกติ ปัจจัยช่วยในการรักษาอย่างแรก คือ รูปแบบการยึดสกรู ซึ่งจากการวิเคราะห์ดังรูปที่ 4.1, 4.2 และ 4.3 ซึ่งเปรียบเทียบรูปแบบการยึดสกรูทั้งหมด 27 รูปแบบพิจารณาเมื่อเกิดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1, 2 และ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 50, 60 และ 70 kg ตามลำดับ พบว่ารูปแบบการยึดสกรูที่แตกต่างกันนั้นก็มีผลต่อการขยับที่เกิดขึ้น



รูปที่ 4.4 เปรียบเทียบ % IFS เมื่อยึดด้วยสกรู 27 รูปแบบ กำหนดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1, 2 และ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 50 kg

เมื่อพิจารณาผลที่ได้จากรูปที่ 4.4 ภาระกรรมขนาด 50 kg รูปแบบการยึดสกรูรูปแบบที่ 1, 5, 10, 14, 19 และ 23 ไม่ว่าจะช่องว่างรอยหักกระดูกขนาดใดก็ตาม จะมีลักษณะที่แตกต่างจากรูปแบบอื่น ๆ อย่างชัดเจนและเป็นค่าที่ไม่เหมาะสมเนื่องจากค่า IFS สูงเกินกว่า 10%

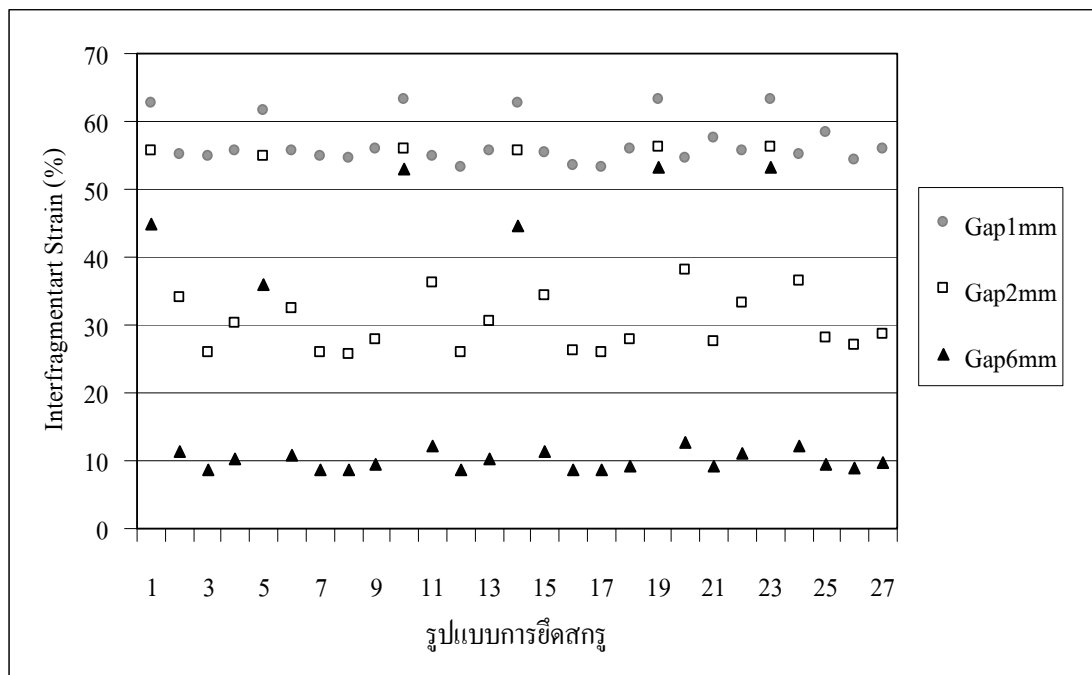
จากรูปแบบการยึดสกรูทั้ง 6 รูปแบบที่กล่าวไว้ข้างต้นจะเห็นว่า จะมีรูปแบบการยึดที่ใกล้เคียงกันคือ ไม่มีการยึดสกรูที่ตำแหน่งใกล้เคียงกับช่องว่างรอยหักกระดูก จะทำการยึดที่ปลายทั้ง 2 ด้านเท่านั้น ดังรูปที่ 4.5 แสดงตัวอย่างการยึดสกรูรูปแบบที่ 1-9 ใช้ DCP ขนาด 14 รู รูปแบบที่ 1 และ 5 ไม่มีการยึดสกรูที่ตำแหน่งใกล้เคียงกับช่องว่างรอยหักกระดูก จึงเป็นเหตุให้บริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกเกิดการขยับขึ้นได้มากจึงไม่เหมาะสมอย่างยิ่งกับการนำไปรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก ส่วนกรณีที่เหลือรูปแบบการยึดจะยึดที่ตำแหน่งใกล้เคียงกับรอยหักกระดูกทั้งสิ้น แต่จำนวนสกรูที่ใช้อาจแตกต่างกัน



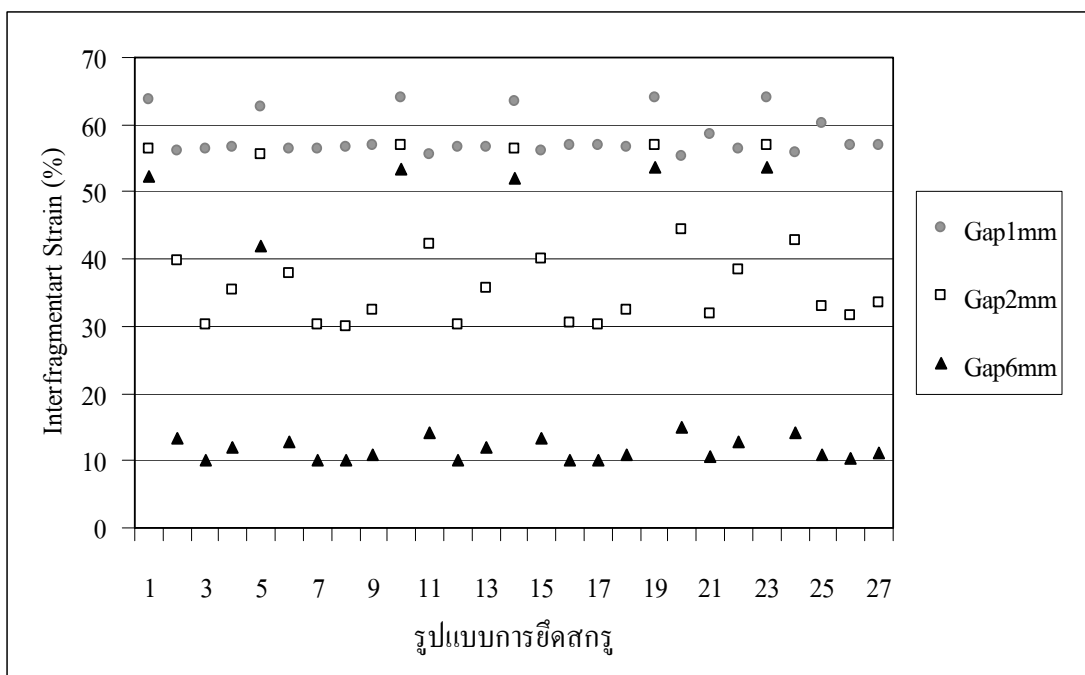
รูปที่ 4.5 รูปแบบการยึดสกรูรูปแบบที่ 1 ถึง 9

รูปแบบที่ทำให้การการขยับได้น้อยกรณีช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวขนาด 50 kg และ 60 kg คือ รูปแบบที่ 12 และ 17 มีค่าเท่ากับ % IFS เท่ากับ 44.35 และ 53.21 ตามลำดับของภาระกรรมที่กระทำ แต่ก็ยังถือว่าเป็นค่าที่ยังไม่เหมาะสมต่อการรักษา กรณีช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รูปแบบที่ทำให้เกิดการขยับได้น้อย คือ รูปแบบที่ 8 โดยมีค่า % IFS เมื่อรับภาระกรรม 50 kg เท่ากับ 21.50 รับภาระกรรม 60 kg มีค่าเท่ากับ 25.79 และรับภาระกรรม 70 kg มีค่าเท่ากับ 30.09 ตามลำดับ ซึ่งน้อยกว่ากรณีแรกแต่ก็ยังไม่ใช่ค่าที่เหมาะสม

กรณีช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รูปแบบที่ทำให้เกิดการขยับน้อยที่สุดคือ รูปแบบที่ 3 แสดงดังรูปที่ 4.6 และ 4.7 ภาระกรรมขนาด 60 และ 70 kg ตามลำดับ ผลที่ได้จะแตกต่างกันเล็กน้อย จากที่กล่าวมาข้างต้นทำให้สามารถสรุปได้ว่ารูปแบบการยึดสกรูไม่ว่าจะใช้ ขนาด DCP ขนาดใดการควบคุมการขยับของช่องว่างรอยหักกระดูกที่ดีคือ การยึดสกรูตรง ตำแหน่งใกล้เคียงกับรอยหักของกระดูกจะช่วยควบคุมการขยับได้ดีกว่าการยึดที่ตำแหน่งปลายแผ่น DCP ดังนั้นในกรณีศึกษาแบบการยึดสกรูตามรูปแบบที่ศึกษามา จึงขอสรุปว่ารูปแบบการยึด สกรูรูปแบบที่ไม่เหมาะสมคือ รูปแบบที่ 1, 5, 10, 14, 19 และ 23 รูปแบบที่เหมาะสมต่อการนำไปใช้ รักษาผู้ป่วย หรือนำไปศึกษาผลกระทบอื่น ๆ ต่อไปคือ รูปแบบที่ 3, 8, 12, 17, 21 และ 26 ทั้งนี้ ก่อนนำไปรักษาก็ยังต้องพิจารณาถึงผลกระทบ อื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องด้วย



รูปที่ 4.6 เปรียบเทียบ % IFS เมื่อยึดด้วยสกรู 27 รูปแบบ กำหนดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1, 2 และ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 60 kg



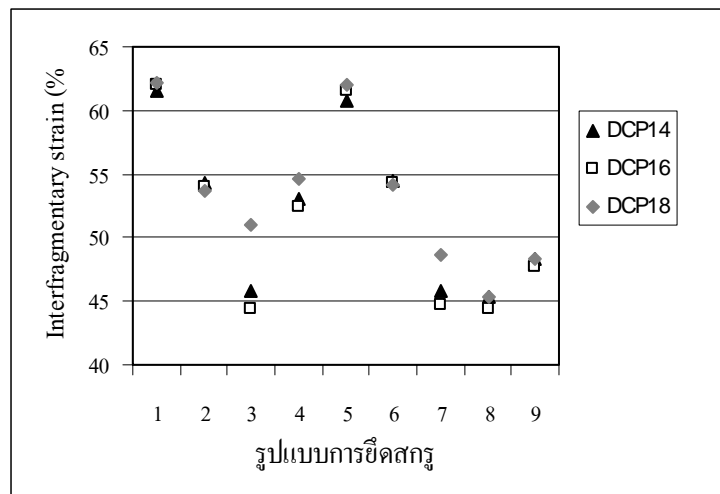
รูปที่ 4.7 เปรียบเทียบ % IFS เมื่อยึดด้วยศกร 27 รูปแบบ กำหนดช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1, 2 และ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 70 kg

#### 4.2.2 ผลกระทบจากการเลือกใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก

การเลือกใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกก็ถือเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะส่งผลกระทบต่อการขยับที่เกิดขึ้น เพราะนอกจากจะส่งผลการรักษาแล้ว ยังเกี่ยวข้องในเรื่องของค่าใช้จ่ายที่สูงขึ้นอีกด้วย การศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบจากการเลือกใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก ก็จะสามารถช่วยให้เราระบุขนาดโลหะยึดกระดูกที่เหมาะสมได้ ซึ่งในการศึกษานี้ประกอบด้วยแผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14, 16 และ 18 รู ตามลำดับ ซึ่งทำการศึกษาแยกเป็น 9 กรณี คือ

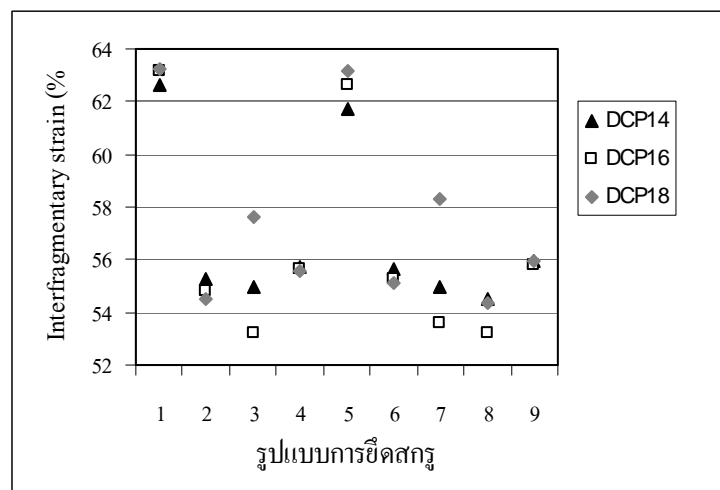
1. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm ภาระกรรม 50 kg แสดงดังรูปที่ 4.8

จากรูปที่ 4.8 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm รับภาระกรรม 50 kg การรักษาโดยการเลือกใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกที่แตกต่างกันจะให้ผลของการรักษาที่แตกต่างกันด้วย ซึ่งในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู และ 18 รู โดยดูจากรูปที่ 4.8 ผลของการใช้ DCP ขนาด 16 รู จะได้ค่า % IFS ที่น้อยกว่าขนาดอื่นในหลายๆ รูปแบบของการยึดศกร แต่ก็ยังไม่เหมาะกับการรักษาเนื่องจาก % IFS ยังมีค่าที่สูง



รูปที่ 4.8 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับภาระกรรม 50 kg

2. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm ภาระกรรม 60 kg แสดงดังรูปที่ 4.9



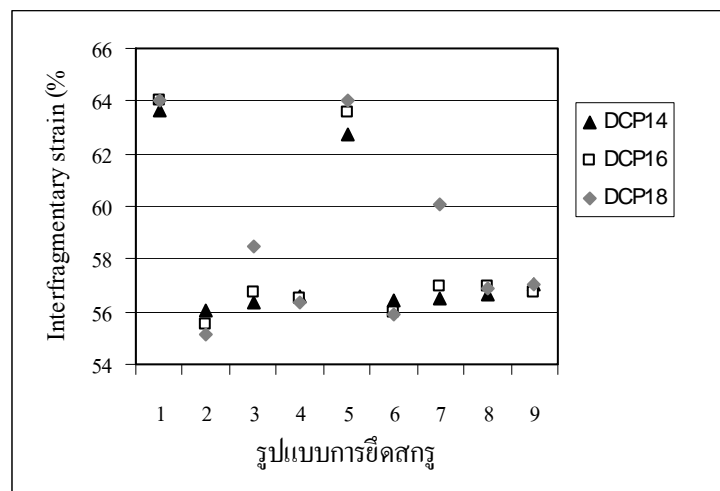
รูปที่ 4.9 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับภาระกรรม 60 kg

จากรูปที่ 4.9 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm รับภาระกรรม 60 kg ในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุด



เมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู และ 18 รู แต่ก็ยังไม่เหมาะกับการรักษาเนื่องจากยังมีค่า % IFS ที่สูง

### 3. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm ภาระกรรม 70 kg แสดงดังรูปที่ 4.10



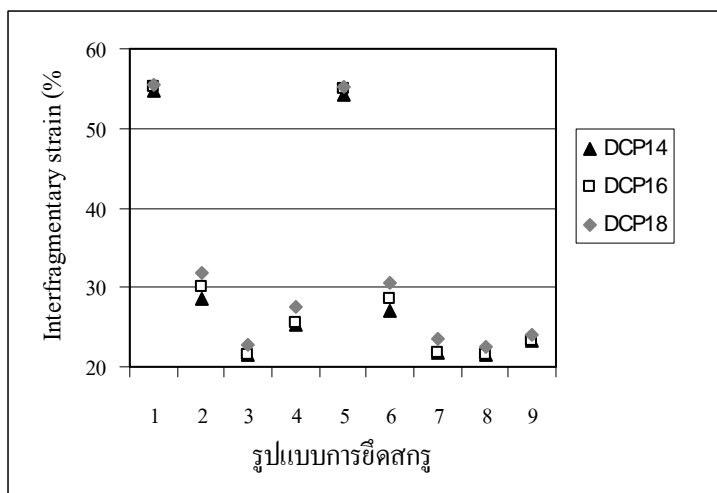
รูปที่ 4.10 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm รับภาระกรรม 70 kg

จากรูปที่ 4.10 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm รับภาระกรรม 70 kg การรักษาโดยใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกที่แตกต่างกัน ในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 18 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุดถัดมาก็จะเป็นขนาด 14 รู และ 16 รู ตามลำดับ

จากการวิเคราะห์ทั้ง 3 กรณีที่ผ่านมา การรักษาภาวะกระดูกหักเกิดช่องว่างระหว่างกระดูกขนาด 1 mm รับภาระกรรมขนาด 50, 60 และ 70 kg การใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู จะให้ผลดีกว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู และ 18 รู

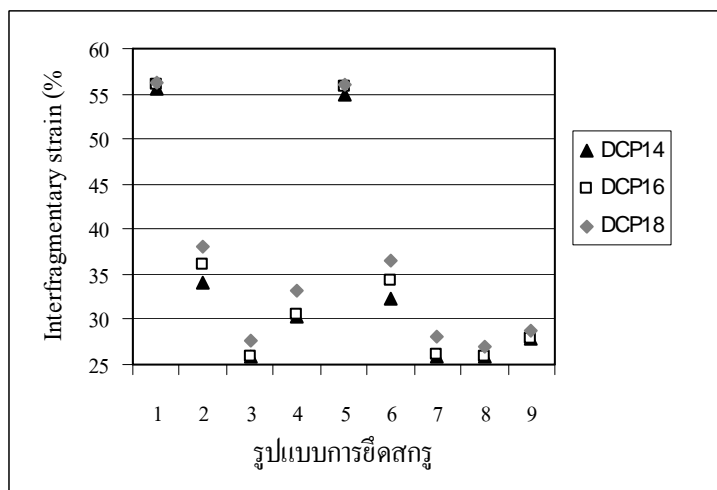
### 4. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm ภาระกรรม 50 kg แสดงดังรูปที่ 4.11

จากรูปที่ 4.11 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm รับภาระกรรม 50 kg ในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู



รูปที่ 4.11 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รับภาระกรรม 50 kg

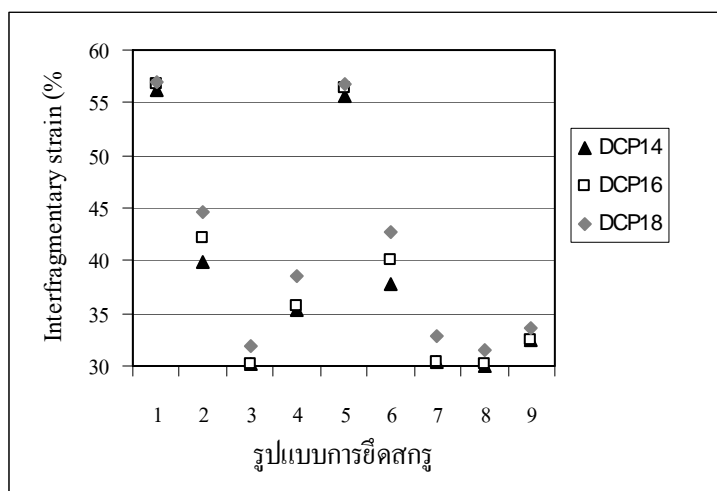
5. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm ภาระกรรม 60 kg แสดงดังรูปที่ 4.12



รูปที่ 4.12 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รับภาระกรรม 60 kg

จากรูปที่ 4.12 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm รับภาระกรรม 60 kg ในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู

6. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm ภาระกรรม 70 kg แสดงดังรูปที่ 4.13



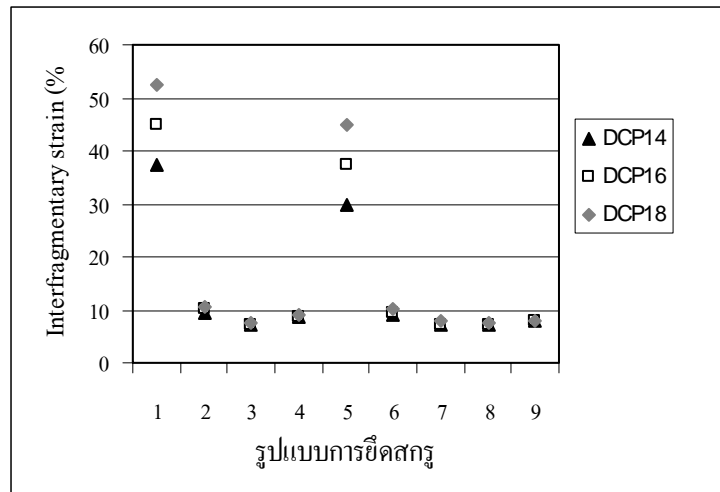
รูปที่ 4.13 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm รับภาระกรรม 70 kg

จากรูปที่ 4.13 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 mm รับภาระกรรม 70 kg ในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู

จากการวิเคราะห์กรณี 4-6 การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักเกิดช่องว่างระหว่างกระดูกขนาด 2 mm รับภาระกรรมขนาด 50, 60 และ 70 kg การใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู จะให้ผลดีกว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู

7. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm ภาระกรรม 50 kg แสดงดังรูปที่ 4.14

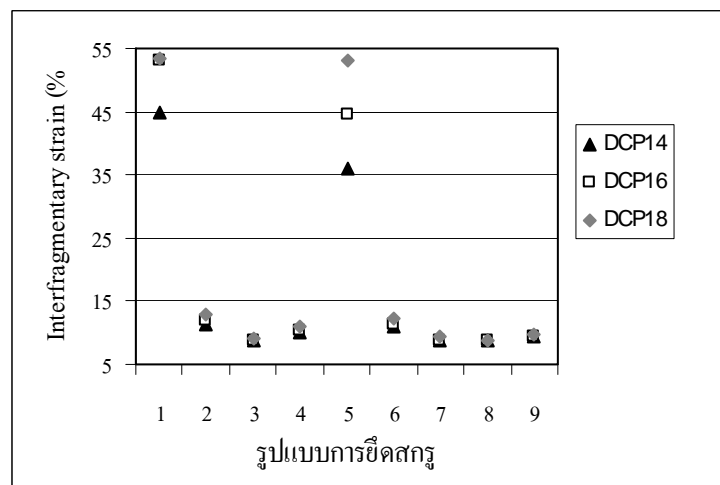
จากรูปที่ 4.14 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm รับภาระกรรม 50 kg ในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู



รูปที่ 4.14 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รับภาระกรรม 50 kg

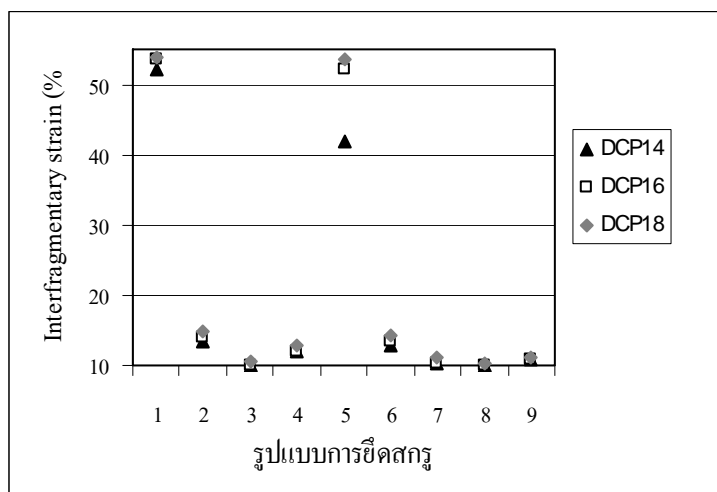
8. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm ภาระกรรม 60 kg แสดงดังรูปที่ 4.15

จากรูปที่ 4.15 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm รับภาระกรรม 60 kg ในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู



รูปที่ 4.15 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รับภาระกรรม 60 kg

9. ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm ภาระกรรม 70 kg แสดงดังรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 แสดง % IFS เมื่อใช้โลหะยึดกระดูกขนาดแตกต่างกัน ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm รับภาระกรรม 70 kg

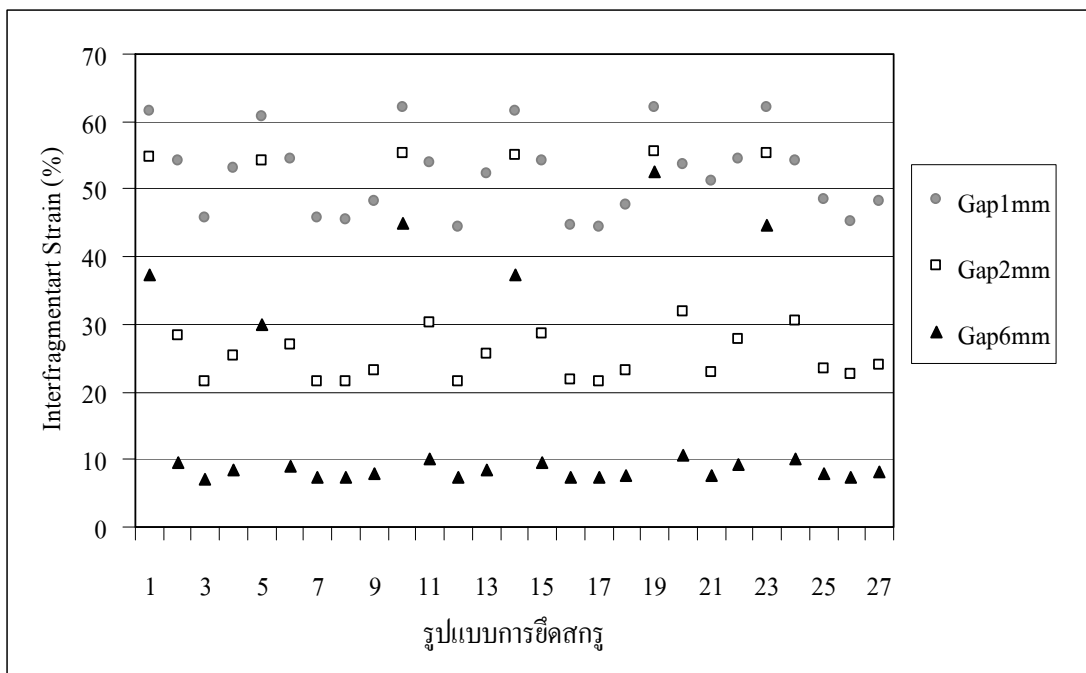
จากรูปที่ 4.16 เมื่อกระดูกหักมีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm รับภาระกรรม 70 kg ในกรณีนี้พบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู จะมีผลต่อการรักษาที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู

จากการวิเคราะห์กรณี 7-9 การรักษาภาวะกระดูกหักเกิดช่องว่างระหว่างกระดูกขนาด 6 mm รับภาระกรรมขนาด 50, 60 และ 70 kg การใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู จะให้ผลดีกว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู แต่ถ้าหากพิจารณาทั้ง 9 กรณี จะเห็นว่า การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักโดยการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกที่แตกต่างกันก็จะส่งผลต่อการรักษาได้ โดยพบว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู ส่วนใหญ่จะมีผลดีต่อการรักษามากกว่าเมื่อเทียบกับโลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู ทำการยึดในรูปแบบเดียวกัน เพราะทำให้ได้ % IFS ที่ดีกว่ากรณีการใช้โลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู และ 18 รู ดังนั้นจึงสามารถเลือกใช้โลหะยึดกระดูกขนาด 14 รู ในการรักษาผู้ป่วยไม่ว่าผู้ป่วยจะกระดูกหักจนทำให้เกิดช่องว่างรอยหักกระดูกเท่าใด แต่ถ้าหากมีช่องว่าง ขนาด 2 mm และ 6 mm ยิ่งจะทำให้เกิดผลดี การใช้แผ่นโลหะขนาดเล็กหรือขนาด 14 รู จะช่วยให้ประหยัดค่าใช้จ่ายในการจัดซื้ออุปกรณ์และยังเป็นการช่วยประหยัดปริมาณวัสดุได้อีกด้วย เพราะจากงานวิจัยแสดงให้เห็นว่า การใช้แผ่น

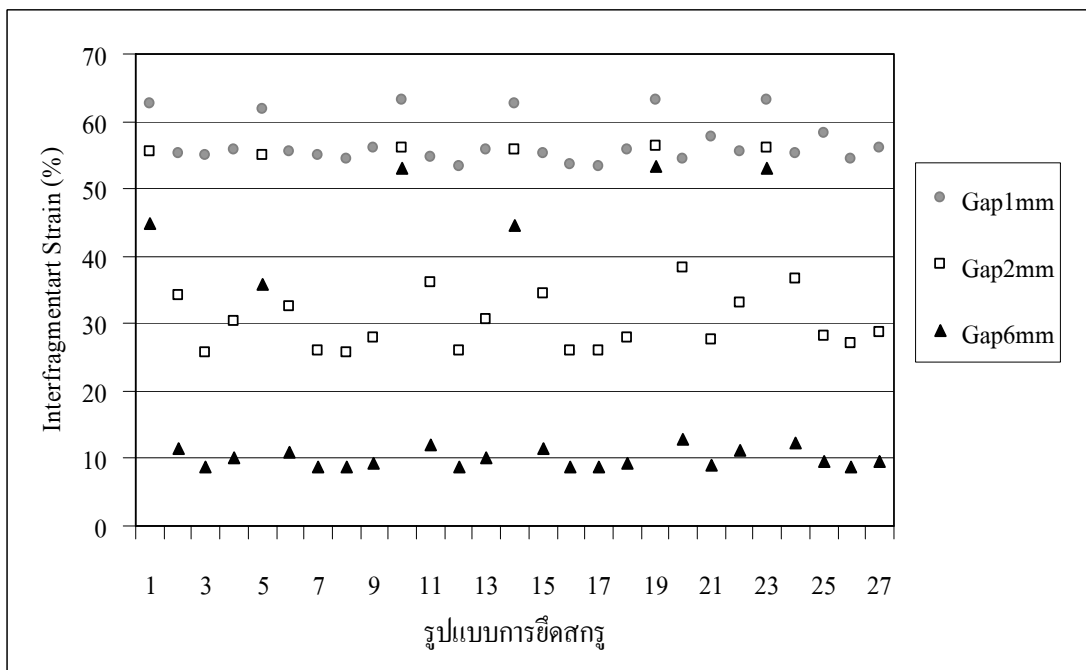
โลหะยึดกระดูกรักษาผู้ป่วยไม่ว่าจะรับภาระกรรมขนาดใด ก็ยังทำให้เกิดการขยับที่ดีกว่าการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกขนาดใหญ่กว่า

#### 4.2.3 ผลกระทบจากระยะห่างระหว่างกระดูก

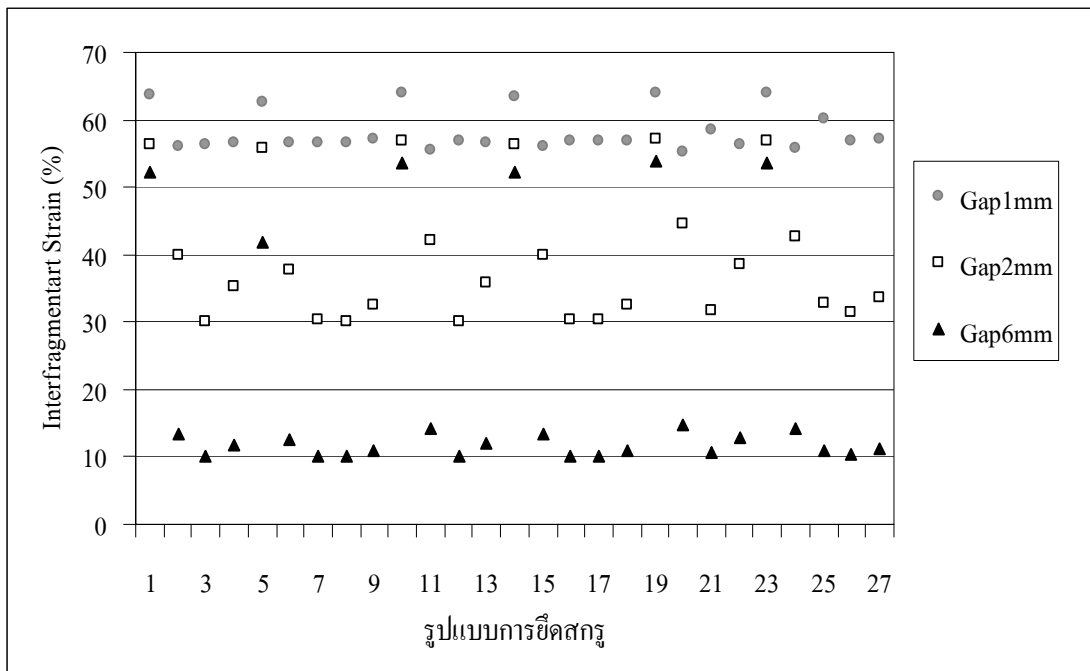
จากผลการจำลองที่ได้นำเสนอเมื่อนำมาวิเคราะห์ผลของระยะช่องว่างรอยหักกระดูก สามารถสรุปได้ว่า การเพิ่มระยะห่างระหว่างกระดูกให้มากขึ้นส่งผลให้เกิดความเครียดหรือการขยับของบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกได้น้อย กระดูก กล้ามเนื้อ และเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกจะได้รับความกระทบกระเทือนน้อย ซึ่งการขยับที่น้อยนั้นจะส่งผลดีต่อการรักษา ทำให้กระดูกติดกันได้เร็วขึ้น ทั้งยังทำให้เกิดความแข็งแรงมากขึ้นเมื่อทำการรักษาเสร็จสิ้น หากจะศึกษาถึงผลกระทบจากระยะช่องว่างรอยหักเพียงอย่างเดียวในกรณีที่กระดูกรับภาระกรรมจากน้ำหนักขนาด 50, 60 และ 70 kg กำหนดระยะห่างระหว่างกระดูกมีขนาด 1, 2 และ 6 mm ตามลำดับ จากรูปที่ 4.17-4.19 พบว่า หากไม่คิดกรณีที่ 1, 5, 10, 14, 19 และ 23 เพราะจากผลกระทบข้อแรกทำการสรุปว่า กรณีดังกล่าวไม่เหมาะสมต่อการรักษา จะได้ว่าการทำให้เกิดช่องว่างระหว่างกระดูกขนาด 6 mm จะเป็นผลดีต่อการรักษาผู้ป่วย เนื่องจากมีค่า % IFS ที่ใกล้เคียงกับ 10 ไม่ว่าจะได้รับภาระกรรมขนาดใด ส่วนช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 2 mm ค่า % IFS ที่ได้ จะอยู่ในช่วง 20-30% เมื่อรับภาระกรรม 50 kg ค่าจะเพิ่มขึ้นประมาณ 6% และ 8% เมื่อรับภาระกรรมขนาด 60 และ 70 kg ตามลำดับ กรณีช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 1 mm ค่า % IFS ที่ได้มีค่ากระจายตั้งแต่ 42-55% เมื่อรับภาระกรรม 50 kg ค่าจะเพิ่มขึ้นประมาณ 6% และ 8% เมื่อรับภาระกรรมขนาด 60 และ 70 kg ตามลำดับ สรุปแล้วก็คือ การใช้ช่องว่างรอยหักกระดูกขนาด 6 mm ทำให้เกิดประสิทธิภาพต่อการรักษาได้ดีที่สุด แต่ทั้งนี้ทั้งนั้นการรักษาอาจจะไม่ทำให้สัมฤทธิ์ผลได้ เนื่องจากยังมีปัจจัยอื่น ๆ ที่ส่งผลกระทบต่อความคิดของกระดูก ดังจะกล่าวในข้อหัวข้อต่อไป



รูปที่ 4.17 ค่า % IFS ของกระดูกที่มีช่องว่าง 1, 2 และ 6 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 50 kg



รูปที่ 4.18 ค่า % IFS ของกระดูกที่มีช่องว่าง 1, 2 และ 6 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 60 kg



รูปที่ 4.19 ค่า % IFS ของกระดูกที่มีช่องว่าง 1, 2 และ 6 mm รับน้ำหนักร่างกายขนาด 70 kg

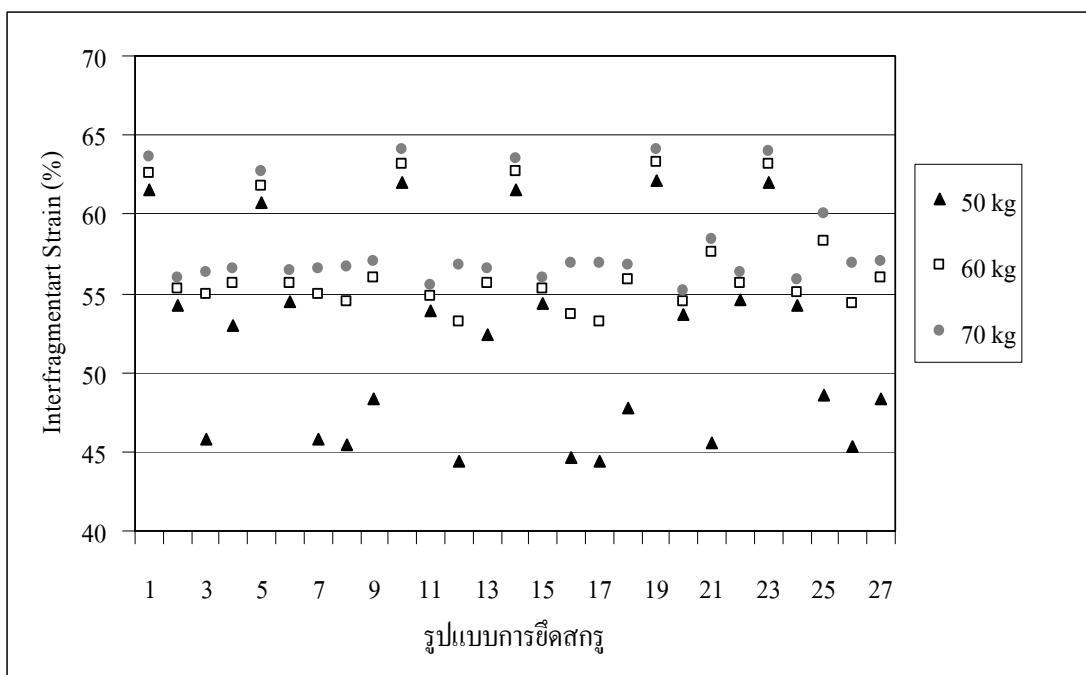
#### 4.2.4 ผลกระทบจากภาระกรรมของน้ำหนักตัว

ปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อการรักษาอีกอย่างก็คือ ภาระกรรม จากผลการวิเคราะห์รูปที่ 4.20-4.22 พบว่าการขยับจะเกิดขึ้นได้น้อยเมื่อรับภาระกรรม 50 kg และจะเกิดการขยับมากเมื่อรับภาระกรรม 70 kg ดังนั้นในการรักษาไม่เพียงแต่ดูผลกระทบของระยะช่องว่างรอยหักกระดูก รูปแบบการยึดสกรูและขนาดแผ่น DCP เท่านั้น ยังต้องคำนึงถึงภาระกรรมที่กระดูกได้รับด้วย ในบางครั้งการรักษาอาจจะไม่ประสบผลสำเร็จ อันเนื่องมาจากการรับภาระกรรมที่เกินความสามารถของแผ่น โลหะทำให้แผ่นโลหะยึดกระดูกเกิดความเสียหายก่อนที่กระดูกจะเกิดการสร้างเนื้อกระดูกใหม่เป็นผลทำให้กระดูกไม่ติดกัน ซึ่งอาจต้องผ่าตัดเพื่อทำการยึดโลหะและสกรูใหม่

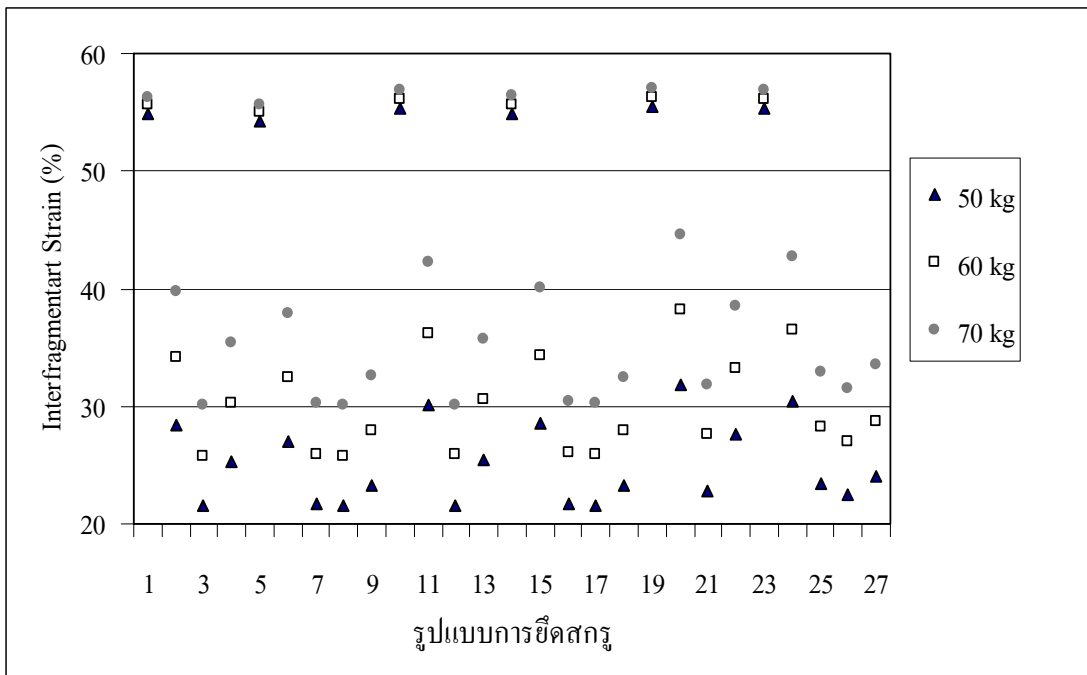
จากการอภิปรายผลกระทบจากรูปแบบการยึดสกรู กล่าวว่าการยึดสกรูบริเวณใกล้กับช่องว่างรอยหักกระดูกจะทำให้สามารถควบคุมการขยับบริเวณรอยหักกระดูกได้ดี ดังรูปแบบการยึดสกรูตามรูปแบบที่ 3, 8, 12, 17, 21 และ 26 อย่างไรก็ตามจากรูปที่ 4.20 ผลของการยึดสกรูทั้ง 6 รูปแบบดังกล่าวเมื่อใช้กับการรับภาระกรรมของน้ำหนักขนาด 60 และ 70 kg กลับให้ผลที่ไม่ดี อันเนื่องมาจาก ในการกำหนดช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 mm เมื่อรับในปริมาณที่มากจะ



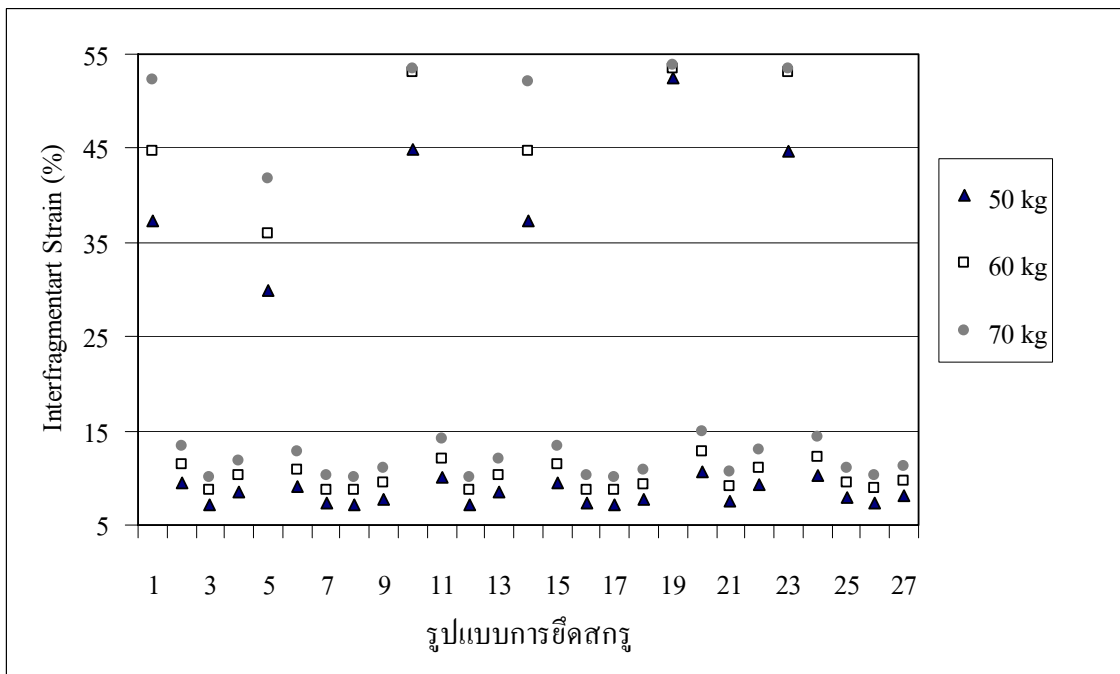
ทำให้เกิดการเคลื่อนตัวมาชนกันของกระดูกบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกมีผลทำให้ค่าที่คำนวณได้จากโปรแกรมมีความผิดพลาดไป และไม่เป็นไปตามแนวโน้มที่ควรจะเป็น



รูปที่ 4.20 ผลของภาระกรรมต่อ % IFS เมื่อกำหนดช่องว่างรอยหักกระดูก 1 mm



รูปที่ 4.21 ผลของภาระกรรมต่อ % IFS เมื่อกำหนดช่องว่างรอยหักกระดูก 2 mm



รูปที่ 4.22 ผลของภาระกรรมต่อ % IFS เมื่อกำหนดช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm

โดยทั่วไปแล้วการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก มิใช่ให้ผู้ป่วยเดินหรือวิ่งได้เลยหลังจากทำการผ่าตัดใส่แผ่นโลหะยึดกระดูก แต่อาจจะมีการกระตุ้นเล็กน้อยหรือทำกายภาพบำบัดเพื่อให้เกิดการขยับบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกตามค่า % IFS ที่เหมาะสมคือช่วง 5-10% โดยกระตุ้นด้วยน้ำหนักตัว ค่อย ๆ ลงน้ำหนักเป็นช่วงเวลาเล็กน้อย ทำเป็นประจำทุกวัน จนกว่ากระดูกที่สร้างใหม่มีความแข็งแรง และทำการรักษาตามรูปแบบที่เหมาะสมโดยคำนึงถึงผลกระทบจากปัจจัยทั้ง 4 ก็จะช่วยให้การรักษาได้ประสิทธิผล ได้กระดูกใหม่ที่แข็งแรง และหายจากภาวะทุพพลภาพได้อย่างรวดเร็ว

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการวิจัยโดยสรุปและข้อเสนอแนะในการดำเนินการทำวิจัยต่อไป หัวข้อ 5.1 กล่าวถึงผลสรุปของการวิจัย ได้แก่ รูปแบบการยึดสกรูที่ทำให้ได้ค่า Interfragmentary Strain อยู่ระหว่าง 5-10% หัวข้อ 5.2 กล่าวถึงข้อเสนอแนะในการดำเนินการทำวิจัยต่อไปเพื่อปรับปรุงและพัฒนาให้ได้รูปแบบการยึดที่ดีที่สุด เหมาะกับผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักมากยิ่งขึ้น

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

การศึกษาในครั้งนี้ กระทำบนพื้นฐานการวิเคราะห์ขั้นต้น การกำหนดค่าต่าง ๆ จะเป็นการกระทำอย่างง่าย ไม่ว่าจะเป็นรูปแบบของรอยหักกระดูกซึ่งเป็นแบบ Transverse การสมมติให้กระดูกเป็นวัสดุไอโซโทรปิกและใช้โปรแกรมสำเร็จรูปในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ทำการวิเคราะห์เพื่อหาค่า Interfragmentary Strain ของรูปแบบการยึดด้วยแผ่นโลหะยึดกระดูกที่แตกต่างกัน บนภาระกรรมของน้ำหนักตัวที่แตกต่างกันด้วย จากการสืบค้นงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ทำให้สามารถระบุ % IFS ที่เหมาะสมอยู่ในช่วง 5-10% จากการวิเคราะห์พบว่ารูปแบบของการยึดสกรู ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดูก ขนาดช่องว่างรอยหัก และภาระกรรมที่เกิดจากน้ำหนักตัวล้วนแล้วแต่มีผลต่อการยับยั้งตัวบริเวณรอยหักของกระดูกทั้งสิ้น และยังเป็นปัจจัยสำคัญในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกภาวะต้นขาหักอีกด้วย ซึ่งขอสรุปเป็นข้อ ๆ ดังนี้

1. ควรยึดสกรูตรงตำแหน่งใกล้กับรอยหักกระดูก เพราะจะสามารถควบคุมการยับยั้งของบริเวณกระดูกต้นขาหักได้ดีทำให้ค่าความเครียดที่เกิดขึ้นมีค่าน้อยกว่า หรือใกล้เคียง 10 มากกว่าการยึดตำแหน่งที่ปลายหรือยึดแบบกระจายโดยรูปแบบที่ดีที่สุดของงานวิจัยครั้งนี้ ได้แก่ รูปแบบที่ 3, 8, 12, 17, 21 และ 26

2. การใช้โลหะยึดกระดูก จากผลการวิจัยพบว่า การใช้แผ่นโลหะขนาด 14 รู ส่วนใหญ่แล้วจะให้ผลดีกว่าการใช้แผ่นโลหะขนาด 16 รู หรือ 18 รู ไม่ว่าจะกรณีการเกิดช่องว่างรอยหักกระดูก 1, 2 หรือ 6 mm รับภาระกรรมขนาด 50, 60 หรือ 70 kg ยังสามารถควบคุมการยับยั้งได้ดีกว่า

3. ผลกระทบที่เกิดจากช่องว่างรอยหักกระดูกจากการวิจัยพบว่าที่ภาวะเกิดช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm จะทำให้ % IFS มีค่าใกล้เคียงกับ 10 มากกว่า กรณีช่องว่างรอยหักกระดูก

1 mm และ 2 mm ดังนั้นในการรักษาถ้าจะให้ผลที่ดีก็ควรพยายามทำให้เกิดช่องว่างรอยหักเท่ากับ 6 mm เพื่อเป็นการช่วยควบคุมการขยายที่เกิดขึ้น เกิดการรบกวนกล้ามเนื้อและเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกให้น้อยที่สุดจึงจะเป็นผลดีต่อการรักษา

4. ผลจากภาวะกรรม เนื่องจากภาวะกรรมเป็นปัญหาที่สำคัญที่เป็นตัวการที่ทำให้เกิดการขยายเพราะถ้าภาวะกรรมมากก็จะทำให้เกิดการขยายมาก หรือถ้ามากจนเกินความสามารถของแผ่นโลหะยึดกระดูกอาจจะทำให้เกิดความเสียหายกับแผ่นโลหะ และไม่ทำให้ผู้ป่วยหายจากภาวะกระดูกต้นขาหัก ในงานวิจัยครั้งนี้กรณีช่องว่างรอยหักกระดูก 6 mm ยึดด้วยสกรูทั้ง 27 รูปแบบรับภาวะกรรม 50 kg จะให้ผลดีเกิดการขยายบริเวณรอยหักได้เหมาะสมเมื่อเทียบกับกรณีรับภาวะกรรม 60 หรือ 70 kg ดังนั้น หากผู้ป่วยมีน้ำหนักตัวเยอะ การยึดสกรูด้วยรูปแบบที่ทำงานวิจัยครั้งนี้ อาจไม่เหมาะสม ซึ่งจะขอล่าวเพิ่มเติมในหัวข้อถัดไป

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

1. เนื่องจากปัญหาการในการศึกษาในครั้งนี้เป็นปัญหาอย่างง่าย และใช้รูปแบบของกระดูกรูปแบบเดียว ทำให้ไม่มีความหลากหลายของลักษณะโครงสร้างกระดูก ซึ่งลักษณะโครงสร้างกระดูกของมนุษย์จะมีความแตกต่างกัน ไม่ว่าจะเป็นเรื่องของขนาด หรือความแข็งแรง ทั้งนี้ขึ้นกับปัจจัยหลายอย่างไม่ว่าจะเป็นสภาพแวดล้อม การรับประทานอาหาร ลักษณะการใช้งาน ดังนั้นการวิเคราะห์นี้อาจจะไม่เหมาะสมกับผู้ที่มึลักษณะกระดูกที่แตกต่างไป หากต้องการผลที่ชัดเจนก็ควรจะมีการศึกษาในโครงสร้างกระดูกหลาย ๆ รูปแบบ

2. รูปแบบการยึดสกรูที่ศึกษาเป็นเพียงบางส่วนเท่านั้น ในความเป็นจริงการยึดสกรูสามารถกระทำได้หลากหลายรูปแบบ และอาจจะให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าก็เป็นได้

3. จำนวนสกรูที่ใช้ถ้าใช้จำนวนน้อยที่สุดก็จะเป็นผลดีต่อผู้ป่วย เนื่องจากเวลาผู้ป่วยหายจากภาวะกระดูกต้นขาหักนั้นต้องมีการผ่าตัดเพื่อเอาแผ่นโลหะและสกรูออกหากสกรูมีจำนวนมากก็จะส่งผลต่อกล้ามเนื้อ และเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกได้ แต่ถ้ายึดสกรูน้อยเกินไปก็จะมีผลต่อการรับภาวะกรรมยิ่งภาวะกรรมมากก็ควรยึดสกรูมากขึ้น

4. กรณีของภาวะกรรมหากมีมากเกินความสามารถของแผ่นโลหะยึดกระดูก อาจจะต้องออกแบบแผ่นโลหะใหม่ที่เหมาะสมกับผู้ป่วยที่มีน้ำหนักมาก หรือเปลี่ยนวัสดุ เพื่อความแข็งแรงทนทาน เพราะอาจจะเป็นการยากที่จะเปลี่ยนขนาดของแผ่นโลหะให้หนาขึ้น เพราะถ้ามีขนาดใหญ่เกินไปอาจจะส่งผลเสียต่อร่างกาย ทำลายกล้ามเนื้อแล้วเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกให้ผลเสียมากกว่าผลดีก็เป็นได้ จึงควรมีการศึกษาต่อไป

5. ในการวิจัยครั้งต่อไปอาจมีการเปลี่ยนแปลงปรับปรุงการกำหนดคุณสมบัติของกระดูกให้เป็นแบบ Anisotropic เพื่อให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากขึ้น
6. ในการวิจัยครั้งต่อไปอาจมีการปรับเปลี่ยนคุณสมบัติของแผ่นโลหะตามกระดูก (DCP) โดยใช้วัสดุประเภทอื่นที่ไม่เป็นอันตรายต่อมนุษย์ เพื่อให้ได้วัสดุที่เหมาะสมยิ่งขึ้น

## รายการอ้างอิง

- Arazi M, Yalcin H, Turakcioylu N, Dasci 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;25:521-524.
- Bailon-Plaxa A, Vander Meulen M.C.H. Beneficial effects of moderate delayed of excessive loading on bone healing. **J of Biomechanics** 2003:1069-1077.
- 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:S132-S147.
- Court-Brown C.M. Femoral Diaphyseal fracture. **Skeletal Trauma** 2003:1879-1956.
- Egol KA., Kubiak EN., Fulkerson E., Kummer FJ., and Koval KJ., 2004. Biomechanics of locked plates and screw. **Journal of Orthopaedic Trauma.** 18(8):488-493.
- Gardner TN, Mishra S. The biomechanical environment of a bone fracture and its influence upon the morphology of healing. **Medical Engineering and Physics** 2003;25:455-464.
- Goodship A.E., Kenwright J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. **The journal of bone and joint surgery** 1985;67-B(4):650-655.
- Kenwright J, Goodship AE. Controlled Mechanical Stimulation in the Treatment of Tibial Fractures. **Clinical Orthopaedics and Related research** 1989: 36-47.
- Krettek C, Muller M, Miclau T. **Evolution of Minimally Invasive Palate osteosynthesis (MIPO).** Injury 2001; 32(3):S-C14-23.
- Lacroix D, Prendergast PJ. Prediction of tissue differentiation during fracture healing-influence of mechanical loading. **Clinical Orthopaedics and Related research** 1997: 539-548.
- Perren SM., Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. **Clinical Orthopaedics and Related research.** 1979; 175-196.
- Robert L. Norton. **Machine design an Integrated Approach.** 2<sup>nd</sup> ed. Prentice-Hall Inc: United States of America, 2000.

Starr A.J., Bucholz R.W. Fracture of the shaft of the femur. **Rockwood and Green's fracture in Adults** 2001:1683-1730.

S. J. Hall., **Basic Biomechanis.** 3<sup>rd</sup> ed. McGraw-Hill: New Delhi, 1999.

V. Waide, L. Critofolimi, J. Stolk, N. Verdonshot and A. Toni, Experiment investigation of bone remodeling using composite femurs. **Clinical Biomechanical.** Vol. 18. 2003: 523-536.

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

Whittle A.P., Wood II G.W. **Fracture of lower extremity Campbell's operative orthopaedics** 2003:2825-2854.

บุญธรรม วงศ์ไชย, ศุภสิทธิ์ รอดขวัญ. การวิเคราะห์ความเค้นในกระดูกและแผ่นโลหะรับแรงอัดทางพลศาสตร์ที่ยึดติดอยู่บนกระดูกช่วงหน้าขาของคน. การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 18 วันที่ 18-20 ตุลาคม 2547 จังหวัดขอนแก่น.

ศุภชัย ตระกูลทรัพย์ทวี, สถาพร ว่างฉาย. **SolidWorks/COSMOSWorks** ขั้นพื้นฐาน. สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น, 2549.



ภาคผนวก ก

ผลเฉลยแม่นยำตรงของปัญหาแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู

### ก.1 ความเค้น (Stress)

ความเค้นเกิดจากแรงกระทำในทิศทางมาตรฐาน 3 แนวแกน การเขียนตัวแปรแทนความเค้นในระบบ 3 มิติจะคล้ายกับระบบ 2 มิติ ในการหาค่าความเค้นสูงสุดในแต่ละระนาบเราเรียกว่าความเค้นหลัก (Principal Stress) ซึ่งมีทิศทางตั้งฉากกับระนาบที่มีค่าความเค้นเฉือนเท่ากับศูนย์ สามารถเขียนแทนด้วยตัวแปร  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  และ  $\sigma_3$  และสามารถนำไปหาความเค้นตั้งฉากเฉลี่ย (Mean Normal Stress)  $\sigma_m$  นิยามโดยเป็นค่าเฉลี่ยของความเค้นตั้งฉากทั้งหมดของระบบความเค้นคือ

$$\sigma_m = \frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \quad (ก.1)$$

ซึ่งจะพบว่าความเค้นเฉลี่ยนี้จะเท่ากับ Octahedral Normal Stress

### ก.2 ความหนาแน่นของความเค้น (Stress concentration)

ชิ้นงานที่มีหน้าตัดสม่ำเสมอ เมื่อรับแรงที่มีขนาดคงที่การกระจายของความเค้นจะมีค่าสม่ำเสมอคงที่ตลอดหน้าตัด แต่ในกรณีที่มีหน้าตัดมีการเปลี่ยนแปลงแบบทันที เช่น ทำเป็นร่อง รูเจาะ และลบมุม การกระจายของความเค้นบนหน้าตัดตรงตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงนั้นจะเป็นไปอย่างไม่สม่ำเสมอ ผลของความไม่ต่อเนื่อง (Discontinuity) ของพื้นที่หน้าตัดของแท่งวัสดุทำให้เกิดความเค้นหนาแน่นซึ่งแสดงให้เห็นเป็นเส้นการไหลของความเค้น (Stress Trajectory) บนหน้าตัดที่มีการเปลี่ยนแปลงนั้นสามารถคำนวณความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นจริงจากความเค้นเฉลี่ย ได้ จากความสัมพันธ์ในสมการ ก.2

$$K_C = \frac{\sigma_{act}}{\sigma_{ave}} \quad (ก.2)$$

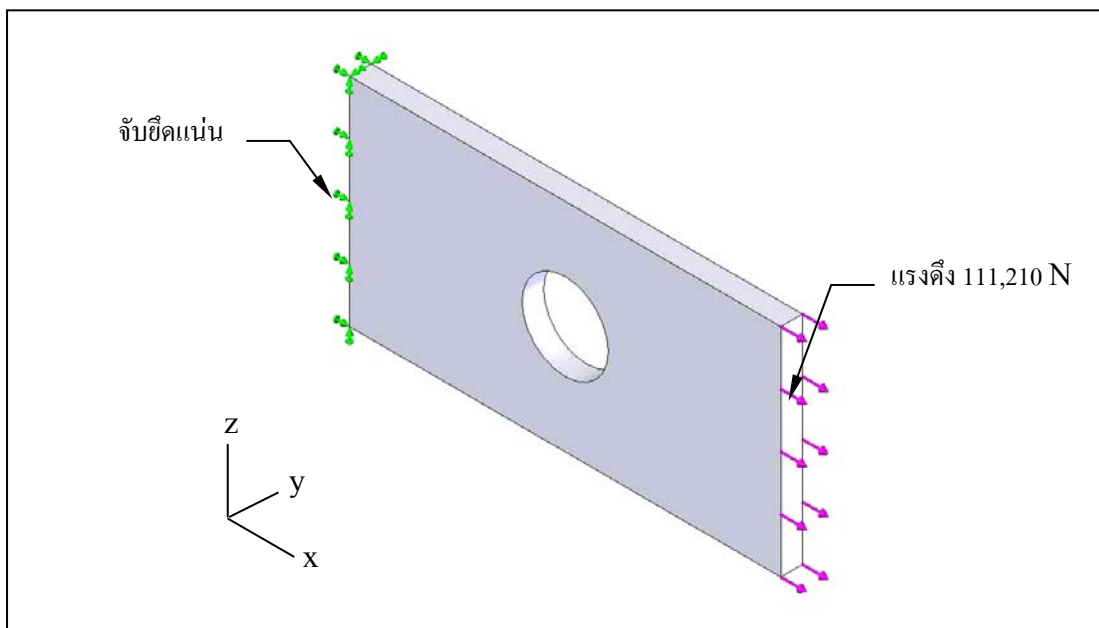
โดยที่  $K_C$  = ค่าคงที่ความหนาแน่นของความเค้น (พิจารณาจากกราฟ)

$\sigma_{act}$  = ความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นจริง

$\sigma_{ave}$  = ความเค้นเฉลี่ย หรือเท่ากับ  $\sigma_m$

### ก.3 การหาค่าความหนาแน่นของความเค้นและความเค้นสูงสุด

แผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมผืนผ้ากว้าง  $b = 100 \text{ mm}$  หนา  $h = 10 \text{ mm}$  รูเจาะมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง  $d = 40 \text{ mm}$  รับแรงดึงในแนวนอน  $P$  เท่ากับ  $25,000 \text{ lb}$  หรือ  $111,210 \text{ N}$  วัสดุทำจากเหล็ก AISI 304



รูปที่ ก.1 แผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมเจาะรูรับแรงดึง

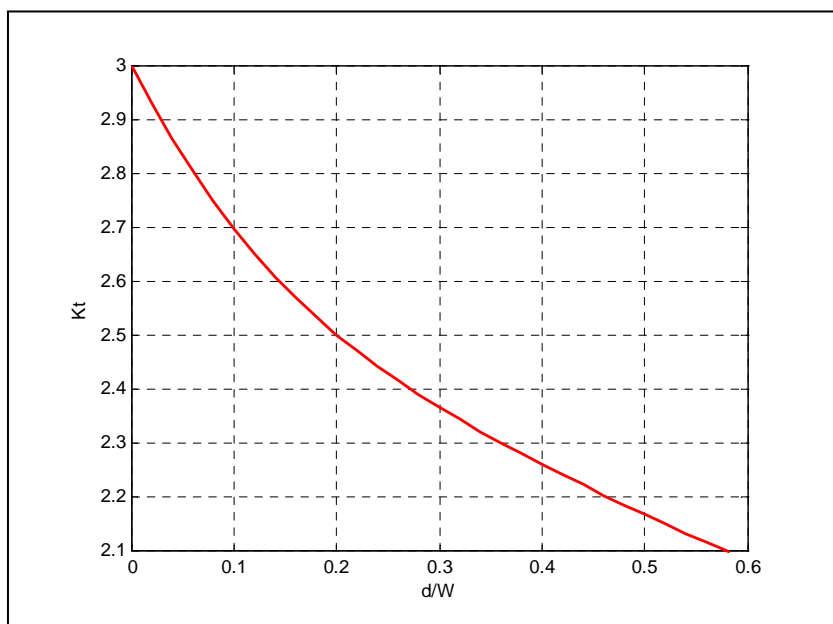
1. ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางต่อความกว้าง  $(d/b) = (40 \text{ mm}/100 \text{ mm}) = 0.4$  และขนาดพื้นที่หน้าตัดบริเวณรูเจาะคือ  $A = (b-d)h$
2. จากกราฟแสดงความหนาแน่นของความเค้น จะได้ตัวประกอบความเค้นหนาแน่น  $K_C = 2.25$
3. ความเค้นเฉลี่ยและค่าความเค้นสูงสุดตามแนวแกน  $x$

$$A_{\text{net}} = (b-d)h = (100 \text{ mm} - 40 \text{ mm}) 10 \text{ mm} = 600 \text{ mm}^2 = 0.6 \times 10^{-3} \text{ m}^2$$

$$\sigma_{\text{ave}} = \frac{P}{A_{\text{net}}} = \frac{111,210 \text{ N}}{600 \text{ mm}^2} = 185.35 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{\text{act}} = K_C \sigma_{\text{ave}} = 2.25 (185.35 \text{ MPa}) = 417.04 \text{ MPa} \quad (\text{ก.3})$$

ผลลัพธ์จากการคำนวณด้วยมือนั้นสามารถทำได้เพียงแต่ต้องใช้เวลาและมีข้อจำกัดด้านรูปร่างของชิ้นงาน ในเบื้องต้นสามารถที่จะหาค่าความเค้นสูงสุดตามแนวแกน x ได้ 407.77 MPa จากนั้นนำไปหาค่าความเครียด (Strain)



รูปที่ ก.2 กราฟแสดงความหนาแน่นของความเค้น

4. ความเครียด ณ ตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดตามแนวแกน x

$$\varepsilon_{\text{act}} = \frac{\sigma_{\text{act}}}{E}$$

โดยที่

$$\varepsilon_{\text{act}} = \text{ค่าความเครียดที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งความเค้นสูงสุด}$$

$$\sigma_{\text{act}} = \text{ความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นจริง}$$

$$E = \text{ค่าโมดูลัส ความยืดหยุ่น (Young's Modulus)}$$

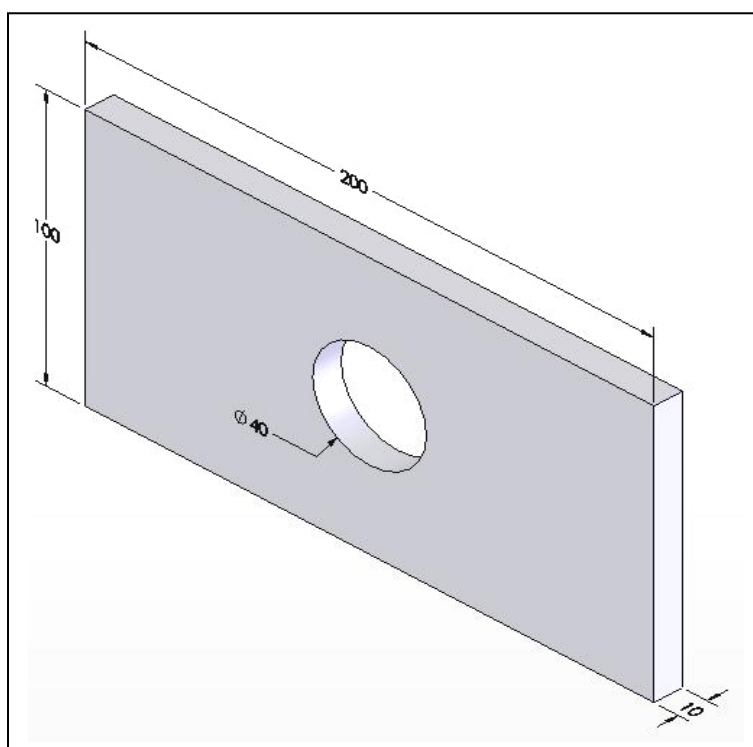
จะได้ว่า

$$\varepsilon_{\text{act}} = \frac{417.04 \text{ MPa}}{1.9 \times 10^{11} \text{ Pa}} = 2.195 \times 10^{-3} \text{ mm/mm} \quad (\text{ก.4})$$

ผลของค่าความเครียด ณ ตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดตามแนวแกน x ที่คำนวณได้ มีค่าเท่ากับ 0.00215 mm

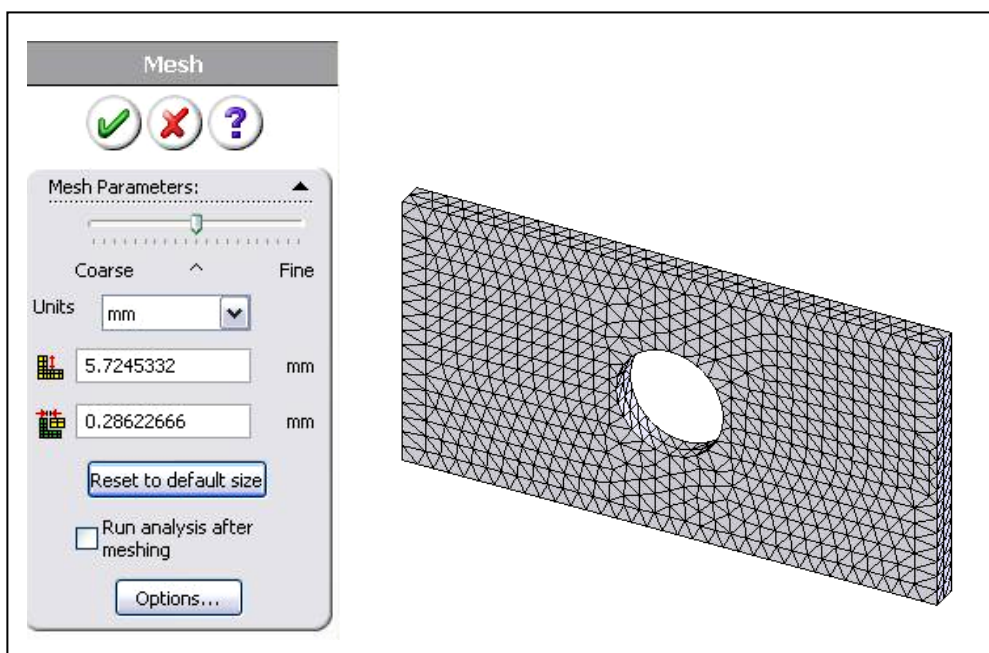
#### ก.4 การคำนวณด้วยโปรแกรม

เริ่มจากการสร้างชิ้นงาน ดังรูป ก.3 เพื่อวิเคราะห์หาค่าความเค้นสูงสุด โดยเป็นการวิเคราะห์แรงกระทำแบบสถิตยศาสตร์ โดยการใช้โปรแกรม COSMOSWorks

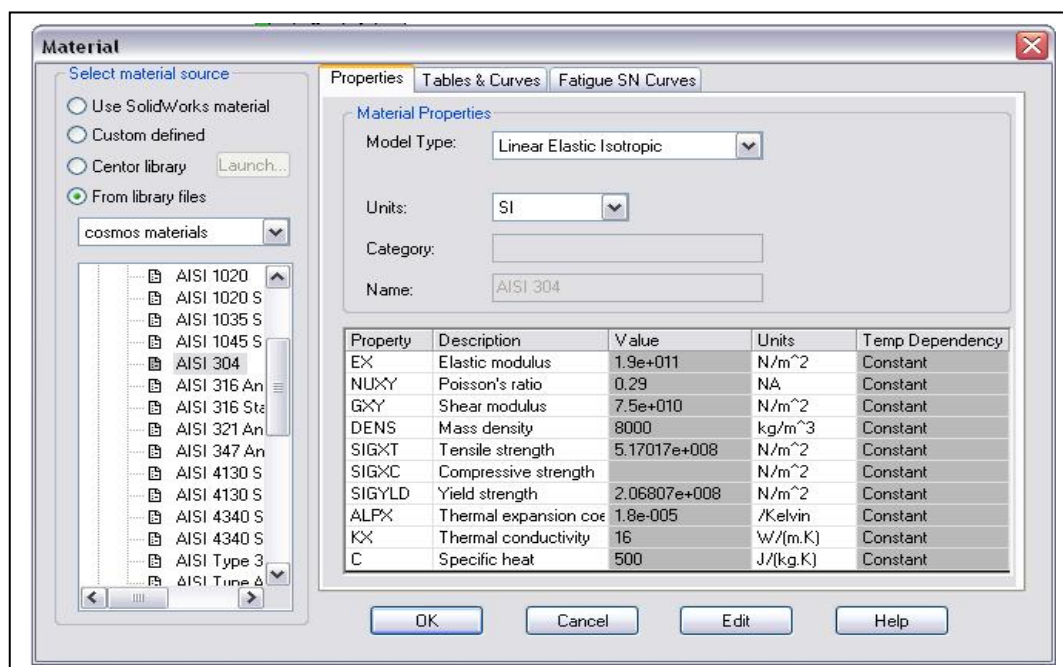


รูปที่ ก.3 แผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรูที่สร้างจากโปรแกรม SolidWorks

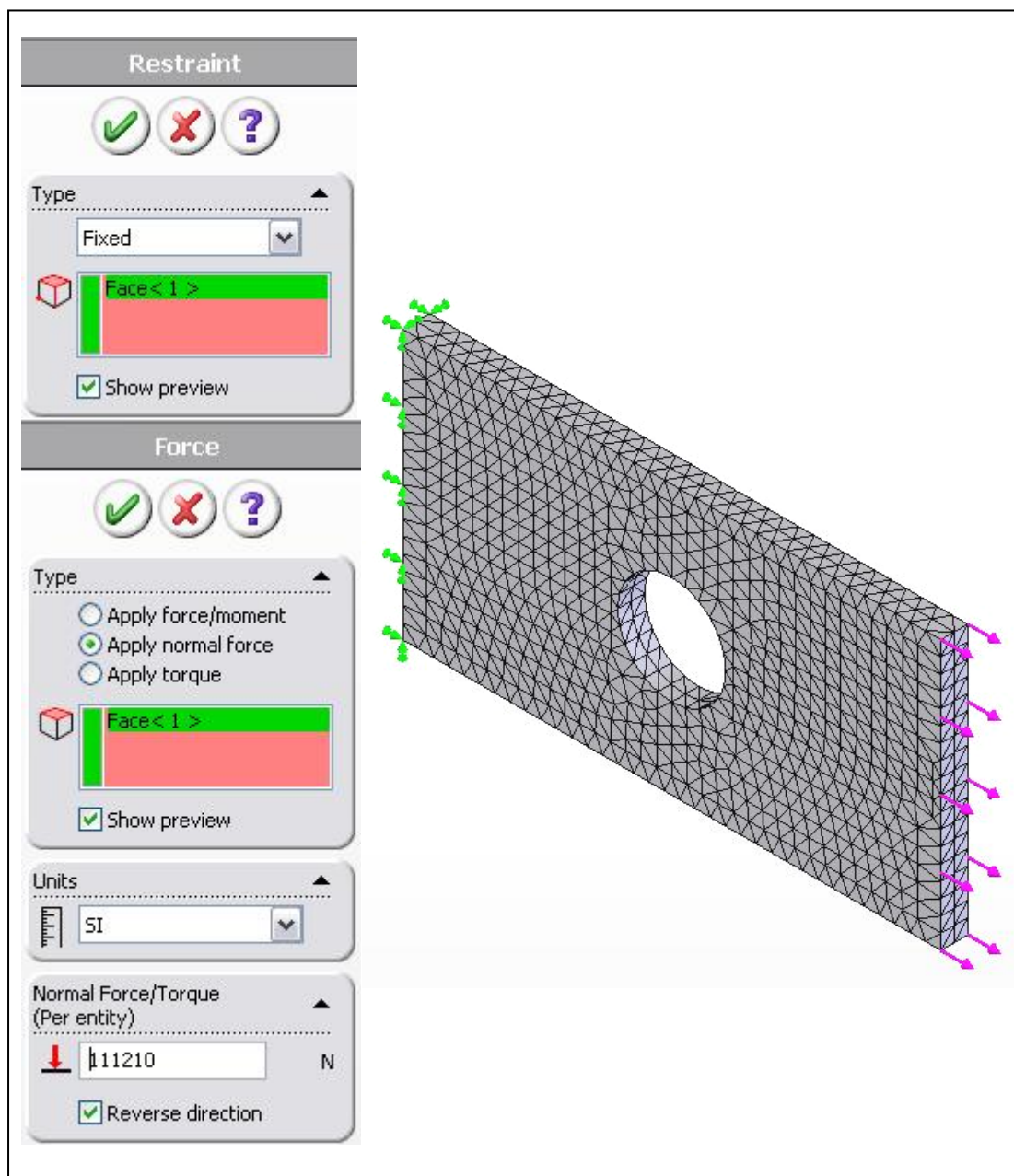
เมื่อได้ชิ้นงานตามต้องการแล้วก็ทำการแบ่งชิ้นงานออกเป็นชิ้นส่วนเล็ก ๆ (Meshing) โดยขั้นตอนการสร้างเอลิเมนต์โปรแกรม COSMOSWorks จะสร้างเอลิเมนต์อัตโนมัติเป็นเอลิเมนต์ลำดับที่หนึ่งทรงสี่หน้าโดยขนาดของเอลิเมนต์ถูกกำหนดโดยอัตโนมัติ (Default) เป็นเอลิเมนต์ขนาดกลางซึ่งมีขนาดของเอลิเมนต์เท่ากับ 5.7245332 mm และขนาดความถี่เท่ากับ 0.28622666 mm ขนาดเอลิเมนต์จะมีค่าเทียบกับเส้นผ่านศูนย์กลางทรงกลมที่เล็กที่สุดที่บรรจุเอลิเมนต์หนึ่งเอลิเมนต์ แสดงดังรูปที่ ก.4 ขั้นตอนต่อมาเป็นการกำหนดคุณสมบัติวัสดุ ในที่นี้กำหนดให้แผ่นเหล็กสี่เหลี่ยมทำจากวัสดุ AISI 304 ซึ่งเราสามารถกำหนดคุณสมบัติของวัสดุได้จากข้อมูลคุณสมบัติที่มีอยู่ในโปรแกรม ดังรูปที่ ก.5 จากนั้นทำการกำหนดชนิดการจับยึด (Restrain Type) เป็นแบบจับยึดแน่น (Fixed) และแรงกระทำ (Loads) กำหนดเป็นแรงดึง (Tensile) ที่กระทำแบบตั้งฉากบนพื้นผิว (Normal Force) แสดงดังรูปที่ ก.6



รูปที่ ก.4 สร้างเอลิเมนต์ให้กับชิ้นงาน



รูปที่ ก.5 ตารางคุณสมบัติวัสดุ AISI 304



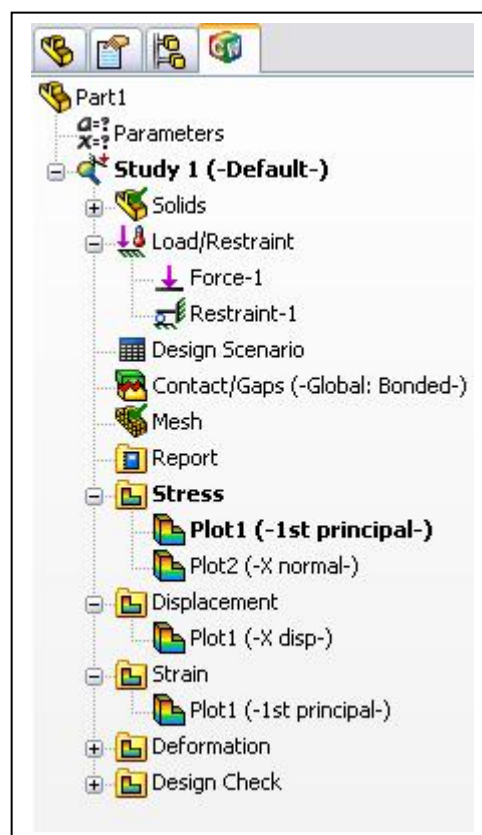
รูปที่ ก.6 การกำหนดการจับยึดและแรงที่กระทำบนชิ้นงาน

จากนั้นก็จะเป็นขั้นตอนของการประมวลผลของโปรแกรม (Run) หลังจากการประมวลผลเสร็จสมบูรณ์ COSMOSWorks จะสร้างพล็อตขึ้นเพื่อเก็บรายละเอียดของผลเฉลยโดยอัตโนมัติ ดังนี้

- ความเค้น (Stress)

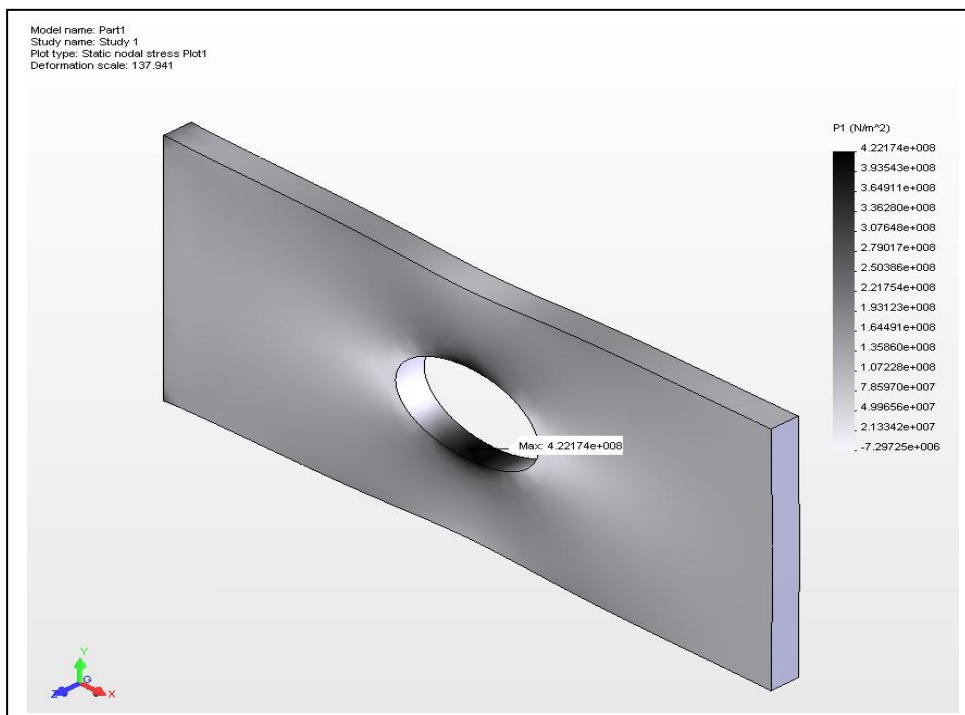
- ระยะการเคลื่อนตัว (Displacement)
- ความเครียด (Strain)
- การเสียรูป (Deformation)
- ตรวจสอบความปลอดภัย (Design Check)

ในแต่ละโฟลเดอร์จะสร้างรูปผลลัพธ์แยกไปตามลักษณะของคำตอบ ซึ่งสามารถเพิ่มเงื่อนไขการแสดงผลได้ตามต้องการ ดังรูป ก.7 ภายในโฟลเดอร์ Stress และ Strain ดังรูปที่ ก.7 จะมีผลลัพธ์ที่แสดงดังรูปที่ ก.8-9 ตามลำดับ

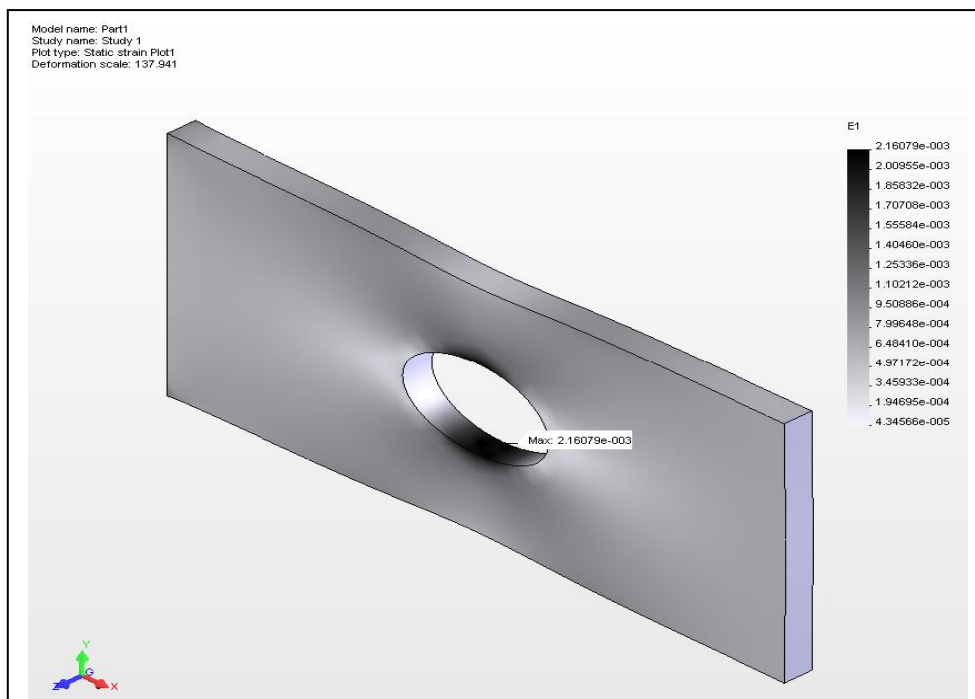


รูปที่ ก.7 โฟลเดอร์ของผลเฉลย





รูปที่ ก.8 ผลของค่าความเค้นตามแนวแกน x ที่ได้จากโปรแกรม



รูปที่ ก.9 ผลของค่าความเครียดตามแนวแกน x ที่ได้จากโปรแกรม

ผลจากการคำนวณด้วยโปรแกรมจะได้ค่าความเค้นวอนมีสูงสุดเท่ากับ  $4.22174 \times 10^8$  Pa หรือเท่ากับ 422.174 MPa ส่วนผลของความเครียดที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรม ณ ตำแหน่งเดียวกันเท่ากับ  $2.16079 \times 10^{-3}$  mm/mm ซึ่งถือว่าใกล้เคียงกับการคำนวณจากทฤษฎีดังสมการ ก.3 และ ก.4 ตามลำดับ นำผลที่ได้ไปคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดโดยเป็นค่าเปรียบเทียบของความแตกต่างระหว่างคำตอบจาก COSMOSWorks กับคำตอบจากทฤษฎีเทียบกับคำตอบจาก COSMOSWorks ดังสมการ ก.5 และ ก.7 ได้ดังนี้

ผลของค่าความผิดพลาดจากการคำนวณค่าความเค้น

$$\text{error}_{\text{stress}} = \left| \frac{\sigma_C - \sigma_T}{\sigma_C} \right| \times 100\% \quad (\text{ก.5})$$

โดยที่  $\text{error}_{\text{stress}}$  = ค่าความผิดพลาดของความเค้น  
 $\sigma_C$  = ค่าความเค้นที่คำนวณได้จาก COSMOSWorks  
 $\sigma_T$  = ค่าความเค้นที่คำนวณได้จากทฤษฎี

จะได้ว่า

$$\text{error}_{\text{stress}} = \left| \frac{422.174 - 417.04}{422.174} \right| \times 100\% = 1.22\% \quad (\text{ก.6})$$

ผลของค่าความผิดพลาดจากการคำนวณค่าความเครียด

$$\text{error}_{\text{strain}} = \left| \frac{\varepsilon_C - \varepsilon_T}{\varepsilon_C} \right| \times 100\% \quad (\text{ก.7})$$

โดยที่  $\text{error}_{\text{strain}}$  = ค่าความผิดพลาดของความเครียด  
 $\varepsilon_C$  = ค่าความเครียดที่คำนวณได้จาก COSMOSWorks  
 $\varepsilon_T$  = ค่าความเครียดที่คำนวณได้จากทฤษฎี

จะได้ว่า

$$\text{error}_{\text{strain}} = \left| \frac{(2.16079 \times 10^{-3}) - (2.195 \times 10^{-3})}{(2.16079 \times 10^{-3})} \right| \times 100\% = 1.58\% \quad (\text{ก.8})$$

ผลจากการคำนวณด้วยโปรแกรมมีค่าใกล้เคียงกับผลการคำนวณจากทฤษฎี โดยมีค่าความผิดพลาดของค่าความเค้นผิดพลาด 1.22% ดังสมการที่ ก.6 และความผิดพลาดของค่าความเครียดเพียง 1.58% ดังสมการที่ ก.8 ซึ่งเป็นผลที่น่าพอใจ และทำให้การคำนวณด้วยโปรแกรมมีค่าน่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น

ภาคผนวก ข

โปรแกรมช่วยวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ COSMOSWorks

## ข.1 กล่าวนำ

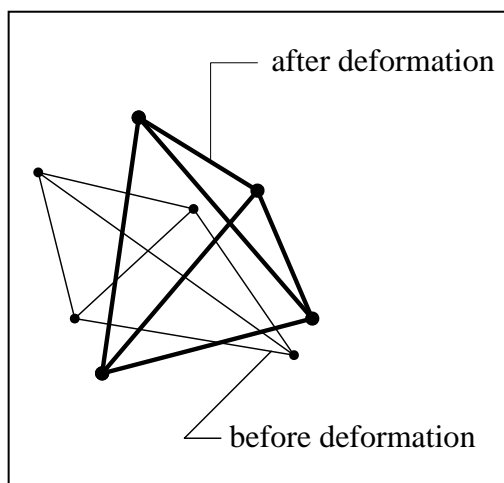
ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้เลือกใช้โปรแกรมช่วยวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สำเร็จรูป COSMOSWorks 2006 ซึ่งเป็นโปรแกรมที่มีใช้กันอย่างกว้างขวาง แม้ว่าโปรแกรมจะผ่านการทดสอบมาอย่างดีแล้วก่อนที่จะนำมาจำหน่าย แต่ผู้วิจัยต้องทำการทดสอบการใช้โปรแกรมก่อน เพื่อสร้างความมั่นใจในการใช้โปรแกรมให้เกิดประสิทธิผลมากที่สุด โดยทำการศึกษาเรียนรู้กระบวนการทำงานของโปรแกรม การกำหนดค่าคุณสมบัติวัสดุและเงื่อนไขภาระกรรมที่เหมาะสม

โปรแกรมช่วยวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์สำเร็จรูป COSMOSWorks 2006 เป็นโปรแกรมวิเคราะห์ทางวิศวกรรม ที่อาศัยการคำนวณเชิงตัวเลข เทคนิคการคำนวณนี้เรียกว่า “Finite Element Analysis” หรือเรียกย่อ ๆ ว่า “FEA” โดยโปรแกรม COSMOSWorks เป็นโปรแกรมที่ได้รับการยอมรับมานานจากกลุ่มวิศวกรผู้ออกแบบชิ้นส่วนเครื่องจักรกล การสร้างชิ้นงานจาก SolidWorks ในระบบ 3 มิติ เพื่อนำไปใช้ในส่วนการคำนวณจะอาศัยระบบจัดการของ Windows ทำให้ผู้ออกแบบสามารถเขียนโปรแกรมเพิ่มเติม เพื่อพัฒนาต่อยอดในอนาคตต่อไปได้เอง อีกทั้งการใช้งานผ่านหน้าจอของโปรแกรม Windows จึงทำให้ผู้ออกแบบมีความคุ้นเคย สามารถควบคุมและป้อนค่าตัวแปรได้ตามต้องการ

จุดเด่นของวิธีการคำนวณด้วย FEA จะถูกใช้เพื่อแก้ปัญหา ตั้งแต่ปัญหา หาง่าย ๆ จนถึงปัญหาที่มีความซับซ้อนมาก เพื่อวิเคราะห์ความแข็งแรง ความแข็งแกร่งของชิ้นงาน (ระยะเคลื่อนตัวเมื่อเทียบกับขนาดแรงกระทำ) การวิเคราะห์ความถี่ การวิเคราะห์ทางความร้อน การวิเคราะห์การโก่งจากแรงกระทำในแนวแกน (Buckling) และการทดสอบการปล่อยตก (Drop Test) โดยผู้ใช้โปรแกรมควรมีพื้นฐานในการใช้โปรแกรม SolidWorks มาก่อน เพราะโปรแกรมทั้งสองจะเชื่อมโยงข้อมูลด้วยกัน

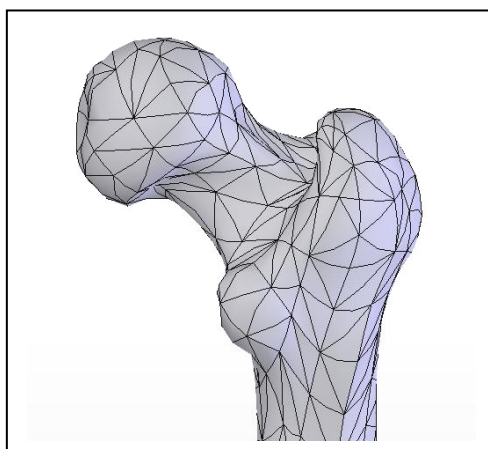
## ข.2 การทำงานของโปรแกรม COSMOSWorks

กระบวนการทำงานเริ่มจากการสร้างชิ้นงาน แล้วแบ่งชิ้นงานออกเป็นชิ้นส่วนเล็ก ๆ (Meshing) โดยมีรูปทรงง่าย ๆ (สามเหลี่ยม, สี่เหลี่ยม) เราเรียกว่า “Element (เอลิเมนต์)” และชิ้นส่วนเล็ก ๆ จะต่อเชื่อมโยงกันทั้งชิ้น โปรแกรม COSMOSWorks จะสร้างเอลิเมนต์เองอัตโนมัติเป็นเอลิเมนต์ลำดับที่หนึ่งทรงสี่หน้า (First Order Solid Tetrahedral Element) หากต้องการเปลี่ยนรูปแบบของเอลิเมนต์ก็สามารถกำหนดรูปแบบเอลิเมนต์ได้



รูปที่ ข.1 เอลิเมนต์ลำดับที่หนึ่งทรงสี่หน้า

เอลิเมนต์ลำดับที่หนึ่งทรงสี่หน้า สร้างจากเส้นตรง (Liner) โดยความสัมพันธ์ของระยะระหว่างโหนดบนพื้นผิวและขอบชิ้นงาน การเขียนความสัมพันธ์ของระยะการยืดหดตัวจะพิจารณาจากสมการความเครียด (Strain) และส่งแรงไปยังเอลิเมนต์รอบข้างไปเรื่อย ๆ จนครบทุกชิ้นส่วน ในแต่ละเอลิเมนต์จะมีทั้งหมด 4 โหนด กระจายอยู่ตามมุมของเอลิเมนต์ ในแต่ละโหนดจะมีระดับขั้นความเสรีเท่ากับ 3 (Degree of Freedom เท่ากับ 3) หมายถึงแต่ละโหนดสามารถเคลื่อนที่ได้ 3 ทิศทาง ดังรูปที่ ข.1 ขอบของเอลิเมนต์จะตรงและแบนราบ จึงเห็นได้ว่าเหมาะสมกับชิ้นงานที่มีขอบตรงและพื้นผิวแบนราบ แต่ถ้าชิ้นงานมีหน้าตัดกลมหรือมีผิวโค้ง จะทำให้เกิดข้อผิดพลาดเนื่องจากการสร้างโมเดลเอลิเมนต์ซึ่งมีขนาดไม่เท่าของจริง ดังรูปที่ ข.2



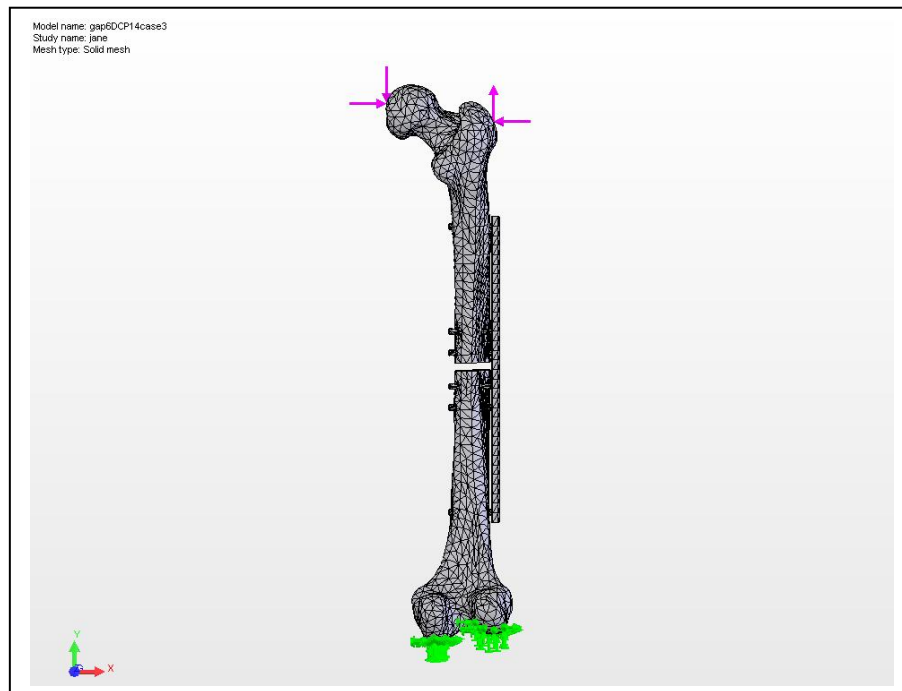
รูปที่ ข.2 โมเดลเอลิเมนต์ลำดับที่หนึ่งทรงสี่หน้า

การทำงานด้วยการแบ่งเอลิเมนต์ FEA จะแก้สมการด้วยการประมาณค่าในแต่ละเอลิเมนต์จนกว่าจะครบทุกชิ้นส่วน แต่ถ้าเป็นชิ้นงานประกอบ จะแยกคำนวณในแต่ละชิ้นส่วน แล้วนำมาประมวลผลรวมกัน ขั้นตอนการคำนวณจะแยกตามส่วนของโปรแกรม ซึ่งจะมี 3 ขั้นตอนดังนี้

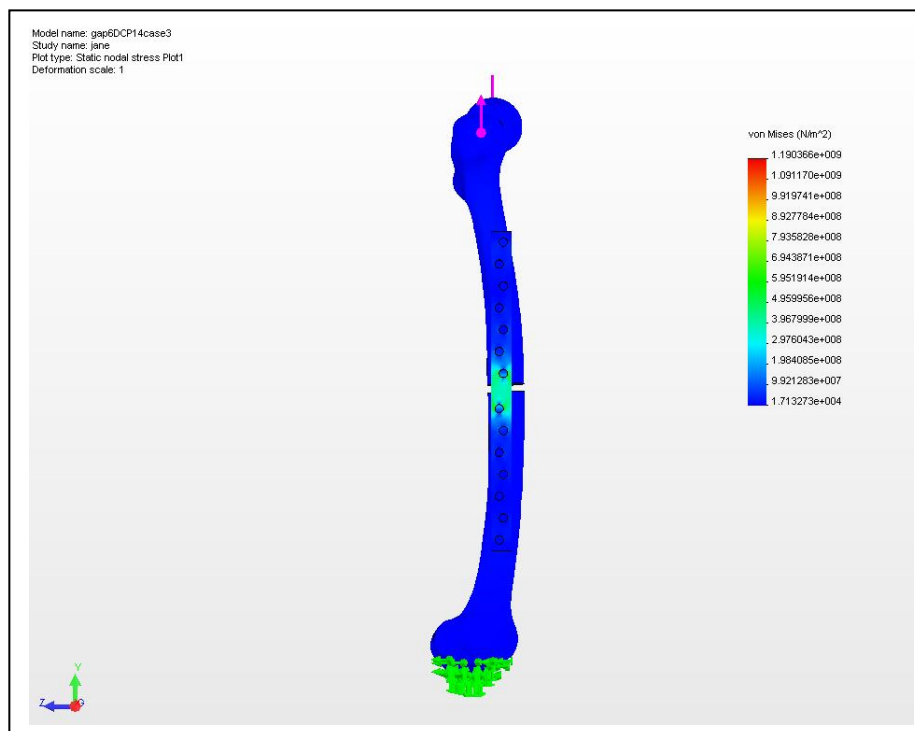
1. Preprocessing ถือว่าเป็นขั้นตอนในการเตรียมข้อมูลเพื่อการคำนวณ โดยข้อมูลมาตรฐานจะมีทั้งคุณสมบัติวัสดุ (Material Properties) แรงกระทำ (Loads) และการจับยึด (Restrains) เป็นต้น การกำหนดคุณสมบัติให้กับแบบจำลอง สามารถกำหนดได้ในช่วงของ SolidWorks หรืออาจจะกำหนดในช่วงของการใช้โปรแกรม COSMOSWorks โดยเลือกการกำหนดจากตารางคุณสมบัติที่มีอยู่ในโปรแกรม หรือจะกำหนดค่าคุณสมบัติต่าง ๆ เองก็ได้ ถ้ามีการกำหนดคุณสมบัติวัสดุให้กับแบบจำลองในช่วงของ SolidWorks ไว้ก่อนแล้วข้อมูลของคุณสมบัติดังกล่าวจะถูกส่งไปยัง COSMOSWorks โดยอัตโนมัติ
2. Solution การคำนวณหาผลเฉลย (Solution) หรือหาคำตอบ
3. Postprocessing การแสดงผลลัพธ์จากการคำนวณในรูปแบบชิ้นงานหรือกราฟ

### ข.3 ตัวอย่างการแสดงผลโปรแกรม

ผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณโปรแกรมจะทำการบันทึกไว้ในรูปแบบของเอกสารเอกเซลล์ (Excell Document) ชื่อเอกสารว่า “Result” เป็นข้อมูลที่บันทึกผลของการคำนวณจากโปรแกรม การวิเคราะห์ในรูปแบบของข้อมูลเชิงตัวเลข ทั้งยังแสดงผลของการคำนวณหา % IFS ที่ได้จากการศึกษาการยึดสกรูในรูปแบบต่าง ๆ และแสดงผลของ % IFS ในรูปแบบของกราฟเส้น ในที่นี้ขอนำผลของข้อมูลการวิจัยสำหรับรูปแบบการยึดสกรูกรณีที่ 3 รับภาระกรรมขนาด 50 kg ช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 mm ลักษณะเอลิเมนต์ที่ได้จากโปรแกรมแสดงดังรูปที่ ข.3 ผลของค่าความเค้นวอนนิส และค่าความเครียดที่เกิดขึ้นบนกระดูกแสดงดังรูปที่ ข.4 และ ข.5 ตามลำดับ และสุดท้ายเป็นระยะการเคลื่อนตัวของกระดูกที่เกิดขึ้นแสดงดังรูปที่ ข.6 ซึ่งเราจะทำการอ่านค่าการขยับตัวที่เกิดขึ้นนี้ไปคำนวณหาค่า Interfragmentary Strain ได้จากสมการจากสมการ 1.1 แต่การอ่านค่าจากผลที่แสดงนั้นไม่ชัดเจนดังนั้นการอ่านค่าผลของการขยับตัวที่บริเวณช่องว่างรอยหักกระดูกจึงต้องอ่านข้อมูลจากตารางแสดงผลการคำนวณ (ตารางด้านขวามือ) ดังรูปที่ ข.6 แสดงตารางผลการคำนวณค่าการขยับตัวที่เกิดขึ้นบนผิวหนังตัดด้านบนบริเวณช่องว่างรอยหักกระดูก ซึ่งตารางดังกล่าวสามารถสร้างไฟล์ข้อมูลออกมาในรูปแบบของเอกสาร Microsoft Excel และเก็บข้อมูลเพื่อไปคำนวณหาค่า Interfragmentary Strain ต่อไป

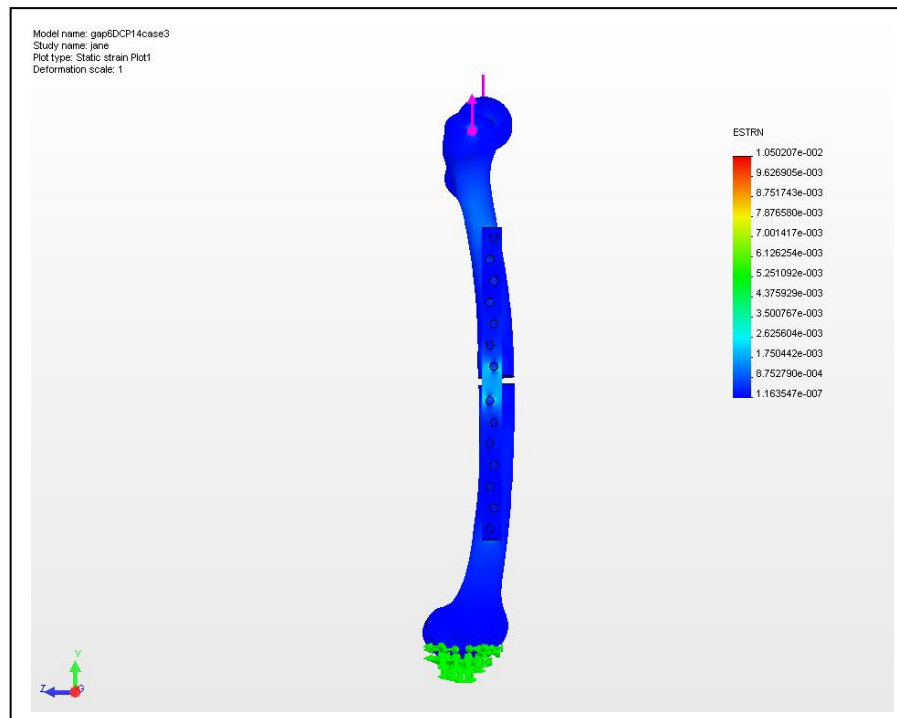


รูปที่ ข.3 ลักษณะเอลิเมนต์ที่ได้จากโปรแกรม

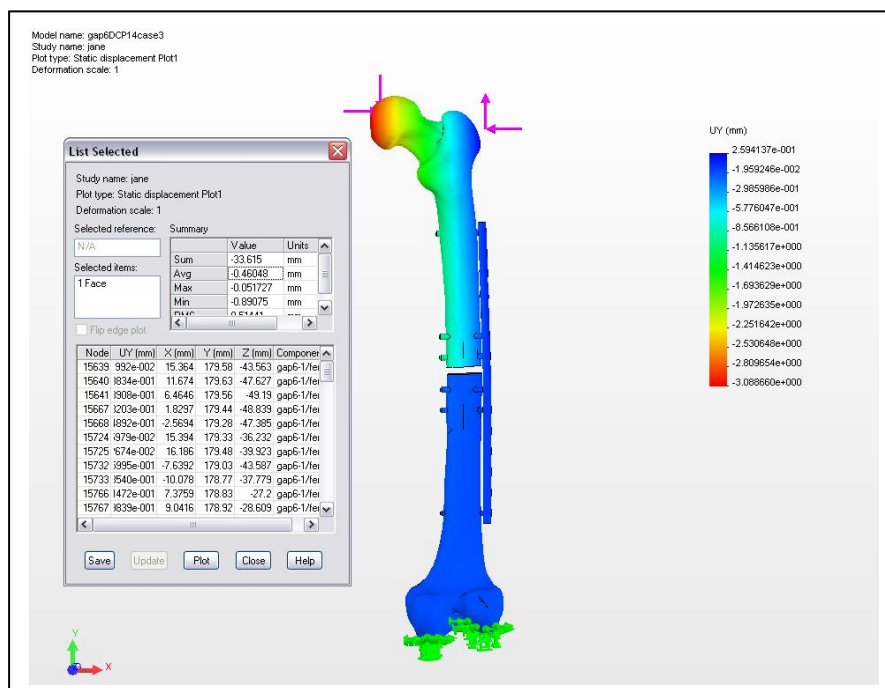


รูปที่ ข.4 ผลของความเค้นวอนมิสที่เกิดขึ้นจากภาระกรรม 50 kg





รูปที่ ข.5 ผลของความเครียดที่เกิดขึ้นจากภาระกรรม 50 kg



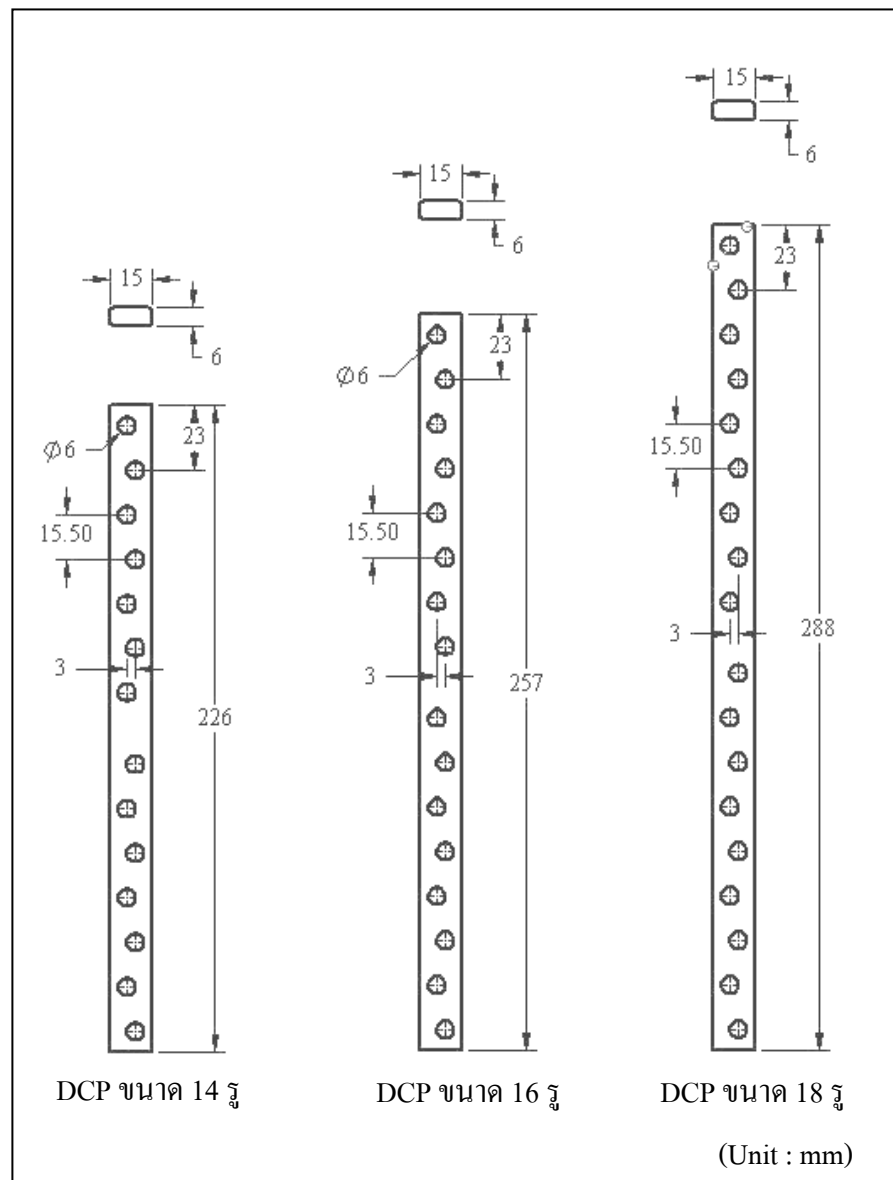
รูปที่ ข.6 การขยับของกระดูกที่เกิดขึ้นจากภาระกรรม 50 kg

ภาคผนวก ค

ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรู

### ค.1 ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดุก

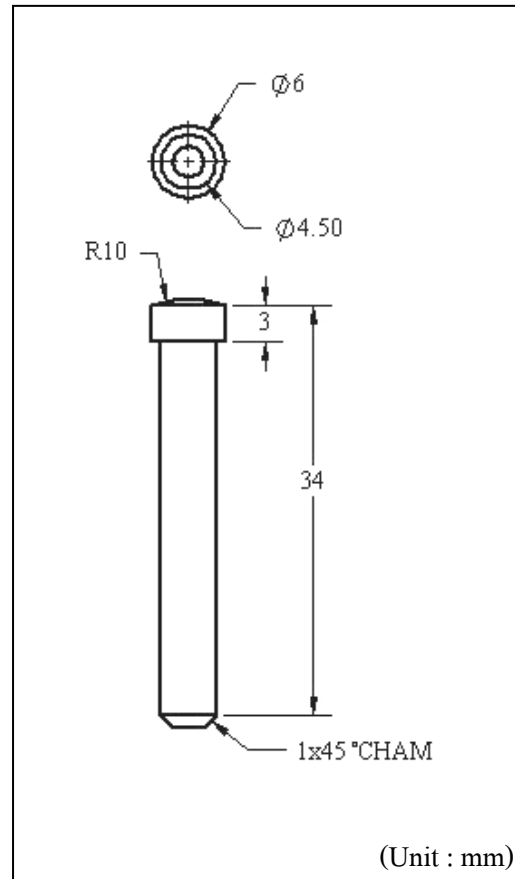
แผ่นโลหะยึดกระดุกที่จำลองขึ้นสร้างจากโปรแกรม SolidWorks โดยกำหนดขนาดของแผ่นโลหะดังรูปที่ ค.1



รูปที่ ค.1 ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดุก

## ค.2 ขนาดของสกรู

สกรูยึดกระดูกถูกจำลองขึ้นจากโปรแกรม SolidWorks โดยกำหนดขนาดของสกรูดังรูป



รูปที่ ค.2 ขนาดของสกรูยึดกระดูก

ภาคผนวก ง

บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

รายชื่อบทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในขณะศึกษา

วีณา พันเพ็ญ และ กนต์ธร ชำนิประศาสน์. ผลของความยาวโลหะยึดกระดูก และการยึดกระดูก โดยใช้รูปแบบการวางสกรู ที่แตกต่างกันต่อความเครียดบริเวณกระดูกหักในภาวะกระดูกต้นขาหัก. การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 20. วันที่ 18-20 ตุลาคม 2549. จังหวัดนครราชสีมา.

## ประวัติผู้เขียน

นางสาววิณา พันเพ็ง เกิดเมื่อวันที่ 18 สิงหาคม พ.ศ. 2525 เริ่มเข้าศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัด นครราชสีมา เมื่อปี พ.ศ. 2543 สำเร็จการศึกษาเมื่อปี พ.ศ. 2547 ภายหลังจากสำเร็จการศึกษาได้เข้า ศึกษาต่อระดับปริญญาโท วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชา วิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ระหว่างที่กำลังศึกษาได้ทำงานในตำแหน่ง วิศวกรประจำโครงการศูนย์เพิ่มศักยภาพการผลิตชิ้นส่วนยานยนต์ ซึ่งมี รองศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์ ดำรงตำแหน่งเป็นหัวหน้าโครงการฯ ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2549 จนสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาโท