

การออกแบบและพัฒนากลไกพลวัตของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอก
สำหรับภาวะกระดูกหน้าแข้งหักชนิดเปิด



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกลและระบบกระบวนการ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2561

**THE DESIGN AND DEVELOPMENT MECHANISM
DYNAMIC OF EXTERNAL FIXATION DEVICE
FOR OPEN TYPE TIBIAL FRACTURE**

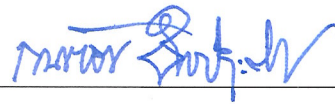


**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirement for the
Degree of Master of Engineering in Mechanical and Process
System Engineering
Suranaree University of Technology
Academic Year 2018**

การออกแบบและพัฒนากลไกพลวัตของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอก
สำหรับภาวะกระดูกหน้าแข้งหักชนิดเปิด

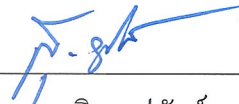
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้หน่วยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



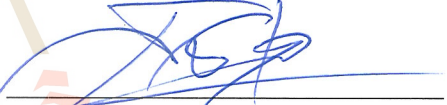
(รศ. ร.อ. ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

ประธานกรรมการ



(ผศ. ดร.สุกกิจ รูปจันทร์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



(รศ. ดร.ชนัดชัย กุลรวานิชพงษ์)

กรรมการ



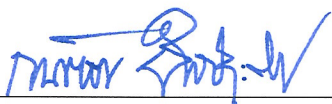
(ผศ. ดร.ปัญญา อรุณจรัสธรรม)

กรรมการ



(อ. ดร.ธีทัต คลวิชัย)

กรรมการ



(รศ. ร.อ. ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและพัฒนาความเป็นสากล



(รศ. ดร.พรศิริ จงกมล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ชงไชย ลิทา : การออกแบบและพัฒนากลไกพลวัตของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอก
สำหรับภาวะกระดูกหน้าแข้งหักชนิดเปิด (THE DESIGN AND DEVELOPMENT
MECHANISM DYNAMIC OF EXTERNAL FIXATION DEVICE FOR OPEN TYPE
TIBIAL FRACTURE) อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์, 83 หน้า.

งานวิจัยนี้เป็นการพัฒนาอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบพลวัตสำหรับภาวะกระดูกหน้าแข้งหัก
ชนิดเปิดด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบ โดยมีวัตถุประสงค์มุ่งเน้นออกแบบระบบ
กลไกกระตุ้นทางกลเพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการฟื้นฟูเนื้อเยื่อกระดูก ในการศึกษานี้ได้ทำการ
ออกแบบและวิเคราะห์สมรรถนะทางกลของอุปกรณ์ ซึ่งประกอบด้วยความแข็งแรงและความแข็งตั้ง
ของโครงสร้างภายใต้ภาระพื้นฐาน 4 รูปแบบ ได้แก่ ภาระกระทำแนวแกน ภาระโมเมนต์คัตใน
แนวหน้า-หลัง ภาระโมเมนต์คัตในแนวด้านข้าง และภาระโมเมนต์บิด โดยต้นแบบอุปกรณ์ยึดตรึง
กระดูกและชุดทดสอบทางกลได้ถูกทำการทดสอบผลตอบสนองทางกลภายใต้ภาระแบบพลวัต
ในระดับห้องปฏิบัติการ ผลการศึกษาพบว่าต้นแบบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่ได้พัฒนาขึ้น
ด้วยกลไกแบบตัวเลื่อน-ข้อเหวี่ยงมีค่าความแข็งตั้งภายใต้รูปแบบภาระในแนวแกน โมเมนต์คัต
ในแนวหน้า-หลัง โมเมนต์คัตในแนวด้านข้าง และโมเมนต์บิด เท่ากับ 77.5 ± 2.8 N/mm,
 197.4 ± 39.9 N/mm, 64.8 ± 4.1 N/mm และ 0.71 ± 0.04 Nm/degree ตามลำดับ ทั้งนี้เมื่อพิจารณา
ความแข็งแรงของโครงสร้างอุปกรณ์พบว่า ค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นในกรณีภาระแบบโมเมนต์บิด
บนชิ้นส่วนหมุดตรึงบริเวณใกล้กับชิ้นส่วนจับยึดและมีค่าเท่ากับ 325.42 MPa (ค่าความปลอดภัย
เท่ากับ 3.82 ตามเกณฑ์ทฤษฎีความเสียหายฟอนมิสเชส) เมื่อทำการวิเคราะห์ผลตอบสนองทาง
พลวัตของต้นแบบอุปกรณ์พบว่าสามารถทำให้มีระยะการเคลื่อนตัวบริเวณรอยแตกในช่วงระยะ
0.1 mm ถึง 0.4 mm ที่ความถี่ 1 Hz นอกจากนี้ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้ถูก
นำไปเปรียบเทียบการผลการทดสอบเพื่อยืนยันความถูกต้อง ซึ่งพบว่าผลการวิเคราะห์ดังกล่าวมีค่า
ใกล้เคียงผลการทดสอบที่ค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดเท่ากับ 7.38 %

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล
ปีการศึกษา 2561

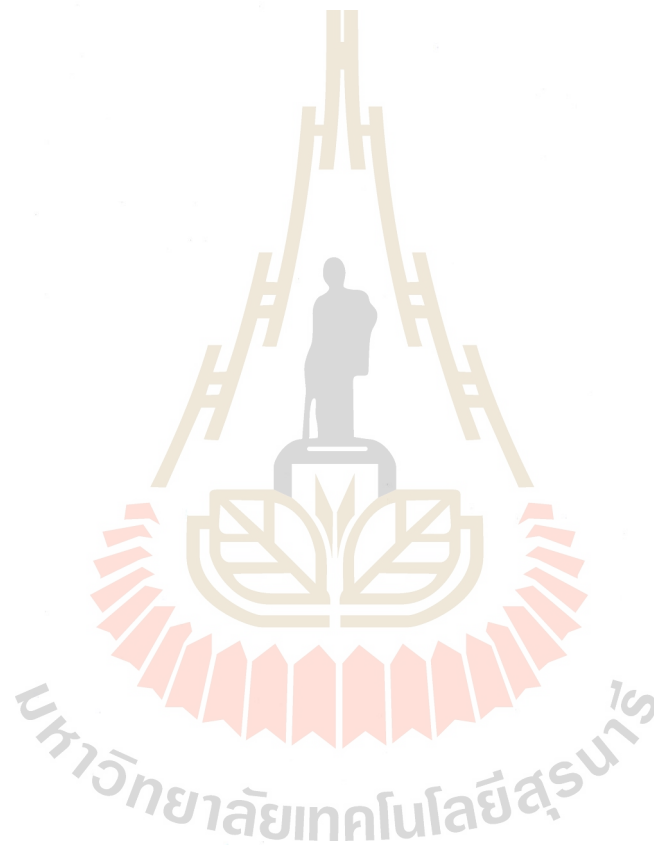
ลายมือชื่อนักศึกษา ชงไชย ลิทา
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา สุภกิจ รูปจันทร์

THONGCHAI LEETHA : THE DESIGN AND DEVELOPMENT
MECHANISM DYNAMIC OF EXTERNAL FIXATION DEVICE FOR
OPEN TYPE TIBIAL FRACTURE. THESIS ADVISOR : ASSIST. PROF.
SUPAKIT ROOPPAKHUN, Ph.D., 83 PP.

EXTERNAL FIXATION DEVICE/ TIBIAL FRACTURE/ INTER FRAGMENTARY MOVEMENT

This research is to develop a dynamic external fixation device for an open tibial fracture using the finite element (FE) and experiment methods. The purpose was to focus on the design of a stimulus mechanism to increase bone tissue regeneration performance. In the study, the design and biomechanical performance consisted of structural strength, and stiffness was performed based on basic load following axial loading, anteroposterior (AP) bending moment, medial-lateral (ML) bending moment and torsion. The prototype of dynamic external fixation devices included the mechanical testing apparatus were developed. The mechanical performance of a device, also the dynamic response of the mechanism were evaluated in laboratory testing. According to the results, the designed device which using a slider-crank mechanism revealed the magnitude of construction stiffness in axial loading, AP bending moment, ML bending moment and torsional moment of 77.5 ± 2.8 N/mm, 197.4 ± 39.9 N/mm, 64.8 ± 4.1 N/mm and 0.71 ± 0.04 N-m/degree, respectively. For the strength analysis, the maximum stress occurred on the inserted pin closed to the region of the clamp component in a case of torsional loading, which a magnitude of 325.42 MPa (the safety factor of 3.29 based on von Mises theory). Regard to the dynamic response analysis, the device could be displayed the micro-movement of the fracture gap in a range of

0.1 mm to 0.4 mm with a frequency of 1 Hz. Also, the simulation results were then compared to the experiment for validation. The results exhibited that the FE analysis displayed close to the experimental method which a maximum error value of 7.38%.



School of Mechanical Engineering

Academic year 2018

Student's Signature ดิเรก ชัย

Advisor's Signature ดิเรก ชัย

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบุคคลและกลุ่มบุคคลต่อไปนี้ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา คำแนะนำ และช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ทั้งในด้านวิชาการ ด้านดำเนินงานวิจัย และคำปรึกษาในการดำรงชีวิต

ขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์ อาจารย์ประจำสาขา วิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้โอกาสทางการศึกษา ช่วยแก้ปัญหา ให้แนวคิด กระตุ้นเตือนการทำวิจัย การใช้ชีวิตแก่ผู้วิจัย และให้คำปรึกษาแนวทางการทำวิจัย รวมทั้งช่วยตรวจทาน และแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จ สมบูรณ์

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์, รองศาสตราจารย์ ดร.ชนัดชัช กุลวรรณิพงษ์, ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปัญญา อรุณจรัสธรรม และ อาจารย์ ดร.ธีทัต คลวิชัย คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำในการแก้ไข ข้อบกพร่องต่างเพื่อให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณ นายอุทัย ลีทา และนางสมบัติ ลีทา ที่ให้กำเนิด ให้กำลังใจ เลี้ยงดู อบรมสั่งสอน และคอยให้กำลังใจ นายเกรียง ไกร ลีทา และนายวุฒิชัย ลีทา ที่คอยช่วยเหลือมาโดยตลอด ตลอดจนญาติ ๆ ทุกคนที่อยู่เคียงข้างคอยดูแล คอยช่วยเหลือ จนทำให้ประสบความสำเร็จการศึกษา

ขอขอบคุณ พี่ ๆ น้อง ๆ ที่อยู่ในกลุ่มวิจัยเดียวกันกับผู้วิจัย และกลุ่มวิจัยใกล้เคียง ที่ให้คำแนะนำ ให้กำลังใจ เป็นที่พึ่งพาในยามลำบากมาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ คุณค่าอันพึงมีที่เกิดจากงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยขอมอบเป็นเครื่องบูชาพระคุณ บิฑามารดา ครูอาจารย์ ผู้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ และวางรากฐานการศึกษาแก่ผู้วิจัย

ธงไชย ลีทา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ฉ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
2 ปรัชญาบรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 บทนำ.....	4
2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับกระดูกมนุษย์.....	4
2.2.1 หน้าที่ของกระดูก.....	5
2.2.2 โครงสร้างของกระดูกกระดูกหน้าแข้ง.....	5
2.2.3 แร่ธาตุและเซลล์กระดูก.....	6
2.3 ภาวะกระดูกหัก.....	7
2.4 กระบวนการรักษาของกระดูกหักตามธรรมชาติ.....	9
2.5 การรักษากระดูกหัก.....	11
2.6 การกระตุ้นการประสานของกระดูก.....	13
2.7 การกระตุ้นทางกล.....	13
2.8 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอก.....	15

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.8.1	ชนิดของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก.....	16
2.8.2	ข้อบ่งชี้ของการใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก.....	18
2.8.3	ประสิทธิภาพทางกลของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก.....	18
2.9	การแก้ปัญหาทางวิศวกรรมโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	20
2.10	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	22
2.10.1	งานวิจัยเกี่ยวกับไฟไนต์เอลิเมนต์อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก แบบภายนอก.....	22
2.10.2	งานวิจัยเกี่ยวกับการทดสอบในห้องปฏิบัติการของกระดูก หน้าแข้ง.....	24
3	วิธีดำเนินการวิจัย.....	25
3.1	บทนำ.....	25
3.2	การออกแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์.....	27
3.2.1	ออกแบบชุดจับยึดของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก.....	28
3.2.2	ออกแบบกลไกทางกลกระตุ้นกระดูกสำหรับอุปกรณ์ยึดตรึง กระดูกแบบภายนอก.....	30
3.3	มาตรฐานการติดตั้งอุปกรณ์.....	35
3.4	การกำหนดสมบัติวัสดุและขนาดของเอลิเมนต์.....	37
3.5	การวิเคราะห์ระยะเบี่ยงวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก แบบภายนอกในสถานะสถิต.....	39
3.5.1	การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัส.....	39
3.5.2	การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต.....	43
3.6	การวิเคราะห์ระยะเบี่ยงวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก แบบภายนอกในสถานะพลวัต.....	45
3.6.1	การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัส.....	45
3.6.2	การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต.....	46
3.7	การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสถานะสถิต.....	47

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.7.1	ภาวะกระทำในแนวแกน.....	47
3.7.2	ภาวะกระทำแบบโมเมนต์คดที่สุดในแนวหน้า-หลัง และในแนวข้าง.....	48
3.7.3	ภาวะกระทำแบบโมเมนต์บิด.....	50
3.8	การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะพลวัต.....	50
4	ผลการดำเนินการวิจัย.....	54
4.1	บทนำ.....	54
4.2	การวิเคราะห์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก แบบภายนอกในสภาวะสถิต.....	54
4.2.1	การเสีรูปล.....	54
4.2.2	การกระจายความเค้น.....	57
4.2.3	ความแข็งตึง.....	60
4.3	การวิเคราะห์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก แบบภายนอกในสภาวะพลวัต.....	62
4.4	การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะสถิต.....	64
4.5	การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะพลวัต.....	66
4.6	การเปรียบเทียบผลที่ได้จากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดสอบในห้องปฏิบัติการ.....	67
4.6.1	การเปรียบเทียบในสภาวะสถิต.....	67
4.6.2	การเปรียบเทียบในสภาวะพลวัต.....	69
5	บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	71
5.1	สรุปผลการวิจัย.....	71
5.1.1	อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกในสภาวะสถิต.....	71
5.1.2	อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกในสภาวะพลวัต.....	71
5.2	ข้อเสนอแนะ.....	72
	รายการอ้างอิง.....	73
	ภาคผนวก	

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

ภาคผนวก ก. บทความทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา.....	75
ประวัติผู้เขียน.....	83



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 สมบัติเชิงกลของวัสดุ.....	38
3.2 ขนาดและการเลือกอิเล็กเมนต์.....	38
3.3 ภาวะกระทำที่เกิดขึ้นในแต่ละอริยาบถของผู้ป่วย.....	43
4.1 ความเค้นสูงสุดของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	57
4.2 ความแข็งตึงของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	62
4.3 ความแข็งตึงของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกจากการทดลอง.....	66
4.4 เปรียบเทียบค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์.....	69

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 Individual Bone Structure.....	6
2.2 Type of Tibia Shaft Fracture.....	9
2.3 กระบวนการรักษากระดูกหักของร่างกาย.....	10
2.4 ระยะอักเสบ.....	10
2.5 ระยะซ่อมแซม.....	10
2.6 ระยะปรับแต่ง.....	11
2.7 วัฏจักรการเคลื่อนที่ระดับไมโคร (Cyclic micro movement).....	14
2.8 การเปรียบเทียบระยะเวลาการรักษาด้วยการกระตุ้นด้วยวัฏจักรการเคลื่อนที่ ระดับไมโคร.....	15
2.9 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกแบบข้างเดียว.....	16
2.10 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกแบบอิลลิซารอฟ.....	17
2.11 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกแบบผสม.....	18
2.12 ภาวะกระทำ 4 รูปแบบ.....	19
2.13 ชนิดของเอลิเมนต์ 3 มิติ.....	21
3.1 แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย.....	26
3.2 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบข้างเดียว.....	28
3.3 เงื่อนไขการใช้งานสำหรับการออกแบบ.....	28
3.4 การออกแบบและพัฒนาชุดจับยึด.....	29
3.5 ชุดจับยึดที่ใช้สร้างเพื่อการทดสอบ.....	30
3.6 แนวคิดการติดตั้งชุดกระตุ้นและตัวแปร Input-Output.....	31
3.7 เงื่อนไขสภาวะออกแบบ.....	31
3.8 การออกแบบกลไกควบคุมการเคลื่อนที่ของตัวกระตุ้น.....	32
3.9 การออกแบบต้นแบบการเคลื่อนที่ตามแนวแกน.....	33
3.10 ส่วนประกอบกลไกการเคลื่อนที่แบบที่หนึ่ง.....	34
3.11 ส่วนประกอบกลไกการเคลื่อนที่แบบที่สอง.....	34

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.12 แบบจำลองการติดตั้งอุปกรณ์การกระตุ้น.....	35
3.13 ระยะเวลาประกอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดุกตามมาตรฐาน ASTM F1541.....	36
3.14 แบบจำลองอุปกรณ์ยึดตรึงกระดุกที่ได้ออกแบบ.....	37
3.15 การกำหนดวัสดุของแบบจำลอง.....	39
3.16 บริเวณกำหนดเงื่อนไขสัมผัส.....	40
3.17 บริเวณกำหนดเงื่อนไขสัมผัสส่วนที่ 1.....	40
3.18 บริเวณกำหนดเงื่อนไขสัมผัสส่วนที่ 2.....	41
3.19 บริเวณกำหนดเงื่อนไขสัมผัสส่วนที่ 3.....	42
3.20 การใส่ภาระกระทำ 4 รูปแบบ.....	44
3.21 การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสแบบการเคลื่อนที่หมุนรอบ.....	46
3.22 การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสแบบการเคลื่อนที่ทรงกระบอก.....	46
3.23 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตการวิเคราะห์ในสภาวะพลวัต.....	47
3.24 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อทดสอบภาระกระทำในแนวแกน.....	48
3.25 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์คดที่สุดใน แนวหน้าหลัง.....	49
3.26 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์คดที่สุดใน แนวด้านข้าง.....	49
3.27 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์บิด.....	50
3.28 การติดตั้งการทดสอบการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดุก.....	51
3.29 การใช้งานชุดไมโครคอนโทรลเลอร์มาใช้งานร่วมกับภาษาซี.....	51
3.30 เซอร์โวมอเตอร์และการติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์เข้ากับส่วนครอบ.....	52
3.31 โครงสร้างกำหนดตำแหน่งและจุดรองรับ.....	53
3.32 เซ็นเซอร์ยี่ห้อ FESTO รุ่น SIAE-M8B-PU-S.....	53
4.1 การเลือกรูปของอุปกรณ์ในแนวแกน Y ภายใต้แรงกระทำในแนวแกน.....	55
4.2 การเลือกรูปของอุปกรณ์ในแนวแกน Y ภายใต้แรงกระทำแบบโมเมนต์คดที่สุดใน แนวหน้าหลัง.....	55

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.3 การเลือกรูปของอุปกรณ์ในแนวแกน Y ภายใต้แรงกระทำแบบโมเมนต์คดสี่จุด ในแนวด้านข้าง.....	56
4.4 การเลือกรูปของอุปกรณ์ในแนวรับ โมเมนต์บิดภายใต้ภาระกระทำ แบบโมเมนต์บิด.....	56
4.5 การกระจายความเค้นของอุปกรณ์ภายใต้ภาระกระทำในแนวแกน.....	58
4.6 การกระจายความเค้นของอุปกรณ์ภายใต้แรงกระทำแบบ โมเมนต์คดสี่จุด ในแนวหน้าหลัง.....	58
4.7 การกระจายความเค้นของอุปกรณ์ภายใต้แรงกระทำแบบ โมเมนต์คดสี่จุด ในแนวด้านข้าง.....	59
4.8 การกระจายความเค้นของอุปกรณ์ภายใต้แรงกระทำแบบ โมเมนต์บิด.....	59
4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำในแนวแกนกับระยะการเคลื่อนที่.....	60
4.10 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำโมเมนต์คดสี่จุดในแนวหน้าหลังกับระยะ การเคลื่อนที่.....	61
4.11 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำโมเมนต์คดสี่จุดในแนวด้านข้างกับระยะ การเคลื่อนที่.....	61
4.12 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำโมเมนต์บิดกับมุมการบิดตัว.....	62
4.13 การเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ยึดตรึงที่ได้จากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	63
4.14 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะการเคลื่อนที่ของช่องห่างกับมุมการหมุน.....	63
4.15 การทดลองระหว่างภาระกระทำในแนวแกนกับระยะการเคลื่อนที่.....	64
4.16 การทดลองระหว่างภาระกระทำโมเมนต์คดสี่จุดในแนวหน้าหลังกับระยะ การเคลื่อนที่.....	64
4.17 การทดลองระหว่างภาระกระทำโมเมนต์บิดกับมุมการบิดตัว.....	65
4.19 การทดสอบระหว่างระยะการเคลื่อนที่ของช่องห่างกับมุมการหมุน.....	66
4.20 การเปรียบเทียบภายใต้ภาระกระทำในแนวแกน.....	67
4.21 การเปรียบเทียบภายใต้ภาระกระทำแบบโมเมนต์คดในแนวหน้าหลัง.....	68
4.22 การเปรียบเทียบภายใต้ภาระกระทำแบบโมเมนต์คดในแนวด้านข้าง.....	68

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.23 การเปรียบเทียบภายใต้การกระทำแบบโมเมนต์บิด.....	69
4.24 การเปรียบเทียบการเคลื่อนที่ในสภาวะพลวัต.....	70



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาการวิจัย

กระดูกหักชนิดเปิดเป็นภาวะที่กระดูกหักทะลุออกมานอกผิวหนังมักเกิดขึ้นกับอวัยวะที่มีชั้นกล้ามเนื้อปกคลุมน้อย เช่น ท่อนแขน และขา อวัยวะเหล่านี้เมื่อถูกกระทำด้วยแรงที่มากกว่าค่าความสามารถในการรับแรงจากการเกิดอุบัติเหตุ เช่น การเล่นกีฬา การใช้ยานพาหนะ การทำงานในอุตสาหกรรม และการใช้ชีวิตประจำวัน โดยกระดูกหักชนิดเปิดพบส่วนมากกับกระดูกหน้าแข้ง เนื่องจากมีเพียงชั้นไขมันกับผิวหนังปกคลุม ในทางการแพทย์การรักษาภาวะกระดูกหน้าแข้งหักชนิดเปิดจะต้องทำโดยศัลยแพทย์ผ่าตัดจัดเรียงกระดูกให้อยู่ในแนวปกติแล้วจึงทำการตรึงกระดูกให้อยู่ตามแนวที่จัดเรียงไว้ด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก อุปกรณ์ชนิดนี้เป็นอุปกรณ์ที่รักษาภาวะกระดูกหักชนิดเปิดเพื่อหลีกเลี่ยงการติดเชื้อบริเวณบาดแผลและยังให้เสถียรภาพในการรักษากระดูกหักได้มากกว่าอุปกรณ์ชนิดอื่น การรักษาด้วยอุปกรณ์ชนิดนี้ศัลยแพทย์จะใช้โลหะปลายแหลมที่มีเกลียวฝังเข้าไปในกระดูก และยึดโลหะปลายแหลมเหล่านั้นไว้กับโครงสร้างภายนอกร่างกายด้วยชุดจับยึด เพื่อตรึงกระดูกบริเวณที่เกิดรอยแตกให้อยู่ในแนวเดิมของร่างกาย และเพื่อจำกัดการเคลื่อนที่ของกระดูกบริเวณรอยแตกไม่ให้เคลื่อนที่มากเกินไป จากนั้นกลไกตามธรรมชาติของร่างกายจะทำการสร้างกระดูกขึ้นมาเชื่อมบริเวณรอยแตกที่เกิดขึ้น

กระบวนการประสานของภาวะกระดูกหักตามธรรมชาติในร่างกายมนุษย์ประกอบด้วย 3 ระยะคือ ระยะอักเสบ ระยะซ่อมแซม และระยะตกแต่ง เป็นกระบวนการที่ใช้ระยะเวลานานและกระดูกที่ประสานใหม่มีความแข็งแรงน้อยลงเมื่อเทียบกับกระดูกก่อนหัก จึงทำให้ L. E. Claes และคณะ, S. Wolf และคณะ, และ Giovanni De Bastiani ได้ทำการทดลองจำกัดการเคลื่อนที่บริเวณรอยแตกของกระดูกแบบวัฏจักรระดับไมโครในระยะเวลาซ่อมแซม พบว่าเนื้อกระดูกใหม่ที่ได้รับการเคลื่อนที่มีสมบัติทางกลดีกว่าเนื้อกระดูกใหม่ที่ไม่มีการเคลื่อนที่ อีกทั้งในปัจจุบันอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกที่ใช้ในโรงพยาบาลของประเทศไทยส่วนใหญ่เป็นอุปกรณ์ที่สั่งซื้อมาจากบริษัทผู้ผลิตทั้งในไทยและต่างประเทศ ซึ่งพบว่ามีราคาค่อนข้างสูงและไม่มีการควบคุมการเคลื่อนที่รอยแตกของกระดูกแบบวัฏจักรระดับไมโคร ต้องอาศัยการรักษาในรูปแบบให้ผู้ป่วยแหว่งขาหรือลงน้ำหนักไปที่ขาเพื่อให้เกิดการกระตุ้น แต่ก็ยังขาดความต่อเนื่องและความสม่ำเสมอในการกระตุ้น

การวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อทำการออกแบบ พัฒนา และทดสอบสมรรถนะทางกล ต้นแบบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกที่มีกลไกพลวัตแบบกึ่งอัตโนมัติสำหรับช่วยในการกระตุ้น การประสานกระดูก โดยทำการออกแบบและวิเคราะห์บน โปรแกรมช่วยวิเคราะห์ทางวิศวกรรม ก่อนสร้างอุปกรณ์ต้นแบบ เพื่อทดสอบสมรรถนะทางกลอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกในระดับ ห้องปฏิบัติการ ได้แก่ ความแข็งแรง ความแข็งตึง และผลตอบสนองของกลไกพลวัต ภายใต้ภาระ กระทำเงื่อนไขต่าง ๆ ได้แก่ ภาระกระทำในแนวแกน ภาระกระทำแบบโมเมนต์คดสี่จุดในแนว หน้า-หลัง ภาระกระทำแบบโมเมนต์คดสี่จุดในแนวด้านข้าง ภาระกระทำแบบโมเมนต์บิด เปรียบเทียบกับอุปกรณ์มาตรฐาน

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อออกแบบระบบกลไกทางกลเชิงพลวัตในอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอก สำหรับช่วยในการกระตุ้นการเชื่อมต่อกระดูก

1.2.2 เพื่อสร้างต้นแบบอุปกรณ์และทดสอบผลตอบสนองทางกลต้นแบบอุปกรณ์ยึด ตรึงกระดูกแบบภายนอกที่พัฒนาขึ้น

1.2.3 เพื่อศึกษาเชิงเปรียบเทียบสมรรถนะทางกลต้นแบบอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบระหว่าง การจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์กับการทดสอบในห้องปฏิบัติการ

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 ออกแบบและวิเคราะห์อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ช่วยในการออกแบบและวิเคราะห์ทางวิศวกรรมโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

1.3.2 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกซึ่งประกอบไปด้วยระบบกลไกทางกลเชิง พลวัตสามารถปรับเปลี่ยนการทำงานในสภาวะการก้มและสгиดยได้

1.3.3 ออกแบบและพัฒนาระบบกลไกพลวัตสำหรับติดตั้งกับอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก แบบภายนอก เพื่อให้มีระยะการเคลื่อนที่ในแนวแกน (Axial Micro-movement) และทดสอบ ผลตอบสนองของกลไกพลวัต สำหรับช่วยในการกระตุ้นการเชื่อมต่อกระดูกในช่วง 0.1-0.4 มิลลิเมตร และความถี่ 0.5-1.0 เฮิรตซ์

1.3.4 ทดสอบสมรรถนะทางกลอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกในระดับห้องปฏิบัติการ เพื่อหาความแข็งตึงภายใต้ภาระกระทำเงื่อนไขต่าง ๆ ดังนี้

- 1) ภาระกระทำในแนวแกน
- 2) ภาระกระทำแบบโมเมนต์คดสี่จุดในแนวหน้า-หลัง

- 3) การกระทำแบบโมเมนต์ค้ำจุดในแนวด้านข้าง
- 4) การกระทำแบบโมเมนต์บิด

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.4.1 ต้นแบบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่มีระบบการกระตุ้นการเชื่อมต่อกระดูก
- 1.4.2 ผลการทดสอบสมรรถนะทางกลในระดับห้องปฏิบัติการ
- 1.4.3 เป็นแนวทางในการพัฒนาอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกแบบพลวัต เพื่อใช้ในทางคลินิก



บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 บทนำ

สำหรับภาวะกระดูกหักชนิดเปิดซึ่งส่วนมากเกิดขึ้นกับกระดูกหน้าแข้ง เนื่องจากเป็นกระดูกที่มีเพียงชั้นผิวหนังปกคลุม แนวทางการรักษาของสภาวะนี้ศัลยแพทย์จะทำการผ่าตัดจัดเรียงกระดูกแล้วทำการตรึงกระดูกด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก จากนั้นร่างกายจะเกิดกระบวนการประสานกระดูกตามธรรมชาติ นอกจากกระบวนการของร่างกายแล้วยังพบว่าการกระตุ้นกระดูกทางกลทำให้เกิดการเคลื่อนที่บริเวณรอยแตกกระดูกส่งผลดีต่อการประสานกระดูก ในบทนี้จึงกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับกระดูก ภาวะกระดูกหัก กระบวนการรักษา กระบวนการสร้างกระดูกของร่างกายตามธรรมชาติและการกระตุ้นการสร้างกระดูก เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกและกลไกช่วยกระตุ้นสำหรับติดตั้งบนอุปกรณ์ดังกล่าว

2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับกระดูกมนุษย์

มนุษย์มีระบบกระดูกเป็นโครงสร้างของร่างกายประกอบด้วย กระดูก (Bone) กระดูกอ่อน (Cartilage) เอ็น (Tendon) และเอ็นยึด (Ligament) สามารถจำแนกรูปร่างของกระดูกในมนุษย์ได้เป็น 5 ชนิดตาม Human Anatomy and Physiology (2016) ที่ระบุไว้คือ

1. กระดูกแบบยาว (Long bone) เป็นกระดูกที่มีความยาวมากกว่าความกว้างและประกอบด้วยส่วนกลางกระดูกหรือไดอะไฟซิส (Diaphysis) และส่วนปลายกระดูก หรืออีพิไฟซิส (Epiphyses) กระดูกชนิดนี้เป็นชนิดที่พบได้ทั่วไปในกระดูกแขนงค์

2. กระดูกแบบสั้น (Short bone) เป็นกระดูกที่มีลักษณะคล้ายลูกบาศก์ เช่น กระดูกของข้อมือและข้อเท้า

3. กระดูกแบบแบน (Flat bone) เป็นกระดูกที่มีลักษณะเป็นระนาบหรือโค้ง แต่จะมีชั้นของกระดูกเนื้อแน่นขนานไปกับกระดูกเนื้อโปร่ง ตัวอย่างเช่น กระดูกของกะโหลกศีรษะและกระดูกอก

4. กระดูกรูปร่างไม่แน่นอน (Irregular bone) เป็นกระดูกที่มีรูปร่างพิเศษ เช่น ที่พบในกระดูกสันหลัง และกระดูกเชิงกราน

5. กระดูกเซซามอยด์ (Sesamoid bone) จัดเป็นกระดูกแบบสั้นรูปแบบหนึ่ง แต่เป็นกระดูกที่ฝังตัวอยู่ในเอ็น ตัวอย่างที่เห็นชัดคือ กระดูกสะบ้า (Patella) ที่ฝังอยู่ในเอ็นของบริเวณเข่า

2.2.1 หน้าที่ของกระดูก

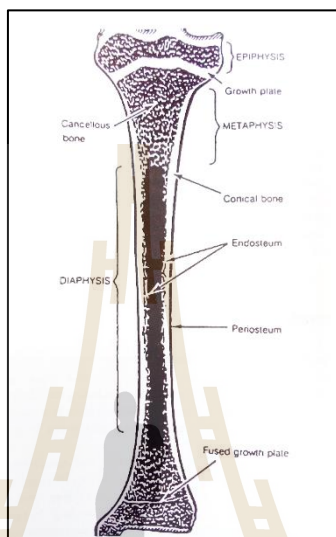
1. เป็นโครงสร้างของรูปร่างร่างกายมนุษย์
2. รองรับอวัยวะให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง
3. ป้องกันอวัยวะภายใน เช่น กะโหลกศีรษะที่ป้องกันสมอง หรือกระดูกซี่โครงที่ป้องกันอวัยวะในทรวงอกจากอันตรายและการกระทบกระเทือน
4. เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อและเอ็นต่าง ๆ และยังประกอบเข้าด้วยกันเป็นข้อต่อที่ทำให้ร่างกายเคลื่อนไหวในรูปแบบต่าง ๆ ได้
5. เป็นแหล่งผลิตเม็ดเลือดแดงและเม็ดเลือดขาว
6. เก็บสะสมแร่ธาตุ โดยเฉพาะแคลเซียมและฟอสฟอรัส
7. ค้างเอาโลหะหนักบางชนิดที่อยู่ในกระแสเลือดมาเก็บไว้ เพื่อลดความเป็นพิษลง

2.2.2 โครงสร้างของกระดูกกระดูกหน้าแข้ง

1. กระดูกทึบ (Cortex) เป็นเนื้อภายนอกกระดูก เนื้อกระดูกจะเรียงตัวกันหนาแน่นเป็นแผ่นทึบแข็ง
2. กระดูกพรุน (Cancellous) เป็นเนื้อกระดูกที่เรียงเป็นรูปแหลมก่ายไปมาเป็นตารางจนเกิดเป็นความพรุนมีไขกระดูกอยู่เต็มช่องว่าง พบบริเวณหัวท้ายกระดูกยาว มีหน้าที่ทำให้กระดูกเบาและกระจายการรับน้ำหนักไปทั่วตัวกระดูก
3. ไขกระดูก (Bone marrow) มี 2 ชนิด คือ ไขกระดูกแดงและไขกระดูกเหลือง จะอยู่ในโพรงกระดูกของกระดูกยาว มีหน้าที่ช่วยให้สารอาหารกับกระดูกและช่วยสร้างเม็ดเลือดแดง และเม็ดเลือดขาว
4. เยื่อหุ้มกระดูกภายนอก (Periosteum) เป็นแผ่นบางที่หุ้มอยู่ภายนอกกระดูก
5. เยื่อหุ้มกระดูกภายใน (Endosteum) เป็นแผ่นบางอยู่ในโพรงกระดูกเยื่อหุ้มกระดูกภายในและภายนอก มีหน้าที่ทำให้กล้ามเนื้อยึดติดกับกระดูกนำเลือดไปเลี้ยงกระดูกจากเส้นเลือดที่ทอดจากเยื่อหุ้มกระดูกไปถึงตัวกระดูก ทำหน้าที่สร้างกระดูกใหม่โดยเซลล์สร้างกระดูกที่อยู่ใต้เยื่อหุ้มกระดูก
6. อีพิฟายซิส (Epiphysis) เป็นส่วนสิ้นสุดของท่อนกระดูก ภายในพบกระดูกพรุนวางตัวในแนวอนระหว่างแผ่นกระดูกที่สิ้นสุดการพัฒนาที่กระดูกอ่อน ส่วนใหญ่เป็นกระดูกพรุนอยู่ภายในของกระดูกแข็ง

7. เมตาไฟซิส เป็นส่วนที่มีพื้นที่กว้างครอบคลุมพื้นที่ระหว่างอีพิฟายซิสและไดแอฟฟิซิสภายในช่องว่างเต็มไปด้วยเนื้อกระดูกพรุน

8. ไดแอฟฟิซิส เป็นส่วนกลางของกระดูกยาวลักษณะเป็นท่อทรงกระบอกภายในช่องว่างมีไขกระดูกและมีเนื้อกระดูกทึบที่หนา



รูปที่ 2.1 Individual Bone Structure (Bone Pathology, 2009)

2.2.3 แร่ธาตุและเซลล์กระดูก

เมื่อกระดูกเจริญเติบโตเต็มที่แล้วจะประกอบด้วยแร่ธาตุ 2 ชนิดตามที่ มารยาท ณ นคร (2553) ระบุไว้ก็คือ

1. สารอินทรีย์ประมาณ ร้อยละ 33 เป็นสารอ่อนของกระดูกส่วนที่ทำให้กระดูกมีความเหนียว เช่น เซลล์ เส้นเลือด

2. สารอนินทรีย์ประมาณ ร้อยละ 71 เป็นส่วนที่ทำให้กระดูกมีความแข็ง ส่วนใหญ่ประกอบด้วยแคลเซียมฟอสเฟตและแคลเซียมคาร์บอเนตอาจมีแมกนีเซียมฟลูออไรด์ และซัลเฟต อยู่เล็กน้อย โดยในกระดูกประกอบด้วยเซลล์ที่มีหน้าที่สร้างและซ่อมแซมกระดูกดังนี้

ออสติโอบลาสต์ (Osteoblast) เป็นเซลล์สร้างเนื้อกระดูกที่เจริญพัฒนามาจากเซลล์ต้นกำเนิดเซลล์กระดูก (Osteoprogenitor cells) เซลล์นี้จะอยู่ตามขอบของเนื้อกระดูกและสร้างโปรตีนที่เรียกว่า “ออสติออยด์ (Osteoid)” ซึ่งโปรตีนดังกล่าวนี้จะมีสารอนินทรีย์มาสะสมและกลายเป็นเนื้อกระดูก นอกจากนี้ออสติโอบลาสต์ยังสร้างเอนไซม์อัลคาไลน์ ฟอสฟาเทส (Alkaline phosphatase) ซึ่งเกี่ยวข้องกับการสร้างเนื้อกระดูก รวมทั้งสารนอกเซลล์อื่น ๆ อีกด้วย

ออสติโอไซต์ (Osteocyte) เป็นเซลล์ที่เจริญต่อมาจากออสติโอ بلاสต์ที่ได้สร้างเนื้อกระดูกจนล้อมรอบตัวเซลล์ และเป็นเซลล์กระดูกที่เจริญเต็มที่แล้ว รอบๆเซลล์จะเป็นช่องที่เรียกว่า “ลากูนา (Lacuna)” และแต่ละลากูนาจะติดต่อกันด้วยช่องทางผ่านเล็ก ๆ ที่เรียกว่า “คานาลิคูล (Canaliculi)” ซึ่งทำให้แต่ละออสติโอไซต์มีการติดต่อกับสารกันได้ ออกซิเจนและสารอาหารก็จะถูกส่งจากหลอดเลือดภายในช่องฮาเวอร์เซียนเข้ามายังแต่ละเซลล์ผ่านทางช่องดังกล่าวนี้ แต่ออสติโอไซต์จะเป็นเซลล์กระดูกที่โตเต็มที่ แต่มันยังมีหน้าที่ในการควบคุมระดับแคลเซียมและสารนอกเซลล์อื่น ๆ ด้วย

ออสติโอคลาสต์ (Osteoclast) เป็นเซลล์ขนาดใหญ่ที่มีหลายนิวเคลียส และเจริญมาจากเซลล์ต้นกำเนิดโมโนไซต์ (Monocyte stem cells) เซลล์นี้มีหน้าที่สำคัญในกระบวนการก่อรูปกระดูก (Bone remodeling) โดยอาศัยการผลิตเอนไซม์แอซิดฟอสฟาเทส (Acid phosphatase) ในการกร่อนเนื้อกระดูก และทำให้กระดูกมีลักษณะที่เหมาะสม นอกจากนี้กระบวนการดังกล่าวยังทำให้มีการนำแคลเซียมออกสู่กระแสเลือดอีกด้วย

2.3 ภาวะกระดูกหัก

ภาวะกระดูกหัก หมายถึง การที่กระดูกแยกออกจากกันทั้งแบบแยกออกเป็นสองชิ้นขึ้นไปหรือแบบบางส่วนยังติดกันอยู่ ซึ่งการหักของกระดูกมีผลทำให้เนื้อเยื่อกระดูกได้รับอันตรายส่วนกล้ามเนื้อและอวัยวะที่อยู่รอบกระดูกก็อาจได้รับอันตรายด้วย การที่แพทย์จะเลือกวิธีการรักษาใดนั้นขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ชนิดของกระดูกหัก ตำแหน่งหรืออวัยวะที่มีการบาดเจ็บ สามารถแบ่งประเภทการหักของกระดูกได้ 2 แบบ คือ

1. ภาวะกระดูกหักแบบปิด หมายถึง รอยหักที่ไม่มีทางติดต่อกับภายนอก เป็นการหักของกระดูกชนิดที่ไม่มีแผลเปิด การรักษากระดูกที่หักแบบปิดนี้อาจมีทั้งการรักษาแบบผ่าตัดและแบบไม่ผ่าตัด

1) การรักษาแบบไม่ผ่าตัด การรักษาวิธีนี้จะมีการดึงจัดกระดูกให้ปลายกระดูกที่หักมาจรดกันและทำการตรึงกระดูกให้คงที่จนกว่ากระดูกจะติดกัน เช่น กระดูกที่หักเป็นกระดูกมือและเท้า กระดูกของแขนท่อนปลาย โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเด็ก กระดูกต้นขาในเด็ก กระดูกแข้งกระดูกไหปลาร้า เป็นต้น

2) การรักษาแบบผ่าตัด เป็นการผ่าตัดเพื่อเปิดแผลให้เห็นรอยหักของกระดูกโดยตรงและจัดชิ้นที่หักเข้าที่ให้ดีที่สุดแล้วจึงทำการยึดตรึงภายในด้วยวัสดุยึดตรึงภายใน เช่น แผ่นดาม ตะปูควงหรือสกรู แกนดาม ลวดอ่อนหรือแข็ง เพื่อให้ชิ้นหักอยู่นิ่งอย่างมั่นคงหรือแข็งแรง กระดูกหักที่ต้องรักษาด้วยวิธีนี้ เช่น การหักของส่วนคอกระดูกต้นขา กระดูกต้นขาหักทุกระดับในผู้ใหญ่

กระดูกท่อนแขนท่อนปลายหักงอ และชิ้นหักที่มีการเคลื่อนในผู้ใหญ่ การหักผ่านข้อ กระดูกสะบ้าหัก เป็นต้น

2. กระดูกหักแบบเปิด หมายถึง รอยหักที่มีทางติดต่อกับภายนอก การหักของกระดูกแบบนี้จะมีแผลเปิดจากภายนอกจนถึงตำแหน่งกระดูกหัก การรักษากระดูกหักแบบนี้ต้องทำในโรงพยาบาลและทำโดยแพทย์เฉพาะทางที่ชำนาญ ซึ่งมีขั้นตอนดังนี้

1) การผ่าตัดชำระบาดแผล ซึ่งต้องทำให้ในห้องผ่าตัด

2) การจัดตรึงกระดูกชิ้นที่หัก เนื่องจากการผ่าตัดชำระบาดแผลจะเปิดให้เห็นรอยหักอยู่แล้ว ก็สามารถทำการจัดกระดูกให้เข้าที่ได้ ส่วนการเลือกใช้วิธีการตรึงชิ้นที่หักให้อยู่กับที่นั้น มีปัจจัยหลายอย่างที่ควรคำนึงถึง เนื่องจากกระดูกหักแบบเปิดนี้มีโอกาสในการติดเชื้อแพทย์จะเป็นผู้พิจารณาว่าจะใช้วัสดุยึดตรึง เช่น แผ่นตาม สกรูแกนตาม ลวดอ่อนหรือแข็งหรือจะเข้าเฟือก ซึ่งโดยทั่วไปอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกจะถูกเลือกใช้รักษาภาวะกระดูกหักแบบเปิดเป็นส่วนใหญ่

3) การให้ยาปฏิชีวนะเพื่อรักษาอาการติดเชื้อ

4) การให้วัคซีนป้องกันโรคบาดทะยัก

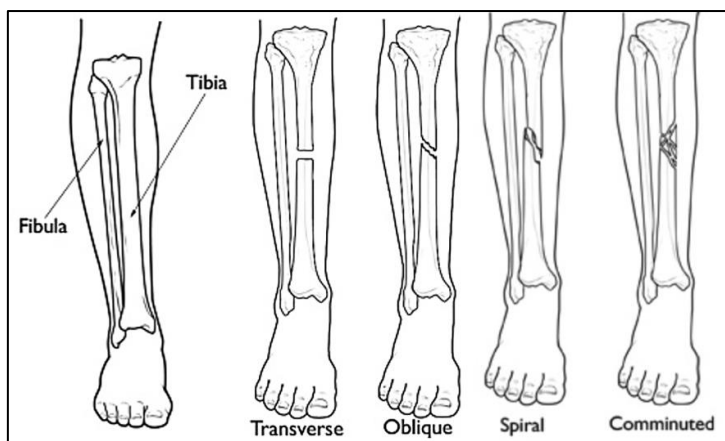
ถ้าได้รับการรักษาไม่ถูกต้องจะทำให้เกิดผลแทรกซ้อนหลายอย่างตามมา เช่น กระดูกติดเชื้อ กระดูกไม่ติด กระดูกผิดรูป มีการโก่งงอของกระดูก ถ้ากระดูกหักผ่านข้ออาจทำให้ข้อติดใช้งานได้ไม่เหมือนเดิม อาจจะมีการติดเชื้อของกระดูก หรือถ้ามีการหักผ่านแผล (ในกรณีหักแบบเปิด) กระดูกอ่อนบริเวณส่วนปลายของกระดูกในเด็กซึ่งจะเป็นบริเวณที่มีการเจริญให้กระดูกยาวออกไป ถ้าได้รับการรักษาไม่ถูกต้องจะทำให้กระดูกหยุดการเจริญเติบโตได้ โดยรูปแบบการหักของกระดูกหน้าแข้งส่วนกลาง มีดังนี้ (ดังรูปที่ 2.2)

(1) กระดูกหักในแนวขวาง (Transverse) ลักษณะรอยแตกหักของกระดูกจะตั้งฉากกับแนวยาวของกระดูก เกิดขึ้นได้ในกรณีที่กระดูกได้รับแรงดึง

(2) กระดูกหักในแนวเฉียง (Oblique) ลักษณะรอยแตกหักของกระดูกจะเอียงไม่ตั้งฉากกับแนวยาวของกระดูก เกิดขึ้นได้ในกรณีที่กระดูกได้รับแรงกด

(3) กระดูกหักในแนวเฉียงแบบเกลียว (Spiral) ลักษณะรอยแตกหักของกระดูกจะเอียงและหมุนไปตามผิวรอบกระดูก ไม่ตั้งฉากกับแนวยาวของกระดูก เกิดขึ้นได้ในกรณีที่กระดูกได้รับแรงบิด

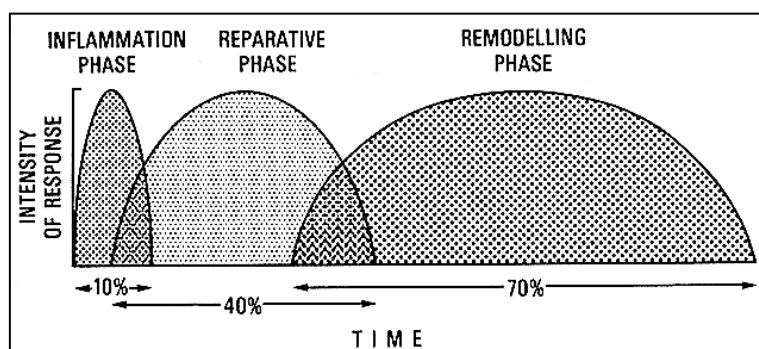
(4) กระดูกแตกเป็นชิ้นเล็ก ๆ (Comminuted) เป็นการแตกของกระดูกที่แตกออกเป็นชิ้นมากกว่า 2 ชิ้น



รูปที่ 2.2 Type of Tibia Shaft Fracture (Jason A. Lowe, 2018)

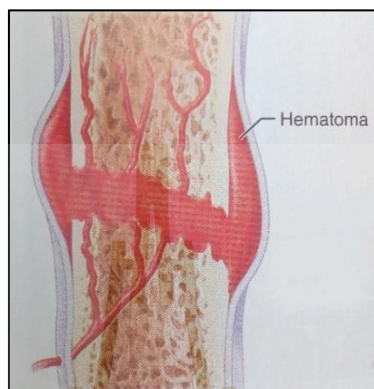
2.4 กระบวนการรักษาของกระดูกหักตามธรรมชาติ

กระดูกที่หักสามารถประสานหรือเชื่อมต่อกันได้นั้นเป็นขบวนการตามธรรมชาติที่ซับซ้อนของร่างกาย โดยกระดูกสามารถประสานกันตัวเองตามธรรมชาติ เนื่องจากมีเซลล์และมีระบบหลอดเลือดมาเลี้ยงประกอบกับองค์ประกอบที่เหมาะสมทั้งทางชีวภาพและทางกลศาสตร์ของสภาวะแวดล้อมบริเวณรอยหัก ส่วนการประสานของกระดูกจะเกิดขึ้นเร็วหรือช้าขึ้นอยู่กับสัดส่วนของสารอินทรีย์กับสารอนินทรีย์ ในสัตว์อายุน้อยมีสัดส่วนสารอินทรีย์สูงกว่าสารอนินทรีย์ส่งผลให้เซลล์ที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการสร้างกระดูกมีการแบ่งตัวมาก การประสานจึงเกิดรวดเร็วกว่าสัตว์อายุมาก แต่ความยากหรือง่ายของการเชื่อมประสานขึ้นกับชนิดของการหักด้วย ทั้งนี้ชีวกลศาสตร์ขั้นตอนการเชื่อมต่อของกระดูกแบ่งตามระยะเวลาและการเปลี่ยนแปลงบริเวณกระดูกหักได้เป็น 3 ระยะ ดังนี้ (ดังรูปที่ 2.3)



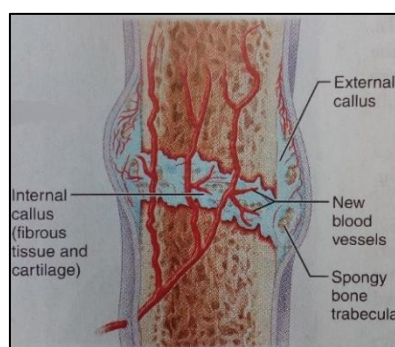
รูปที่ 2.3 กระบวนการรักษากระดูกหักของร่างกาย (Fracture in adult, 2015)

1. ภาวะอักเสบ (Inflammatory phase) เมื่อเนื้อกระดูกหักออกจากกัน เนื้อเยื่อโดยรอบกระดูกที่หักรวมทั้งหลอดเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกก็จะฉีกขาดไปด้วย ส่งผลให้บริเวณรอยแตกหักจึงมีลิ่มเลือดเกิดขึ้น และเกิดกระบวนการอักเสบขึ้นรอบๆ รอยบาดเจ็บ ทั้งนี้ภาวะอักเสบจะสิ้นสุดลงเมื่อเริ่มมีการสร้างและซ่อมกระดูกเกิดขึ้น ซึ่งจะใช้เวลาประมาณ 3-4 วัน หรือร้อยละ 10 ของเวลาทั้งหมด



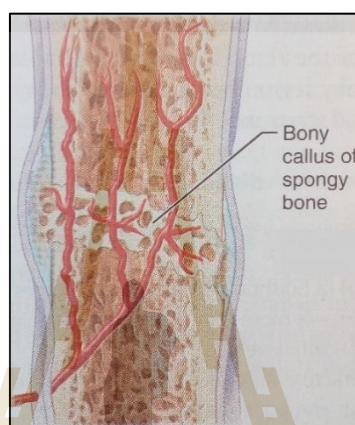
รูปที่ 2.4 ภาวะอักเสบ (Human Anatomy and Physiology, 2016)

2. ภาวะซ่อมแซม (Reparative phase) เป็นระยะที่มีการเพิ่มจำนวนเซลล์กระดูกอ่อนมาจากชั้นในของเยื่อหุ้มกระดูกซึ่งเป็นเซลล์ที่มีความสามารถในการสร้างเนื้อพื้นของกระดูก พร้อมกับมีหลอดเลือดงอกเข้ามาสู่บริเวณรอยหักและมีการสร้างกระดูกซ่อมแซมมาพอกรอบ ๆ รอยหัก รวมทั้งเชื่อมช่องว่างระหว่างปลายหักให้มีความต่อเนื่องกันใหม่ โดยที่กระดูกจะค่อย ๆ เปลี่ยนแปลงเป็นกระดูกใหม่ชั่วคราว ซึ่งระยะเวลาในช่วงนี้ประมาณ 3-4 สัปดาห์หรือร้อยละ 40 ของเวลาทั้งหมด



รูปที่ 2.5 ภาวะซ่อมแซม (Human Anatomy and Physiology, 2016)

3. ระยะเวลาปรับแต่ง (Remodeling phase) ในระยะนี้จะมีการลดหรือเพิ่มโครงสร้างภายในกระดูกใหม่ชั่วคราว โดยอาศัยเซลล์อ่อนการสร้างกระดูกและเซลล์สลายกระดูกตามลำดับ เพื่อให้เหมาะสมกับสภาพการใช้งาน ระยะเวลาสั้นกินเวลานานเป็นเดือน ๆ หรือหลายปี และเกิดได้ดีกับช่วงอายุน้อย ๆ กระบวนการนี้จะดำเนินต่อไปได้คือต่อเมื่อขึ้นกระดูกที่หักอยู่นิ่งและช่องว่างตรงรอยหักถูกบรรจุเต็มไปด้วยกระดูกใหม่ชั่วคราวแล้ว อย่างไรก็ตามแม้ว่าการซ่อมแซมจะเสร็จสิ้นอย่างสมบูรณ์แล้ว แต่ประสิทธิภาพของกระดูกที่ซ่อมแซมมักจะด้อยกว่ากระดูกเดิมก่อนหัก



รูปที่ 2.6 ระยะเวลาปรับแต่ง (Human Anatomy and Physiology, 2016)

ปัจจุบันใช้ภาพถ่ายรังสีเพื่อพิจารณาคุณภาพของเนื้อกระดูกที่สร้างขึ้นใหม่รอบบริเวณรอยแตกของกระดูก ว่าคุณภาพการประสานรอยแยกของกระดูกประสานกันดีแล้ว โดยระยะเวลาในการรักษากระดูกหักให้ประสานกันขึ้นอยู่กับ ตำแหน่ง ชนิดของกระดูกที่หัก และวิธีการรักษา โดยผู้ใหญ่จะติดซีกว่าเด็กประมาณ 1-2 สัปดาห์ ตัวอย่างเช่น การหักของกระดูกหน้าแข้งในส่วน Shaft of long bone ใช้เวลารักษาประมาณ 12 สัปดาห์และในส่วน Metaphysis of long bone ใช้เวลารักษาประมาณ 6-8 สัปดาห์

2.5 การรักษากระดูกหัก

การรักษากระดูกหักโดยการดามกระดูก (2547) เป็นการจำกัดการเคลื่อนที่บริเวณกระดูกที่หักเพื่อให้กระดูกประสานในตำแหน่งปกติและสามารถเคลื่อนไหวร่างกายได้โดยไม่มีอาการแทรกซ้อนซึ่งมีความสำคัญในการรักษาและเนื่องจากการประสานของกระดูกใช้ระยะเวลานาน การรักษากระดูกหักที่ดีต้องไม่ส่งผลเสียต่อขบวนการทางชีวภาพในการรักษาของกระดูกเพื่อ

ไม่ให้เกิดภาวะแทรกซ้อนจากการตามกระดูก โดยสามารถแบ่งประเภทการตามกระดูกตามลักษณะการรักษาได้ 2 ประเภท คือ

1. การรักษาบริเวณตำแหน่งที่กระดูกหักเพื่อใช้วัสดุยึดบริเวณตำแหน่งที่กระดูกหักโดยตรง (Internal treatment) ตัวอย่างเช่น

- แผ่นตามกระดูก ทำหน้าที่เป็นโครงสร้างรับน้ำหนักแทนบริเวณรอยแยกกระดูก
- แขนตามกระดูก ทำหน้าที่เป็นโครงสร้างที่ช่วยรับน้ำหนัก โดยจะใส่แกนเข้าไปภายในช่องว่างที่เป็นทรงกระบอกของกระดูกทำหน้าที่เป็นตัวยึดภายในเหมาะสำหรับใช้ตามกระดูกยาว
- สกรูยึดกระดูก ทำหน้าที่สร้างแรงอัดระหว่างชิ้นกระดูกที่แยกออกจากกันให้ชิดกัน เพื่อให้กระดูกอยู่ในตำแหน่งเดิมและไม่เกิดการเคลื่อนที่ โดยแรงกดอัดที่ได้วัดได้จากแรงต้านทานการถอนของสกรู

2. การรักษาบริเวณตำแหน่งที่กระดูกหักโดยไม่ใช้วัสดุยึดบริเวณตำแหน่งกระดูกหักโดยตรง (External treatment) ตัวอย่างเช่น

- การใส่เฝือก เป็นการตามกระดูกภายนอกตัวเฝือกมีหน้าที่เป็นโครงสร้างที่แข็งแรงช่วยจำกัดการเคลื่อนที่ของรอยแยกกระดูกเพื่อรอให้กระดูกประสานตามธรรมชาติ
- การใช้อุปกรณ์ถ่วงดึงกระดูก เป็นการตามและจัดเรียงกระดูกไปพร้อม ๆ กัน โดยใช้แรงดึงเอาชนะแรงที่ทำให้กระดูกเคลื่อนเพื่อให้กระดูกอยู่ในแนวแกนที่เหมาะสม
- การใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอก ประกอบด้วยหมุดตรึง (Pin) ที่ยึดกับกระดูกและโครงสร้างอุปกรณ์ยึดตรึง (Frame) ที่เป็นส่วนเชื่อมต่อให้หมุดตรึงอยู่ในมุมและตำแหน่งที่ต้องการสามารถปรับการใช้งานได้แบบระนาบเดียวและหลายระนาบ

การประสานของกระดูกแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ

1) การประสานกันโดยไม่มีการสร้างกลุ่มเซลล์ช่วยรักษาเกิดขึ้นกับการรักษากระดูกที่มีความแข็งแรงดีในการตรึงกระดูกค่อนข้างมากแล้วทำให้ไม่เกิดช่องว่างหรือมีช่องว่างระหว่างรอยแยกกระดูกน้อยกว่า 1 มิลลิเมตร แต่ก็มีระบบหล่อเลี้ยงเลือดเพียงพอต่อการรักษาบริเวณรอยแยกมีการแบ่งการประสานของกระดูกตามช่องว่างของรอยแยกออกเป็น 2 กรณี ได้แก่

(1) ช่องว่างของรอยแยกน้อยกว่า 200 ไมโครเมตรทำให้การประสานไม่มีการสร้างกระดูกอ่อนโดยการประสานจะเข้าสู่ระยะอักเสบแล้วไปสู่ระยะปรับแต่ง

(2) ช่องว่างของรอยแยกมากกว่า 200 ไมโครเมตรแต่ไม่เกิน 1 มิลลิเมตรก่อนระยะปรับแต่ง การเพิ่มจำนวนเซลล์จากชั้นในของเยื่อหุ้มกระดูกจะสร้างกระดูกแข็งที่มีแผ่นไขคอลลางเจนเรียงตัวขนานกันอย่างเป็นระเบียบบริเวณรอบแยก

2) การประสานกันโดยมีการสร้างกลุ่มเซลล์ช่วยรักษาเกิดขึ้นกับการรักษากระดูกที่มีการเคลื่อนไหวยบริเวณรอยแยกของกระดูกโดยในระยะซ่อมแซม เซลล์ที่มีความสามารถในการสร้างเนื้อพื้นของกระดูกจะสร้างเนื้อพื้นแบบอ่อนแล้วจึงเปลี่ยนเป็นแบบแข็งแล้วจึงเข้าสู่ระยะปรับแต่ง

2.6 การกระตุ้นการประสานของกระดูก

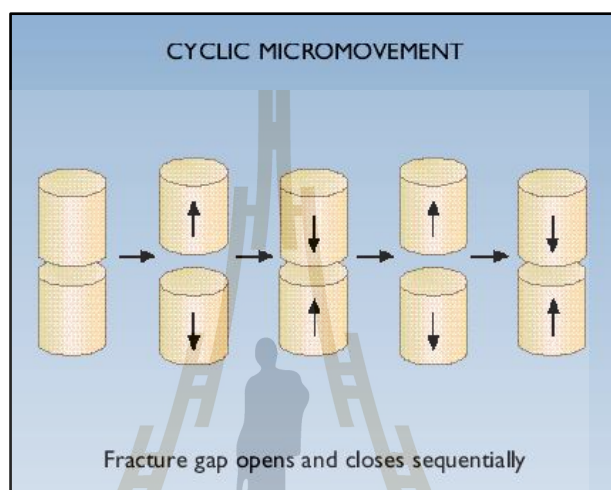
การกระตุ้นการประสานของกระดูก คือ การกระทำที่เพิ่มการสร้างเซลล์สร้างกระดูกใหม่ (Callus) เพื่อให้ระยะเวลาในการรักษาลดลงและยังเป็นการเพิ่มคุณสมบัติของกระดูกที่ประสานกัน เช่น ความหนาแน่นของแร่ธาตุในกระดูก พื้นที่หน้าตัดของกระดูก และความสามารถในการรับแรงทางกลเป็นต้น ในปัจจุบันมีวิธีการกระตุ้นการประสานกระดูกด้วยวิธีต่าง ๆ ดังนี้

1. สารที่ได้จากมนุษย์หรือจากสัตว์ ได้แก่ กระดูกปลุกที่ได้จากผู้ป่วย ผู้บริจาค หรือสัตว์และไขกระดูก
2. โพรตีนที่กระตุ้นการเปลี่ยนแปลงเซลล์ต้นกำเนิดให้เป็นเซลล์กระดูก โดยการให้เฉพาะที่หรือให้ทางกระแสเลือด ซึ่งสามารถกระตุ้นการประสานของกระดูกใกล้เคียงกับกระดูกปลุก
3. สารทดแทนกระดูก ได้แก่ เซรามิก ไบโอบีโอสแตทิกฟอสเฟต และโพลีเมอร์
4. การใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระตุ้นการประสานของกระดูกโดยกระตุ้นให้เซลล์กระดูกมีการแบ่งตัว
5. อัลตราซาวด์ความถี่ต่ำ เพื่อกระตุ้นการแบ่งตัวของเซลล์กระดูกและหลอดเลือดไปเลี้ยงบริเวณกระดูกที่มีรอยแยก
6. การกระตุ้นทางกลโดยใช้อุปกรณ์ช่วยในการเคลื่อนที่ให้บริเวณรอยแยกของกระดูกเคลื่อนที่ได้ในระดับไมโคร

2.7 การกระตุ้นทางกล

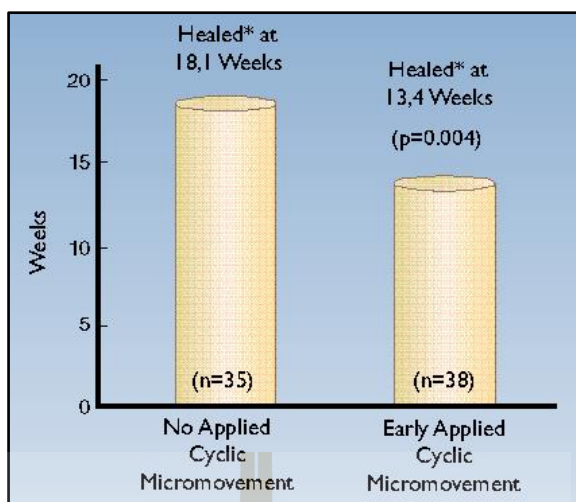
การกระตุ้นกระดูกทางกลคือการทำให้บริเวณรอยแตกของกระดูกมีการเคลื่อนที่เพื่อกระตุ้นการสร้างเซลล์สร้างกระดูกใหม่ (Callus) ในระยะที่สองของการรักษากระดูก (L. E. Claes et al., 1995) พบว่าการใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกที่มีระยะเคลื่อนที่ในแนวแกนอยู่ในช่วง 0.15-0.34 มิลลิเมตร กระดูกมีค่าความต้านทานการดึงมากกว่าการใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกแบบไม่เคลื่อนที่ถึงร้อยละ 45 และงานวิจัยของ S. Wolf และคณะ 1998 พบว่า การเคลื่อนที่บริเวณรอยแตกของกระดูกที่ระยะ 0.4 มิลลิเมตร ความถี่ 1 เฮิรตซ์ จำนวน 1,200

รอบต่อวัน ส่งผลให้ค่าความหนาแน่นของแร่ธาตุในกระดูกและความแข็งแรงของกระดูกถึงร้อยละ 24 และ 62 ตามลำดับ ซึ่งสอดคล้องกับการกระตุ้นการสร้างกระดูกด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกที่เรียกว่า “Dynamization” ถูกคิดค้น โดย Giovanni De Bastiani (2000) อาจารย์ด้านสรีรวิทยา มหาวิทยาลัยเวโรนา โดยการกระตุ้นด้วยวิธี Dynamization เป็นการเคลื่อนที่ซ้ำเป็นวัฏจักรในระยะไมโครเมตร (Cyclic micro movement) ดังแสดงในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 วัฏจักรการเคลื่อนที่ระดับไมโคร (Cyclic micro movement)
(Giovanni De Bastiani, 2000)

โดยการเคลื่อนที่แบบวัฏจักรไมโครควรทำเป็นช่วงสั้นๆต่อวันและควรใช้วัฏจักรนี้กับระยะที่สองของการรักษากระดูกเท่านั้น ถ้าเกินจากช่วงที่สองหรือระยะเวลาเกิน 6-7 สัปดาห์การใช้วัฏจักรไมโครจะไม่มีผลต่อการสร้างเซลล์สร้างกระดูกใหม่ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ I. Ohnishi et al., 2002 พบว่ารอยแตกของกระดูกที่ได้รับการรักษาจะเริ่มไม่มีการเคลื่อนที่ในสัปดาห์ที่ 7 ทั้งนี้ผลจากการกระตุ้นด้วยวัฏจักรไมโครยังแสดงผลให้เห็นได้จากการวิจัยในระดับคลินิกของ Kenwright, etc 1991 ที่ทำการวิจัยกับวัฏจักรการเคลื่อนที่ระดับไมโครที่บริเวณรอยแตกในช่วง 7 วันหลังการผ่าตัดส่งผลให้ระยะเวลาในการรักษาลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ดังแสดงในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 การเปรียบเทียบระยะเวลาการรักษาด้วยการกระตุ้นด้วยวัฏจักรการเคลื่อนที่ระดับไมโคร (Giovanni De Bastiani, 2000)

2.8 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอก

อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกเป็นอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นเพื่อจัดกระดูกให้เข้าที่ โดยการเสียบโลหะปลายแหลมหรืออาจมีส่วนปลายเป็นเกลียวจำนวนหลาย ๆ ตัวเข้าผ่านกระดูกรอบ ๆ บริเวณที่หักจากนั้นจัดเรียงกระดูกให้อยู่ในแนวเดิมของร่างกายและยึดชิ้น โลหะเหล่านี้เข้าด้วยกันด้วยโลหะที่เป็นแกนเชื่อมยึดให้เกิดความแข็งแรงโดยแกน โลหะนี้อยู่ภายนอกร่างกาย ศัลยแพทย์นิยมใช้วิธีการรักษานี้เมื่อเป็นกระดูกหักชนิดมีแผลเปิดและมีกระดูกแตกละเอียดหรือมีโอกาสดัดเชื้อสูง นอกจากนี้อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกยังสามารถใช้ในการรักษาความผิดปกติทางรูปร่างของกระดูกและสามารถใช้ในการยึดกระดูกให้ยาวขึ้นได้อีกด้วย อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก มีส่วนประกอบสำคัญอยู่ด้วยกัน 3 ส่วน คือ

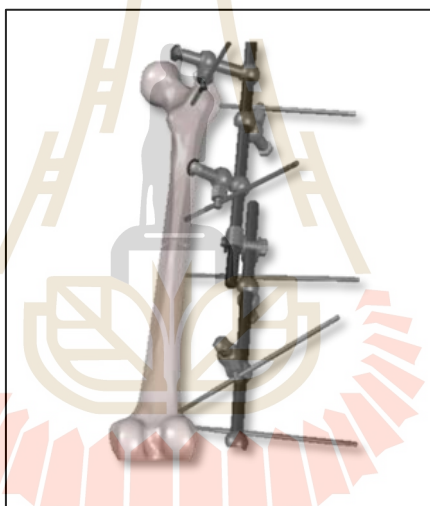
1. หมุดตรึง (Schanzscrew) มีลักษณะเป็นแท่งโลหะและส่วนปลายจะถูกทำให้มีลักษณะเป็นเกลียวหัวสว่านที่เรียกว่า “Self-Drilling Schanzscrew” ซึ่งส่วนปลายนี้จะสามารถใช้เจาะได้ด้วยตัวเอง หมุดตรึงทำหน้าที่ในการเชื่อมต่อระหว่างกระดูกและโครงสร้างของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก โดยใช้ส่วนหัวสว่านในการเจาะเข้าไปในกระดูกและยึดปลายอีกข้างเข้ากับ โครงสร้าง ซึ่งส่วนใหญ่หมุดตรึงจะทำมาจากวัสดุสแตนเลสเกรดทางการแพทย์หรือไททานเนียม

2. กลไกชุดจับยึด (Clamps set) มีลักษณะแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับแต่ละผู้ผลิตจะออกแบบมา แต่โดยส่วนใหญ่แล้วจะจะมีลักษณะเป็นวัสดุสองชิ้นประกบกันและล็อกกันด้วยน็อต โดยที่ชุดจับยึดจะทำหน้าที่จับยึดหมุดตรึงและ โครงสร้างอุปกรณ์เข้าด้วยกัน

3. โครงสร้างตัวอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก (Body) โดยทั่วไปแล้วโครงสร้างตัวอุปกรณ์ที่ถูกออกแบบและพบเห็นใช้งานจะมีอยู่ 2 แบบ คือ แบบแท่ง (Rod) และแบบวงแหวน (Ring) ซึ่งตัวโครงสร้างอุปกรณ์นี้จะทำหน้าที่เป็นส่วนให้ชุดจับยึดมาจับยึด เพื่อให้เกิดความแข็งแรงและความแข็งตึงของตัวอุปกรณ์

2.8.1 ชนิดของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก

ในปัจจุบันอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกที่ผลิตและมีจำหน่ายโดยมีผลิตภัณฑ์ของบริษัท AO, AOS, BAUMER, BIO-TECH, DEPUY-SYNTHES, DYNAFIX, LIMA CORPORATE, MIKIA, RESPONSE-ORTHO, ORTOSINTESE, ORTHOFIX, ORTHOPEASIA, SARAFIX, SMITH&NEPHEW และ ZIMMER เป็นต้น ซึ่งมีรูปร่างของอุปกรณ์แตกต่างกันออกไปตามการออกแบบแต่สามารถแบ่งตามลักษณะโครงสร้างของอุปกรณ์ได้ 3 ลักษณะ คือ



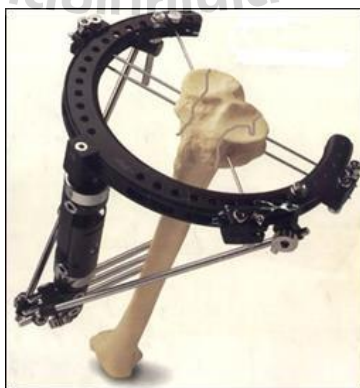
รูปที่ 2.9 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกแบบข้างเดียว

1) อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกแบบข้างเดียว (Unilateral External Fixator) โครงสร้างอุปกรณ์ชนิดนี้จะมีลักษณะง่ายและมีความรวดเร็วในการติดตั้งสูง สามารถจัดแนวและปรับระยะห่างของอุปกรณ์ให้เข้ากับลักษณะการแตกหักของกระดูกได้ง่าย ให้เสถียรภาพที่รอยแตกได้สูงที่สุดแต่มีข้อเสียคือผู้ป่วยจะไม่สามารถลงน้ำหนักไปยังขาข้างที่ใส่อุปกรณ์ได้อย่างเต็มที่



รูปที่ 2.10 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกแบบอิลลิซารอฟ

2) อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกแบบอิลลิซารอฟ (Ilizarov External Fixator) โครงสร้างอุปกรณ์ชนิดนี้จะประกอบด้วยวงแหวนหลายๆวงประกอบเข้าด้วยกันเป็นโครงสร้างซึ่งวงแหวนแต่ละชั้นจะถูกเชื่อมต่อเข้ากันด้วยแท่งโลหะ การยึดตรึงอุปกรณ์ชนิดนี้เข้ากับกระดูกจะใช้การยิงเส้นลวดทะลุผ่านกระดูกและตรึงเข้ากับวงแหวนด้วยแรงดึง ข้อดีของอุปกรณ์ชนิดนี้คือ สามารถใช้กับกรณีการแตกหักแบบซับซ้อนได้ดีอีกทั้งยังจัดแนวของกระดูกได้ด้วยตัวของอุปกรณ์และสามารถใส่ยาที่บาดเจ็บรับน้ำหนักร่างกายได้ แต่ก็มีข้อเสียคือ โครงสร้างของอุปกรณ์มีขนาดใหญ่ ต้องใช้เส้นลวดหลายเส้นในการยึดตรึงทำให้เกิดความเสี่ยงสูงที่เส้นลวดจะไปถูกระบบประสาท เส้นเอ็นและเส้นเลือด อีกทั้งการติดตั้งอุปกรณ์เข้ากับกระดูกของผู้ป่วยยังมีความยุ่งยากซับซ้อนอีกด้วย



รูปที่ 2.11 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกแบบผสม

3) อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกแบบผสม (Hybrid External Fixator) อุปกรณ์ชนิดนี้เป็นการผสมผสานข้อดีของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบข้างเดียวและแบบอิลลิซารอฟเข้าด้วยกันทำให้โครงสร้างของอุปกรณ์ชนิดนี้สามารถหลีกเลี่ยงบริเวณอันตรายในการยึดหมุดตรึงด้วยข้อต่อในขณะเดียวกันก็ยังสามารถที่จะควบคุมรอยของการแตกหักได้เช่นเดิม แต่ก็มีข้อด้อยเรื่องขนาดที่ใหญ่ และการติดเชื้อที่อาจจะเกิดขึ้นได้ง่าย

2.8.2 ข้อบ่งชี้ของการใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก

- 1) กระดูกหักแบบมีแผลเปิด และแผลมีขนาดใหญ่รุนแรง
- 2) กระดูกหักที่มีการอักเสบ และติดเชื้อร่วมด้วย
- 3) กระดูกหักหลายๆแห่งในชั้นเดียวกัน
- 4) กระดูกหักที่มีอันตรายต่อหลอดเลือด และเส้นประสาทร่วมด้วย
- 5) กระดูกหักภายในข้อ

ข้อดีของการใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก

1) ผู้ป่วยกระดูกหักที่ไม่สามารถรักษาได้โดยการใส่เฝือก หรือผ่าตัดใส่โลหะยึดตรึงกระดูกภายใน

- 2) สามารถการกระตุ้นการเชื่อมต่อกระดูก
- 3) สามารถดูสถานะของเนื้อเยื่ออ่อน แผล ได้สะดวก
- 4) สามารถขยับข้อ บริหารข้อได้ดี
- 5) สามารถใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก โดยใช้ยาเฉพาะที่ได้ใน

กรณีที่ผู้ป่วยมีอาการหนักมากจนไม่สามารถดมยาสลบได้

- 6) ให้ผู้ป่วยลุกเดินได้เร็วขึ้น

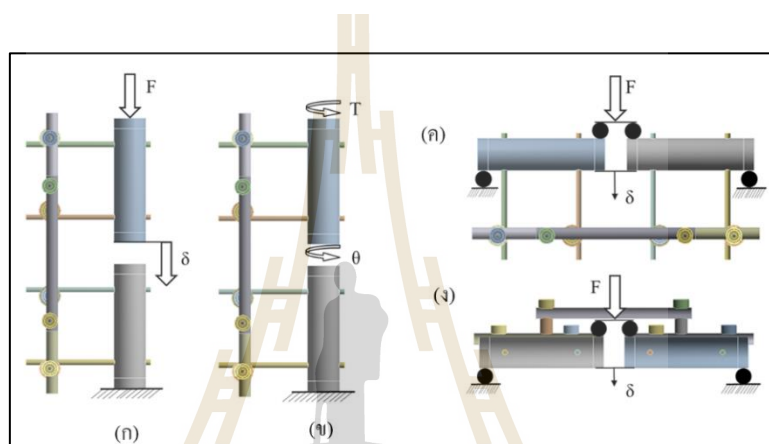
ข้อเสียของการใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก

- 1) เกิดการติดเชื้อ (Pin tract infection) ทำให้เกิดข้อติดแข็ง
- 2) เกิดภาวะขาดเลือดของกล้ามเนื้อทำให้ระบบไหลเวียนไม่ปกติ
- 3) การเลื่อนหลุดของหมุดตรึง
- 4) มีโอกาสเกิดกระดูกหักหลังจากถอดอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก
- 5) เกะกะ รุ่มร่าม ใส่เสื้อผ้าลำบาก
- 6) โลหะยึดตรึงภายนอกเป็นครุภัณฑ์ที่สูญหายไม่ได้ มีราคาแพง

2.8.3 ประสิทธิภาพทางกลของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก

เนื่องจากอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกมีหน้าที่จำกัดการเคลื่อนที่ของกระดูกบริเวณรอยแตก ดังนั้นการวัดค่าประสิทธิภาพทางกลของอุปกรณ์จะวัดจากค่าความแข็งตั้ง

ของโครงสร้างอุปกรณ์ ซึ่งค่าความแข็งดิ่งของโครงสร้างอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก คือ ค่าความสัมพันธ์ระหว่างภาระที่กระทำบนกระดูกที่ยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกและระยะการเคลื่อนที่บริเวณรอยแตกของกระดูก อุปกรณ์ที่มีค่าความแข็งดิ่งสูงจะสามารถต้านทานการเคลื่อนที่ของกระดูกบริเวณรอยแตกได้ดีกว่าอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่มีค่าความแข็งดิ่งต่ำ ซึ่งการเคลื่อนที่ของกระดูกบริเวณรอยแตกที่มากเกินไปจะส่งผลให้กระบวนการสร้างกระดูกเป็นไปได้ช้าหรือกระดูกอาจจะไม่เชื่อมติดกันได้ ค่าความแข็งดิ่งของโครงสร้างของอุปกรณ์จะได้อาจมาจากการทดสอบอุปกรณ์เมื่อรับภาระกระทำ 4 รูปแบบตาม Tananun S. (2012) ดังนี้



รูปที่ 2.12 ภาระกระทำ 4 รูปแบบ (ก) ภาระกระทำในแนวแกน (ข) ภาระกระทำแบบแรงบิด (ค) ภาระกระทำแบบ โมเมนต์ดัดสี่จุดในแนวด้านหน้า (ง) ภาระกระทำแบบ โมเมนต์ดัดสี่จุดในแนวด้านข้าง

1. การวิเคราะห์ความแข็งดิ่งในแนวแกน ภาระกระทำในแนวแกนเป็นภาระกรรมที่เกิดจากน้ำหนักของผู้ป่วยในขณะยืน โดยที่ผู้ป่วยใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.1

$$C_p = \frac{F_p}{\delta_p} \quad (2.1)$$

เมื่อ F_p คือ แรงกระทำในแนวแกน (N)

δ_p คือ ระยะการเคลื่อนที่ในแนวแกน (mm)

2. การวิเคราะห์ความแข็งดิ่งบนแรงคัต แบ่งเป็น 2 กรณี คือ

1) ภาวะกระทำแบบโมเมนต์คัตที่จุดในแนวหน้า-หลัง เป็นภาวะกรรมที่เกิดขึ้นในขณะที่ผู้ป่วยยกขาขึ้นในขณะที่อยู่ในท่านอนหงาย

2) ภาวะกระทำแบบโมเมนต์คัตที่จุดในแนวด้านข้าง เป็นภาวะกรรมที่เกิดขึ้นในขณะที่ผู้ป่วยยกขาขึ้นในขณะที่อยู่ในท่านอนตะแคง ทั้งสองกรณีสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.2

$$C_s = \frac{F_s}{\delta_s} \quad (2.2)$$

เมื่อ F_s คือ แรงกระทำที่เกิดการคัต (N)

δ_s คือ ระยะการเคลื่อนที่ (เสียดรูป) ตำแหน่งที่ใส่แรง (mm)

3. การวิเคราะห์ความแข็งดิ่งบนแรงบิด เป็นภาวะกระทำแบบแรงบิดเป็นภาวะกรรมที่เกิดขึ้นจากการนอนพลิกตัวของผู้ป่วย สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.3

$$C_u = \frac{M_u}{\theta} \quad (2.3)$$

เมื่อ M_u คือ แรงบิด (N-m)

θ คือ มุมบิดที่เปลี่ยนไปจากเดิม (rad)

2.9 การแก้ปัญหาทางวิศวกรรมโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นกระบวนการเชิงตัวเลขซึ่งคือวิธีการเปลี่ยนสมการทางคณิตศาสตร์ไปเป็นสมการทางพีชคณิตเพื่อหาผลลัพธ์โดยการประมาณจาก 3 องค์ประกอบ ได้แก่ สมการเชิงอนุพันธ์ เงื่อนไขขอบเขต และรูปร่างของปัญหา

1. สมการเชิงอนุพันธ์ เป็นสมการที่บ่งบอกถึงความเป็นจริงที่ตั้งอยู่บนทฤษฎีของปัญหานั้น ๆ เช่น กฎการอนุรักษ์มวล, กฎการอนุรักษ์โมเมนตัมและพลังงาน, สภาวะสมดุลแรง เป็นต้น

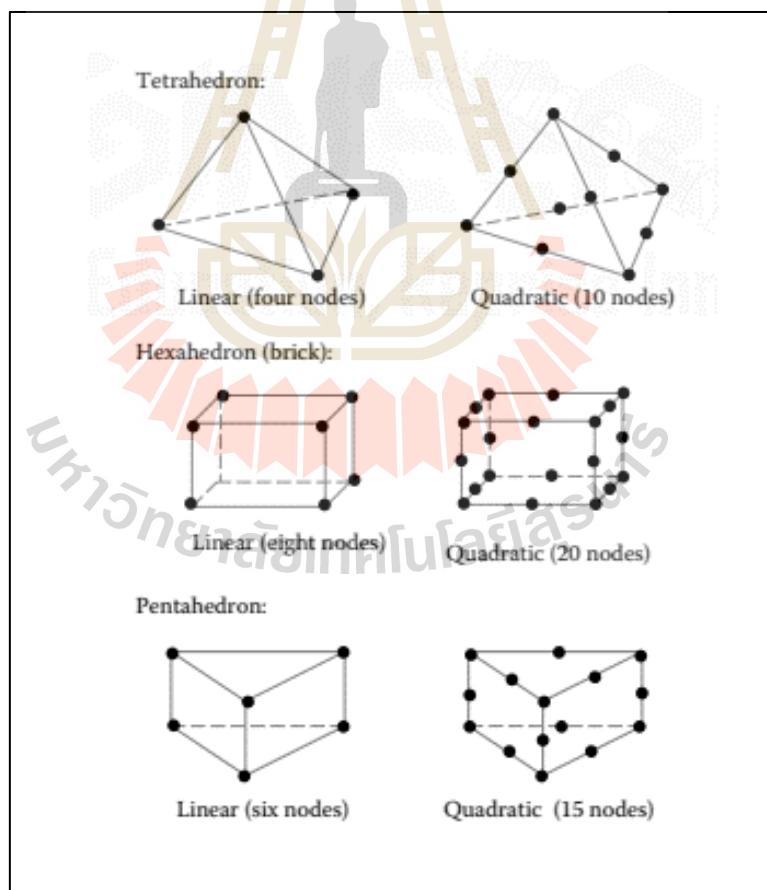
2. เงื่อนไขขอบเขต เป็นการจำลองความเสมือนสำหรับปัญหาในการศึกษาวิเคราะห์ให้มีพฤติกรรมสมจริงอย่างที่สุด เช่น เงื่อนไขของการรองรับ, เงื่อนไขของการสัมผัสและการจับยึด, เงื่อนไขของการใส่ภาระทางกล และสมบัติวัสดุ เป็นต้น

3. รูปร่างของปัญหา คือการสร้างแบบจำลองที่มีความเหมือนกับปัญหาเพื่อนำมาสร้างระบบสมการเชิงอนุพันธ์ และระบุเงื่อนไขขอบเขตของปัญหา

โดยขั้นตอนการแก้ปัญหาด้วยกระบวนการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบไปด้วย 6 ขั้นตอน ดังนี้

1. การสร้างรูปร่างของปัญหา คือแบบจำลองของปัญหาประกอบไปด้วยพื้นผิว ขอบตรง ขอบโค้ง สร้างเป็นรูปทรงทางเรขาคณิตแล้วแบ่งรูปร่างของปัญหาออกเป็นหลาย ๆ เอลิเมนต์ย่อย ทำให้เกิดจุดต่อระหว่างเอลิเมนต์ ซึ่งเป็นตำแหน่งของตัวแปรที่ไม่ทราบค่า

2. การสร้างเอลิเมนต์ย่อย คือการสร้างรูปทรงทางเรขาคณิตที่เป็นสามเหลี่ยมหรือสี่เหลี่ยมในรูปร่างของปัญหา ในปัญหา 3 มิติ เอลิเมนต์ทรงตันมีอยู่ 3 รูปทรงแต่ละรูปทรงจะมีจุดต่อที่มุม และมีจุดต่อเพิ่มระหว่างมุมดังแสดงในรูปที่ 2.13 จำนวนจุดต่อที่มากกว่าในเอลิเมนต์จะให้ผลลัพธ์ที่เที่ยงตรงมากกว่า แต่ก็จะใช้เวลาในการแก้ปัญหาของสมการเชิงอนุพันธ์ที่มากขึ้น



รูปที่ 2.13 ชนิดของเอลิเมนต์ 3 มิติ

3. การสร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นการสร้างสมการพีชคณิตที่ประกอบด้วย กระบวนการ บวก ลบ คูณ และหาร ตัวและเป็นจำนวนมาก ๆ ตามจุดต่อที่เกิดขึ้นจากการสร้าง เอลิเมนต์ย่อย

4. การรวมสมการจากเอลิเมนต์ย่อย คือ การนำสมการพีชคณิตจากทุก ๆ เอลิเมนต์ย่อยมา รวมกันเป็นระบบสมการพีชคณิตเข้าด้วยกันอย่างเหมาะสม แต่ละสมการต้องอยู่ในตำแหน่งที่ ถูกต้องจึงจะนำมาสู่ผลการแก้ระบบสมการที่ถูกต้อง

5. การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต คือ การประยุกต์เงื่อนไขที่เกิดขึ้นกับปัญหาเข้ากับระบบ สมการทางพีชคณิต แล้วจึงแก้ปัญหาเพื่อหาผลลัพธ์ที่จุดต่อต่าง ๆ ของเอลิเมนต์ ระยะเวลาใน การแก้ปัญหาขึ้นอยู่กับจำนวนจุดทุกจุดที่นำมาสร้างเป็นระบบสมการ

6. ผลลัพธ์ที่จุดต่อเอลิเมนต์ ผลลัพธ์จากการแก้ปัญหาคือคำตอบจากระบบสมการ พีชคณิตที่ให้ผลคำตอบที่ทุกจุดต่อของระบบเอลิเมนต์ เช่น ได้การเสถียรรูปในแต่ละจุดต่อ ก็สามารถ คำนวณหาความเค้น เป็นต้น

2.10 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.10.1 งานวิจัยเกี่ยวกับไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก

Kavin Karunratanakul et al. (2012) ได้ทำการเปรียบเทียบผลการทดสอบอุปกรณ์ ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกด้วยการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบใน ห้องปฏิบัติการด้วยกระดูกหน้าแข้งกระต่าย เพื่อหาวิธีการกำหนดค่าเงื่อนไขการสัมผัสกัน ใน แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ได้ค่าใกล้เคียงกับการทดสอบจริงมากที่สุด ซึ่งการกำหนดเงื่อนไข การสัมผัสกันของแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกต้องสามารถลดค่าความผิดพลาดลงได้จาก 117.93% เหลือเพียง 7.85%

Mesic Elmedin et al. (2014) ได้ทำการทดสอบความแข็งตึงของอุปกรณ์ยึดตรึง กระดูกแบบภายนอก Sarafix ได้แก่ Stiffness analysis on axial compression, AP bending และ Torsion ผลจากวิธีวิเคราะห์ไฟไนต์และการทดลองได้ค่า Fixator stiffness ในส่วนของ Axial compression คือ 143.54 กับ 137.93 N/mm, AP bending คือ 201.61 กับ 193.05 N/mm, Torsion คือ 205.48 กับ 197.37 Nm/rad ตามลำดับ

Steiner Malte et al. (2014) ได้ทำการศึกษาความแข็งตึงของอุปกรณ์ยึดตรึง กระดูกหักร่วมกับระบบกล้ามเนื้อและกระดูกโดยกำหนดการหักในกระดูกยาวและวัดการเคลื่อนที่ ในระดับไมโคร และให้อธิบายผลของความเร่ง ขนาดและทิศทางในการเคลื่อนไหว ทำให้เกิด ภาวะแทรกซ้อนในการรักษากระดูกหัก การหลีกเลี่ยงภาวะแทรกซ้อนทำได้โดยการเพิ่ม

ประสิทธิภาพการยึดตรึง จากผลการทดลองพบค่าความแข็งแรงในการยึดตรึงที่เหมาะสมกับกระดูกยาวหักเป็น 1000-2500 N/mm ในแนวแกน และมากกว่า 300 N/mm ในทิศทางเฉือน ความแข็งแรงดังกล่าวจะช่วยเพิ่มกระบวนการรักษากระดูก

Muhammad Hanif Ramleea et al. (2014) ได้ใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์ 3 อุปกรณ์ยึดตรึงแบบภายนอกทั่วไปคือ (a) Delta frame, (b) Mitkovic fixation and (c) Unilateral external fixation ที่ใช้รักษากระดูกหัก พิจารณาแรง 2 กรณี คือ กรณีแกว่งขา 10% และกรณียืน 50% ของน้ำหนักตัว สมมติน้ำหนักเป็น 70 กิโลกรัม ผลจากการศึกษาแบ่งเป็นสองส่วนคือ 1) กระแสกระจายความเค้น 2) ระยะและการเคลื่อนที่ระดับไมโคร ในส่วนการกระจายความเค้นบริเวณหน้าแข้งเกิดที่รูของ Pin ในกรณีแกว่งขามีค่าสูงสุดคือ 24.9 MPa, 35.6 MPa และ 84.9 MPa ในกรณียืนมีค่าสูงสุดคือ 130.3 MPa, 206.6 MPa และ 399.0 MPa ตามลำดับ ที่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกเกิดความเค้นสูงสุดที่บริเวณ Pin ที่สัมผัสกับกระดูก ในกรณีแกว่งขามีค่าสูงสุดคือ 45.6 MPa, 80.0 MPa และ 113.6 MPa ในกรณียืนมีค่าสูงสุดคือ 266.7 MPa, 286.0 MPa และ 509.2 MPa ตามลำดับ ในส่วนของระยะและการเคลื่อนที่บริเวณรอยแตกของกระดูกหน้าแข้งในกรณีแกว่งขา คือ 0.02 mm, 0.02 mm และ 0.3 mm ในกรณียืนคือ 0.03 mm, 0.05 mm และ 0.42 mm ตามลำดับ

Marcelo Back Sternick et al. (2012) ได้ทำการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงของอุปกรณ์ยึดตรึงภายนอกกับจำนวนพินโดยใช้คอมพิวเตอร์วิเคราะห์ โดยกำหนดขนาดของพินมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.5 มม และได้แบ่งออกเป็น 3 แบบจำลองที่มีจำนวนพินต่างกันคือ 2, 3, และ 4 พิน แล้วทำการในแรงเพิ่มขึ้น 10 ชั้นจนถึง 200 N และกำหนดสมบัติทั้งหมดของวัสดุเป็นแบบยึดหยุ่นเชิงเส้น ผลปรากฏว่าความแข็งแรงทั้งระบบของอุปกรณ์ที่จำนวนพินต่างกันเป็น 307.6 N/mm, 369.0 N/mm และ 437.9 N/mm ตามลำดับ

N. Giotakis and B. Narayan (2007) ได้ทำการศึกษาถึงปัจจัยที่มีผลต่อเสถียรภาพของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกประเภท Unilateral external fixators สำหรับกระดูกหน้าแข้ง เพื่อเป็นแนวทางในการเลือกใช้อุปกรณ์ การจัดองค์ประกอบของอุปกรณ์ การวางตำแหน่งในการใส่อุปกรณ์เข้าไปที่กระดูกเพื่อให้เกิดเสถียรภาพสูงสุด งานวิจัยนี้มุ่งเน้นที่ 3 ตัวแปรที่มีผลต่อเสถียรภาพของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบ Unilateral คือ 1) พื้นที่ผิวสัมผัสของ Pin และกระดูก 2) ส่วนประกอบของอุปกรณ์ 3) ลักษณะการประกอบโครงสร้างของอุปกรณ์ ผลงานวิจัยได้ให้คำแนะนำสำหรับการใช้งานอุปกรณ์ Unilateral ดังนี้

- ควรใช้ Pin ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางอย่างน้อย 5-6 มิลลิเมตร
- ควรใช้ Pin อย่างน้อย 2 ชิ้นในกระดูกแต่ละท่อนที่ทำการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ unilateral ถ้า ต้องการเสถียรภาพสูงขึ้นให้ใช้ Pin 3 ชิ้นในกระดูกแต่ละท่อน

- การกระจายตัวของการวาง Pin จะต้องอาศัยกฎ “Near and Far” แต่ทั้งนี้การกระจายตัวของการวาง Pin จะต้องคำนึงถึงบริเวณรอยแตกเป็นสำคัญ

- Rod ควรวางตัวห่างจากกระดูกในแนวขนานกับแกนกระดูกอย่างน้อย 2 นิ้ว

2.10.2 งานวิจัยเกี่ยวกับการทดสอบในห้องปฏิบัติการของกระดูกหน้าแข้ง

LE Claes et al. (1994) ได้ทำการศึกษาผลของการเคลื่อนที่ในการรักษากระดูกหักส่วน Diaphyseal ภายใต้การตรึงภายนอก โดยทำการทดสอบกับแกะ 12 ตัวด้วยการใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่ออกแบบมาพิเศษให้มีความแข็งแรงต้านทานการตัดและการบิดสูงให้มีระยะระหว่างรอยแตกเป็น 0.6 มิลลิเมตร กลุ่มแรกทำการรักษาแบบ Stabilized rigidly (เคลื่อนที่ในแนวแกนน้อยกว่า 0.06 มิลลิเมตร) กลุ่มที่สองทำการรักษาแบบ Dynamically (เคลื่อนที่ในแนวแกนในช่วง 0.15-0.34 มิลลิเมตร) ผลการศึกษพบว่ากลุ่มที่รักษาแบบ Dynamically มีค่า Tensile strength สูงกว่าการรักษาแบบ Stabilized rigidly ถึง 45%

S. Wolf et al. (1998) ได้ทำการศึกษาผลของการเคลื่อนที่ในการรักษากระดูกหน้าแข้งหัก โดยนำแกะน้ำหนัก 50-60 กิโลกรัม เริ่มต้นการรักษาให้มีช่องว่างของรอยแตกเป็น 3 มิลลิเมตร แล้วแบ่งกลุ่มการรักษาออกเป็น 4 กลุ่มได้แก่การรักษาที่ใช้การเคลื่อนที่ 0.0, 0.2, 0.4 และ 0.8 มิลลิเมตร จากนั้นทำการกระตุ้นที่ระยะดังกล่าวเป็นจำนวน 1200 รอบต่อวัน ที่ความถี่ 1 Hz ผลการศึกษพบว่าที่การรักษาโดยใช้การเคลื่อนที่ 0.4 มิลลิเมตร มีความหนาแน่นของแร่ธาตุกระดูกและความแข็งตึงกระดูกมากที่สุด

Ulf Sigurdson et al. (2010) ได้ทำการศึกษาอิทธิพลของการบีบอัดบนการศึกษากระดูกหน้าแข้งหัก ทำการทดลองในหนูเพศผู้ที่ถูกทำให้เกิดรอยแตกของกระดูกที่บริเวณเดียวกัน 60 ตัว โดยการใส่อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกขนาดเล็กที่รอยแตกของกระดูกระหว่างข้อต่อข้อเท้ากับหัวเข่าแล้วทำการจัดตำแหน่งบริเวณรอยแตกของกระดูกให้มีการเคลื่อนที่เป็นศูนย์แล้วทำการหมุนสกรูเพื่อให้เกิดแรงบีบอัดในแนวแกนให้รอยแตกเคลื่อนที่เข้าหากันวันละ 1/8 มิลลิเมตร ตั้งแต่วันที่ 4 ถึงวันที่ 14 แล้วบันทึกผลวันที่ 30 และ 60 การศึกษาพบว่าการบีบอัดและการควบคุมมีค่าการรักษาของกระดูกหักในส่วนแร่ธาตุในกระดูกน้อยกว่าการกระตุ้น แต่ดีกว่าในส่วนของความแข็งแรงเชิงกลและขนาดหน้าตัดของกระดูก

บทที่ 3

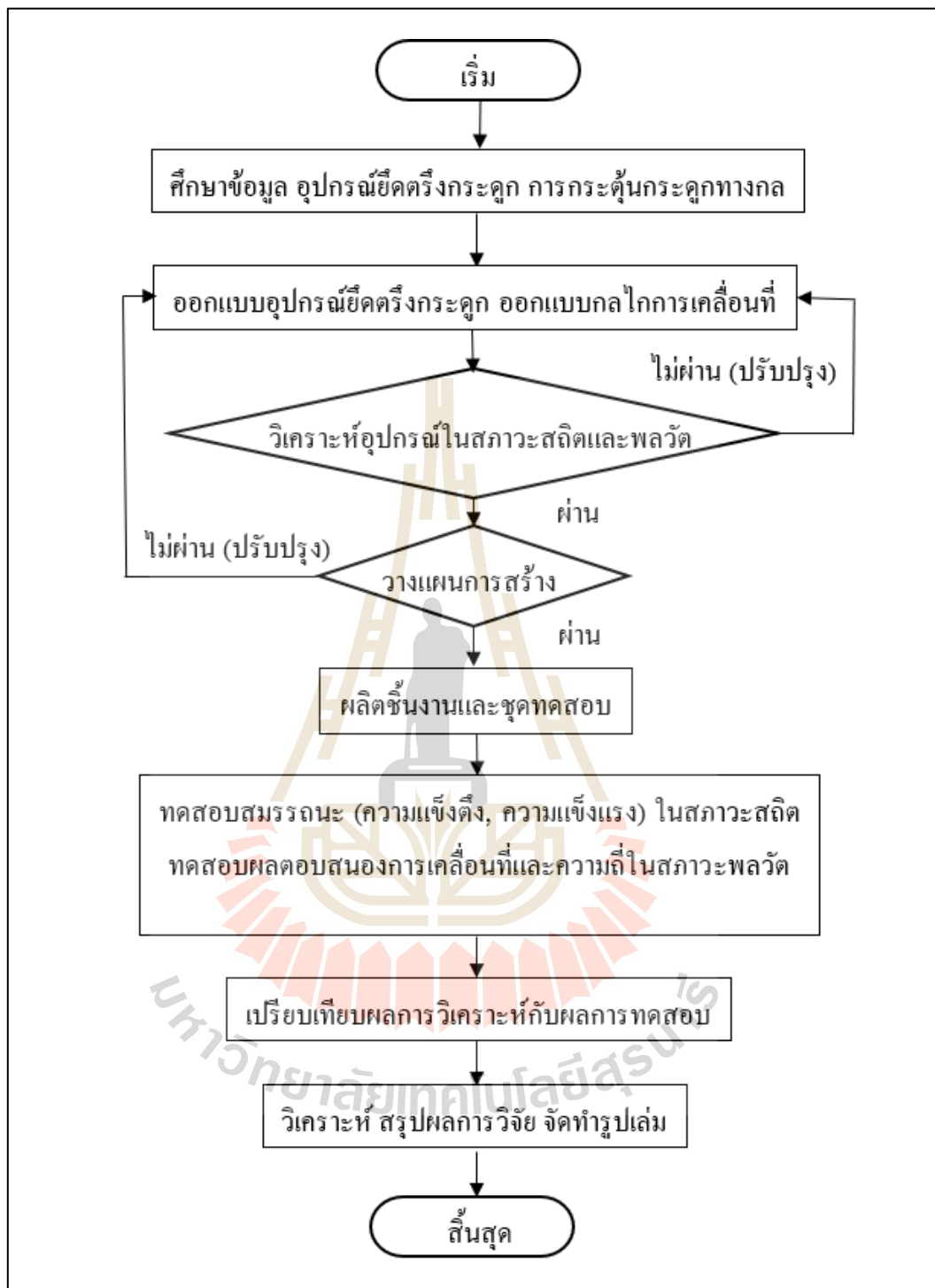
วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 บทนำ

การดำเนินการวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบและพัฒนากลไกพลวัตของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกสำหรับภาวะกระดูกหน้าแข้งหักชนิดเปิด โดยทำการศึกษาวิธีการรักษาในกรณีกระดูกหักเพื่อให้กระดูกประสานกันในตำแหน่งปกติที่ไม่ก่อให้เกิดภาวะแทรกซ้อนที่มาจากการยึดตรึงกระดูกรวมถึงการกระตุ้นการประสานของกระดูกเพื่อให้กระดูกมีสมบัติทางกลที่ดีขึ้น อีกทั้งยังทำการศึกษาข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับชนิดและคุณลักษณะเฉพาะของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่ใช้สำหรับรักษาผู้ป่วยกระดูกหักชนิดเปิด แล้วนำข้อมูลที่ได้มาเป็นข้อกำหนดในการออกแบบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกและกลไกพลวัตกระตุ้นกระดูก

การออกแบบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบ่งออกเป็นสองส่วนได้แก่ ส่วนที่หนึ่งการออกแบบชุดจับยึดของอุปกรณ์ยึดตรึง โดยการออกแบบชุดจับยึดนี้อยู่ภายใต้คุณลักษณะของการทำงานร่วมกับอุปกรณ์มาตรฐานที่ใช้ในการรักษา และส่วนที่สองเป็นการออกแบบกลไกพลวัตที่นำมาใช้ร่วมกับอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก โดยกลไกนี้เป็นอุปกรณ์ควบคุมการเคลื่อนที่ของบริเวณรอยแตกของกระดูกได้ทำการออกแบบและวิเคราะห์ทั้งสองส่วนผ่านโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อหาความแข็งแรงให้อยู่ในช่วงของอุปกรณ์มาตรฐาน และพฤติกรรมการเคลื่อนที่ในแนวแกนของอุปกรณ์ในย่านการใช้งานที่ช่วงระยะ 0.1-0.4 มิลลิเมตรและความถี่ 0.5-1.0 เฮิรตซ์

การเปรียบเทียบผลเพื่อยืนยันความถูกต้องของอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบและวิเคราะห์บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์เป็นการทดสอบอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นจากการออกแบบ ในการทดลองนี้ทำการทดสอบเพื่อหาค่าความแข็งดิ่งที่เกิดจากภาระในแนวแกน, ภาระโมเมนต์ดัดในแนวหน้าหลัง, ภาระโมเมนต์ดัดในแนวด้านข้าง, ภาระโมเมนต์บิดและพฤติกรรมการเคลื่อนที่ในแนวแกนของอุปกรณ์ยึดตรึง โดยแผนงานวิจัยทั้งหมดแสดงดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แผนผังแสดงขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

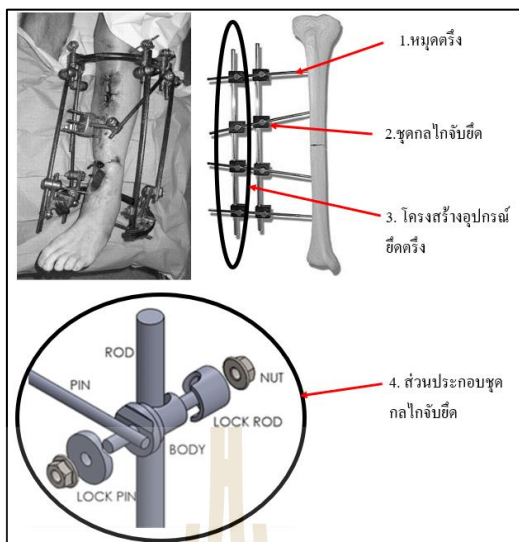
3.2 การออกแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกที่มีโซ่อยู่ในโรงพยาบาลเป็นอุปกรณ์ที่นำเข้ามาจากต่างประเทศทำให้มีต้นทุนสูงและตัวอุปกรณ์ใช้งานได้เพียงยึดตรึงกระดูกไม่สามารถใช้รักษาแบบกระตุ้นกระดูกได้ ดังรูปที่ 3.2 จึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้ เพื่อออกแบบ สร้างและทดสอบ โดยทำด้วยกันสองส่วนคือ หนึ่งชุดจับยึดของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก สองกลไกพลวัตที่ช่วยในการกระตุ้นกระดูก ได้ทำการออกแบบด้วยการใช้โปรแกรมออกแบบทางคอมพิวเตอร์ ดังแสดงในหัวข้อที่ 3.2.1-3.2.2 และทำการวิเคราะห์ผลโดยใช้โปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

จากการศึกษาข้อมูลอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกที่มีการใช้รักษาผู้ป่วยมีอยู่ด้วยกัน 3 ชนิด ดังที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อ 2.8.1 พบว่าอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกแบบข้างเดียว ดังรูปที่ 3.2 เป็นอุปกรณ์ที่มีลักษณะของ โครงสร้างที่ไม่ซับซ้อน มีความง่ายต่อการติดตั้งกับผู้ป่วย และยังให้เสถียรภาพในการรักษากระดูกหักเมื่อเปรียบเทียบกับอีก 2 ชนิด โดยอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกแบบข้างเดียวมีส่วนประกอบที่สำคัญด้วยกัน 3 ส่วนดังนี้

1. หมุดตรึง มีลักษณะเป็นแท่งโลหะที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.5 มิลลิเมตร ส่วนปลายจะถูกทำให้มีลักษณะเป็นเกลียวหัวสว่าน ซึ่งส่วนใหญ่หมุดตรึงจะทำมาจากวัสดุสแตนเลสเกรดทางการแพทย์หรือไททานเนียม
2. โครงสร้างยึดตรึง มีลักษณะเป็นแท่งกลมตันหรือแท่งกลมกลวงที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มิลลิเมตรทำหน้าที่เป็นส่วนให้ชุดจับยึดมาจับยึดเพื่อให้เกิดความแข็งแรงและความแข็งแรงดึงของตัวอุปกรณ์ ซึ่งส่วนใหญ่โครงสร้างจับยึดทำมาจากแท่งเส้นใยคาร์บอนหรือไททานเนียม
3. ชุดกลไกจับยึด มีลักษณะแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับผู้ผลิตที่ทำการออกแบบ แต่โดยส่วนใหญ่แล้วจะมีลักษณะเป็นวัสดุสองชิ้นประกบกันและล็อกกันด้วยน๊อต โดยที่ชุดจับยึดจะทำหน้าที่จับยึดหมุดตรึงและ โครงสร้างอุปกรณ์เข้าด้วยกัน

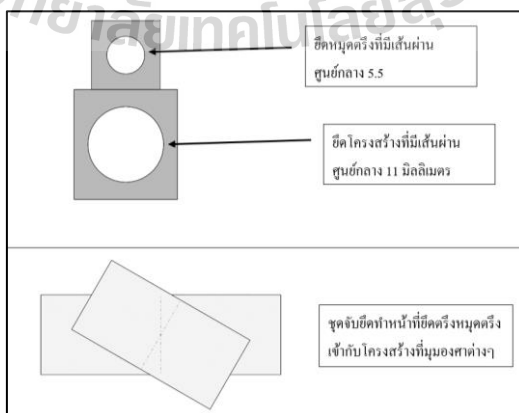
สำหรับงานวิจัยนี้เป็นการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ด้วยกันสองส่วนคือ ส่วนที่หนึ่งชุดกลไกจับยึดทำจากโลหะที่สามารถใช้งานทดแทนชุดกลไกจากชุดอุปกรณ์นำเข้าที่มีราคาสูง และส่วนที่สองกลไกพลวัตช่วยในการกระตุ้นกระดูกที่ติดตั้งเพิ่มเข้ากับ โครงสร้างยึดตรึง เพื่อจำกัดการเคลื่อนที่บริเวณรอยแตกของกระดูกให้เคลื่อนที่แบบวัฏจักร



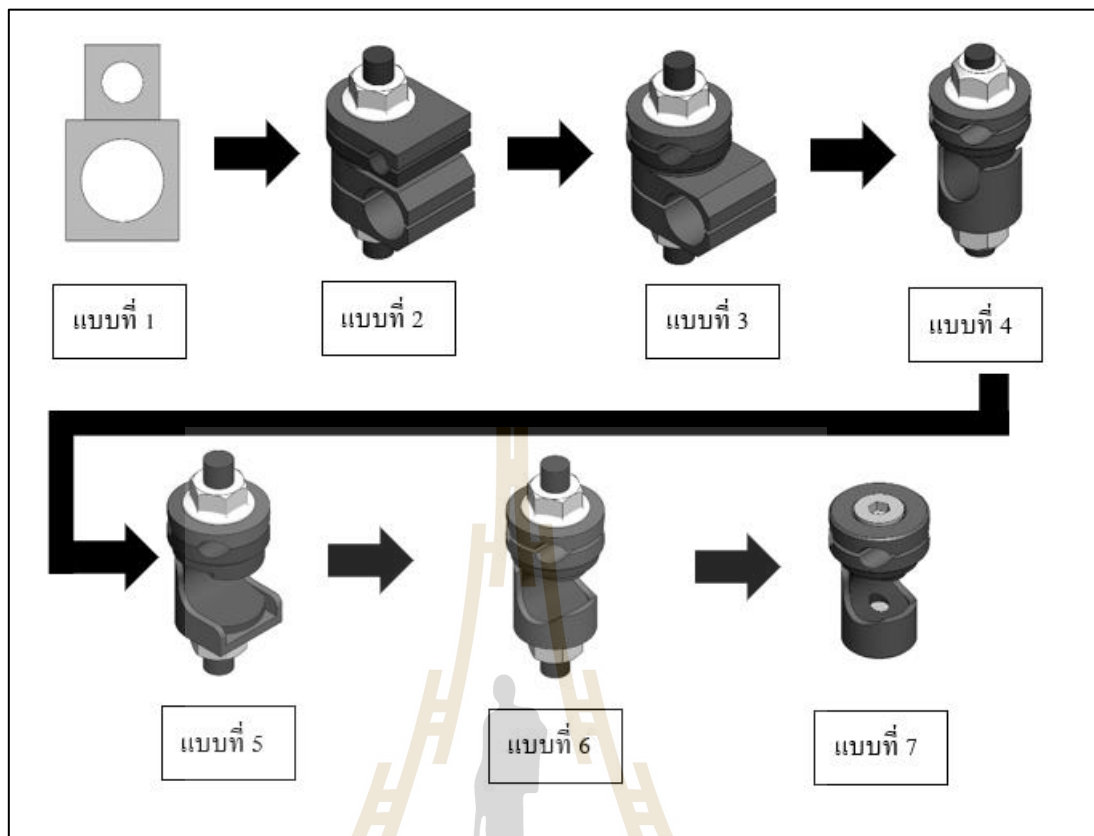
รูปที่ 3.2 อุปกรณ์ยึดครึ่งกระดูกแบบข้างเดียว

3.2.1 ออกแบบชุดจับยึดของอุปกรณ์ยึดครึ่งกระดูก

ชุดกลไกจับยึดทำหน้าที่ยึดหมุดครึ่งที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.5 มิลลิเมตรเข้ากับโครงสร้างยึดครึ่งที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มิลลิเมตร การออกแบบชุดจับยึดต้องออกแบบให้ปลายแต่ละด้านสามารถจับยึดชิ้นส่วนดังกล่าวได้ และในการรักษากระดูกหักชุดจับยึดทำหน้าที่ยึดครึ่งหมุดครึ่งเข้ากับโครงสร้างที่มุมมองต่างๆอย่างมั่นคงจึงต้องทำการออกแบบร่องของชุดจับยึดร่วมด้วย ดังรูปที่ 3.3 จากเงื่อนไขการใช้งานดังกล่าวจึงได้ทำการออกแบบชุดจับยึดขึ้นมา เพื่อนำไปหาความแข็งแรง ความแข็งตึง โดยใช้โปรแกรมทางคอมพิวเตอร์ช่วยในการวิเคราะห์ ดังรูปที่ 3.3-3.5



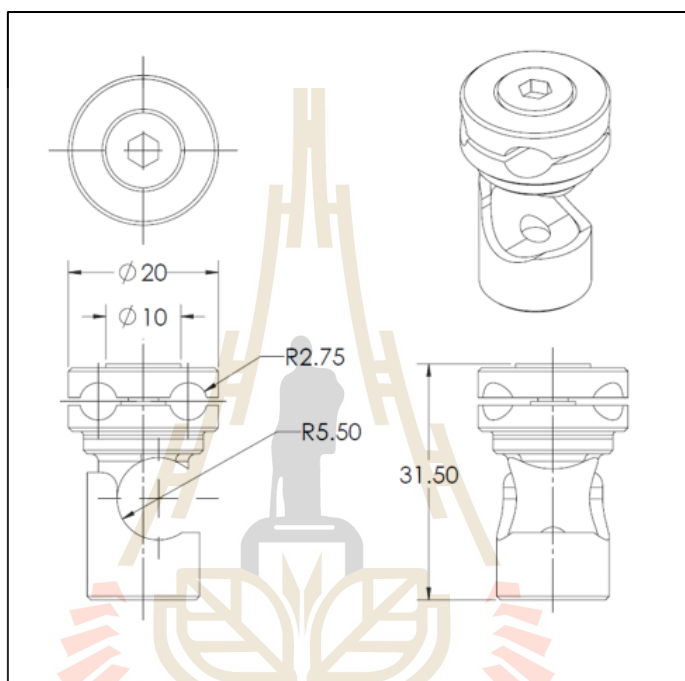
รูปที่ 3.3 เงื่อนไขการใช้งานสำหรับการออกแบบ



รูปที่ 3.4 การออกแบบและพัฒนาชุดจับยึด

จากลักษณะจำเพาะของชุดจับยึดที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อ 3.2.1 ทำให้งานวิจัยนี้เกิด การออกแบบและพัฒนาชุดจับยึด ดังแสดงในรูปที่ 3.3 วงกลมเล็กเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.5 มิลลิเมตร เรียกว่า “ส่วนบน” และวงกลมใหญ่เส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มิลลิเมตร เรียกว่า “ส่วนล่าง” การออกแบบแรกจะเป็นแบบที่ 1 โดยการออกแบบนี้เป็นการออกแบบให้เป็นรูปร่างอย่างง่าย เพื่อศึกษาแนวทางในการออกแบบให้ส่วนจับยึดทั้งสองส่วนมีจุดหมุนร่วมกันที่มุมมองต่าง ๆ ตั้งแต่แบบที่ 2 ถึงแบบที่ 7 เป็นการพัฒนาชิ้นงานที่มีแกนกลางในการหมุนร่วมกันสังเกตได้จาก แกนกลางชิ้นงาน แบบที่ 2 ออกแบบตำแหน่งการจับยึดให้มีจุดศูนย์กลางในการจับยึดตรงกันทำให้ ได้ชิ้นงานมีน้ำหนัก 66.17 กรัม แบบที่ 3 ทำการออกแบบส่วนด้านบนให้เป็นทรงกระบอกเพียง ส่วนเดียวทำให้มีน้ำหนัก 57.85 กรัม การจับยึดยังคงใช้งานได้ตามเดิมจึงได้ทำการปรับเป็นทรง ทรงกระบอกทั้งส่วนบนและล่างทำให้ได้แบบที่ 4 ที่มีน้ำหนัก 49.76 กรัม แต่ในบทที่ 4 นั้น มีข้อบกพร่องในการยึดตรึงในส่วนล่างเข้ากับ โครงสร้างยึดตรึง เนื่องจากต้องสวมส่วนด้านล่างจาก ปลายของโครงสร้างแล้วจึงเคลื่อนที่มาตำแหน่งที่ต้องการจะยึดตรึง จากข้อบกพร่องส่วนนี้จึงได้ทำ

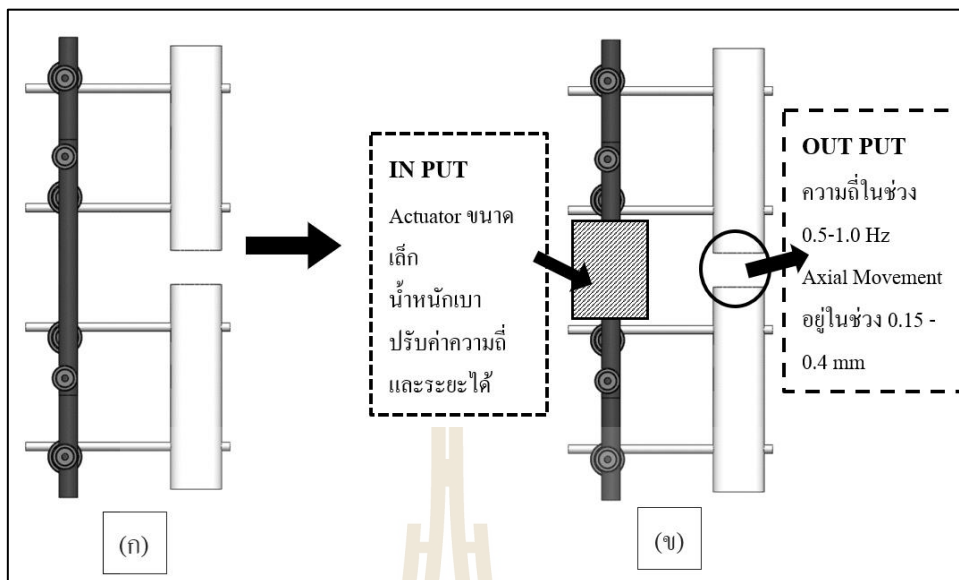
การออกแบบส่วนล่างให้เป็นแบบปากเปิดเช่นเดียวกับส่วนบนแล้วได้ทำการพัฒนาชิ้นงานมาเป็นแบบที่ 5 และ 6 โดยมีน้ำหนัก 47.92 กรัมและ 47.69 กรัม ตามลำดับ และในแบบที่ 7 รูปที่ 3.5 ได้ทำการพัฒนาในส่วนของการจับยึดให้ปลอดภัยต่อการใช้งาน โดยออกแบบให้การยึดแน่นเป็นเกลียวฝังอยู่ด้านในของชิ้นงานทั้งหมด โดยชิ้นงานยังคงยึดตรึงเข้ากับชุดโครงสร้างสามารถใช้งานได้ตามเงื่อนไขเดิมและชิ้นงานมีความแข็งแรงเพียงพอต่อการใช้งานในแบบสุดท้ายนี้มีน้ำหนัก 33.11 กรัม



รูปที่ 3.5 ชุดจับยึดที่ใช้สร้างเพื่อการทดสอบ

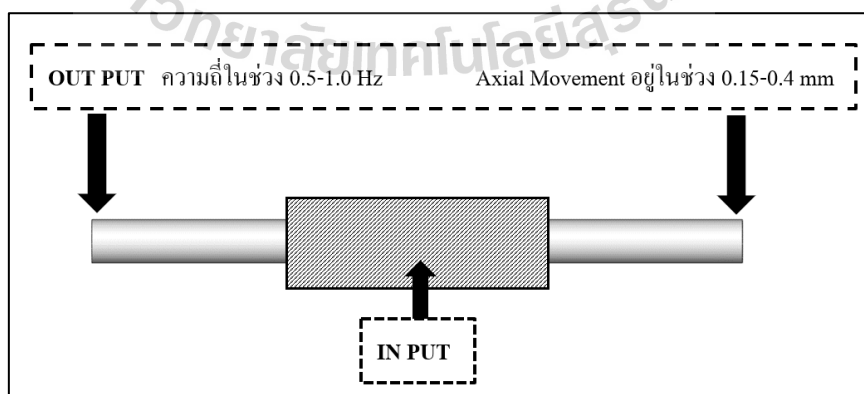
3.2.2 ออกแบบกลไกทางกลกระตุ้นกระดูกสำหรับอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก

อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกที่ใช้รักษาผู้ป่วยกระดูกหักส่วนใหญ่เป็นอุปกรณ์ที่ตรึงกระดูกให้อยู่ในสถานะไม่มีการเคลื่อนที่บริเวณรอยแตกของกระดูกดังแสดงในรูปที่ 3.6 (ก) เป็นรูปการติดตั้งอุปกรณ์ยึดตรึงภายนอกเข้ากับแท่งโพลีออกซิเมทิลีนเพื่อทดแทนการนำกระดูกจริงมาใช้ทดสอบ จากงานวิจัยที่ได้ศึกษามาพบว่า การรักษาแบบที่มีการกระตุ้นการเคลื่อนที่จะช่วยสมานกระดูกได้ดีขึ้น จึงเกิดเป็นแบบจำลองแนวคิดการติดตั้งอุปกรณ์การกระตุ้นเข้ากับอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก ดังแสดงในรูปที่ 3.6 (ข) หลังจากติดตั้งอุปกรณ์เข้าไปแล้วจะต้องสามารถควบคุมการเคลื่อนที่บริเวณช่องว่างของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนให้มีระยะการเคลื่อนที่ในช่วง 0.15-0.4 มิลลิเมตรร่วมกับวัฏจักรการเคลื่อนที่ในช่วง 0.5-1.0 รอบต่อวินาที

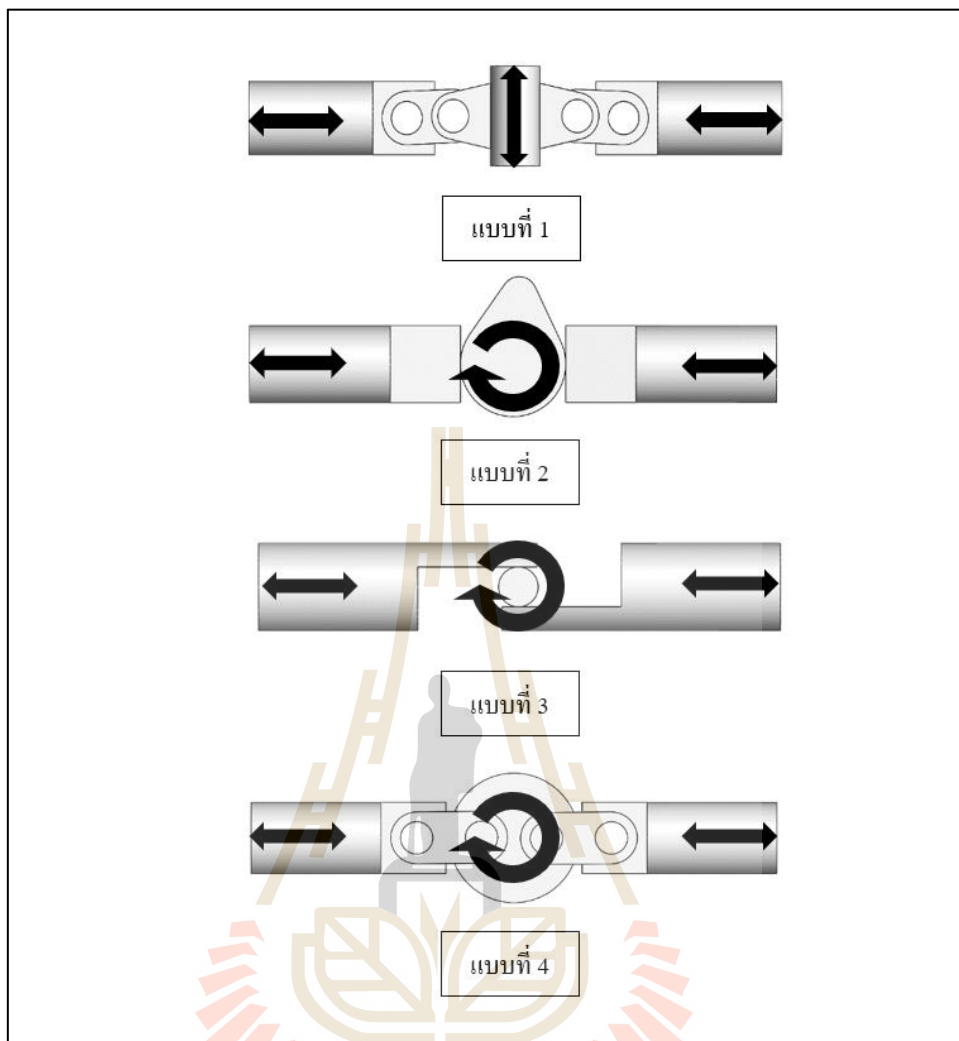


รูปที่ 3.6 แนวคิดการติดตั้งชุดกระตุ้นและตัวแปร Input-Output

การกระตุ้นกระตุกจะช่วยให้กระตุกที่รักษามีสมบัติทางกลที่ดีขึ้น เพราะฉะนั้นระบบกลไกที่ติดตั้งเข้าไปกับอุปกรณ์ยึดตรึงกระตุกแบบภายนอกจะต้องควบคุมการเคลื่อนที่ของรอยแตกและความถี่ในการเคลื่อนที่ในแนวแกนได้ งานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบกลไกควบคุมการเคลื่อนที่ในแนวแกนควบคู่ไปกับการพัฒนากลไกและลักษณะภายนอกของตัวกระตุ้น โดยแนวคิดเริ่มต้นของการออกแบบเป็นการควบคุมการเคลื่อนที่เข้าออกตามแนวแกนการติดตั้งทั้งสองทิศทาง ดังรูปที่ 3.7



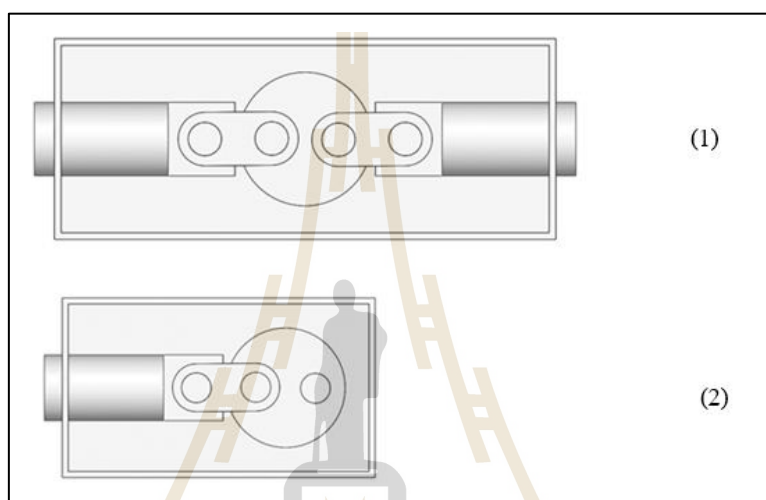
รูปที่ 3.7 เงื่อนไขสภาวะออกแบบ



รูปที่ 3.8 การออกแบบกลไกควบคุมการเคลื่อนที่ของตัวกระตุ้น

การออกแบบกลไกการเคลื่อนที่เพื่อใช้ควบคุมการเคลื่อนที่บริเวณรอยแตกของกระดูกมืออยู่ด้วยกัน 4 รูปแบบดังแสดงในรูปที่ 3.8 แต่ละแบบต้องสามารถให้ผลการเคลื่อนที่และความถี่ได้ตามที่กล่าวไว้ในหัวข้อ 3.2.2 สำหรับในแบบที่ 1 นั้นเป็นการควบคุมต้นกำลังแบบเชิงเส้นแล้วส่งถ่ายการเคลื่อนที่ไปถึงชิ้นส่วนต่าง ๆ ทำให้เกิดการเคลื่อนที่แบบเชิงเส้นในแนวตั้งฉากกับต้นกำลัง ซึ่งการใช้การต้นกำลังที่มีการเคลื่อนที่แบบเชิงเส้นนั้นเป็นกลไกจำพวกนิวแมติกส์มีข้อด้อยที่ทำให้เกิดแรงกระแทกระหว่างการเคลื่อนที่ และต้องใช้แรงต้นลม ส่วนในแบบที่ 2 ต้นกำลังเป็นแบบการเคลื่อนที่เชิงมุมผ่านลูกเบี้ยวเพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่กลไกนี้จำเป็นต้องออกแบบตำแหน่งการจับยึดสปริงเพื่อให้ชิ้นส่วนที่เคลื่อนที่มีการเคลื่อนที่กลับตามลูกเบี้ยว ทำให้ต้องใช้มอเตอร์ที่มีกำลังเอาชนะแรงจากสปริงรวมกับแรงจากการใช้งาน ในแบบที่ 3 เป็นต้นกำลังแบบ

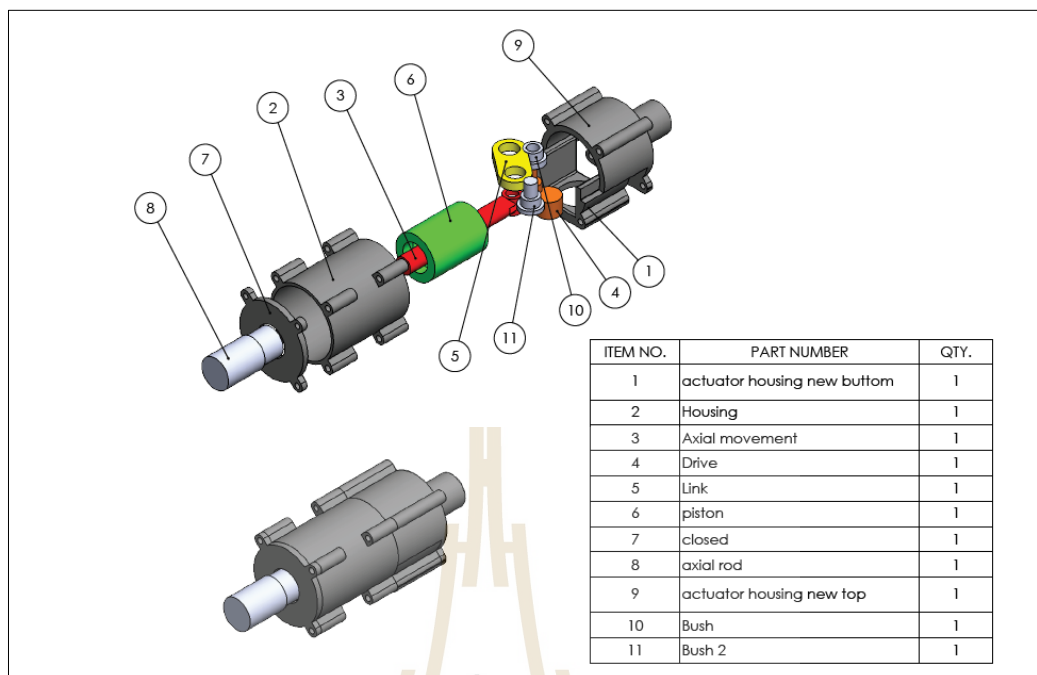
การเคลื่อนที่เชิงมุมส่งกำลังโดยใช้เฟืองแบบตรงหมุนส่งไปที่เฟืองแบบสะพานเพื่อเปลี่ยนทิศทาง การเคลื่อนที่จากการเคลื่อนที่เชิงมุมมาเป็นการเคลื่อนที่เชิงเส้น เมื่อใช้เฟืองกับชิ้นงานที่มีขนาดเล็กทำให้มีค่าใช้จ่ายสูงกว่าแบบที่ 1 และแบบที่ 2 ในแบบที่ 4 จึงเป็นการออกแบบกลไกที่ไม่มีระบบเฟืองและไม่มีระบบสปริงเปลี่ยนมาใช้เป็นแบบสไลเดอร์แครงซึ่งเป็นกลไกอีกชนิดหนึ่งที่เปลี่ยนจากการเคลื่อนที่เชิงมุมมาเป็นการเคลื่อนที่เชิงเส้น จากเหตุผลที่ได้กล่าวมาจึงได้เลือกใช้งานในแบบที่ 4



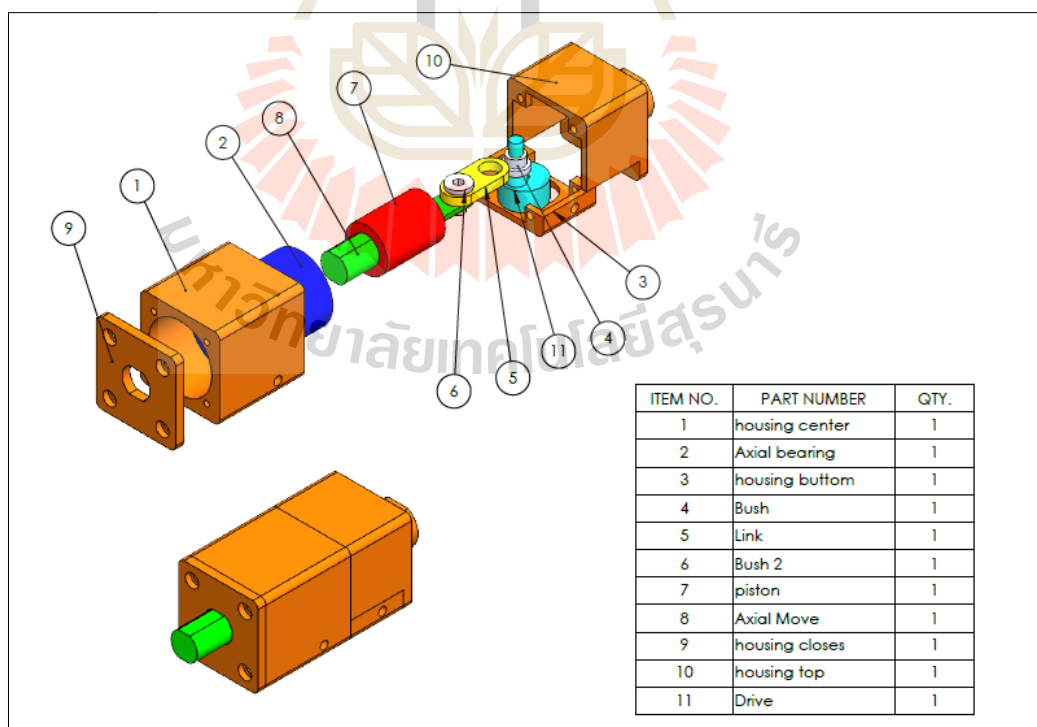
รูปที่ 3.9 การออกแบบต้นแบบการเคลื่อนที่ตามแนวแกน

- (1) ต้นแบบตัวกระตุ้นแบบเคลื่อนที่สองฝั่ง
- (2) ต้นแบบตัวกระตุ้นแบบเคลื่อนที่หนึ่งฝั่ง

ด้วยข้อจำกัดของการติดตั้งตัวกระตุ้นเข้ากับอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกทำให้งานวิจัยนี้ต้องออกแบบตัวกระตุ้นที่มีขนาดเล็กมากพอที่นำไปติดตั้งกับอุปกรณ์ได้แล้วยังคงคำนึงถึงน้ำหนักต้นทุนในการผลิตและการควบคุมระยะการเคลื่อนที่ของตัวกระตุ้น จึงได้ออกแบบให้มีการเคลื่อนที่ตามแนวแกนการติดตั้งเพียงข้างเดียว ดังรูปที่ 3.9 จากนั้นได้ทำการออกแบบส่วนประกอบไกการเคลื่อนที่โดยงานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบส่วนประกอบไว้ 2 แบบ ดังรูปที่ 3.10 และ 3.11 แล้วนำมากำหนดวัสดุเพื่อวิเคราะห์ความแข็งแรง น้ำหนัก และต้นทุนการผลิต จากปัจจัยดังกล่าวงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้แบบที่ 2 ในการสร้างต้นแบบของอุปกรณ์เพื่อนำมาทดลองการเคลื่อนที่เปรียบเทียบกับ การวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยแบบจำลองการติดตั้งอุปกรณ์การกระตุ้นแสดงดังรูปที่

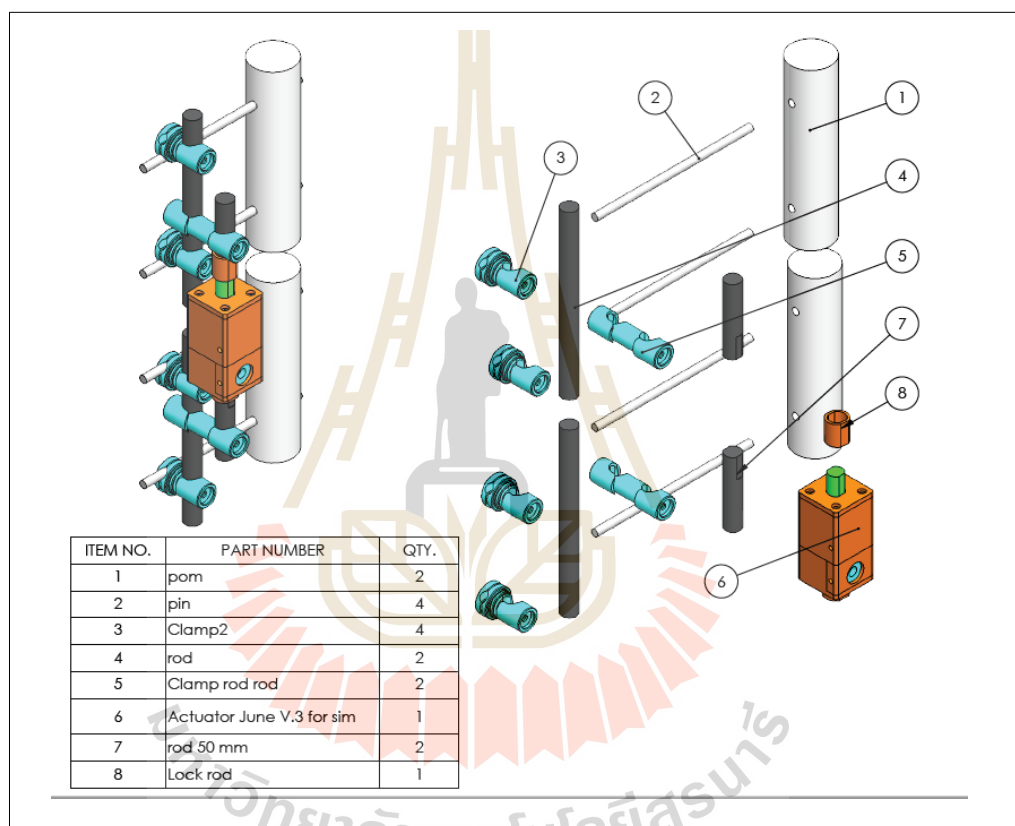


รูปที่ 3.10 ส่วนประกอบกลไกการเคลื่อนที่แบบที่หนึ่ง



รูปที่ 3.11 ส่วนประกอบกลไกการเคลื่อนที่แบบที่สอง

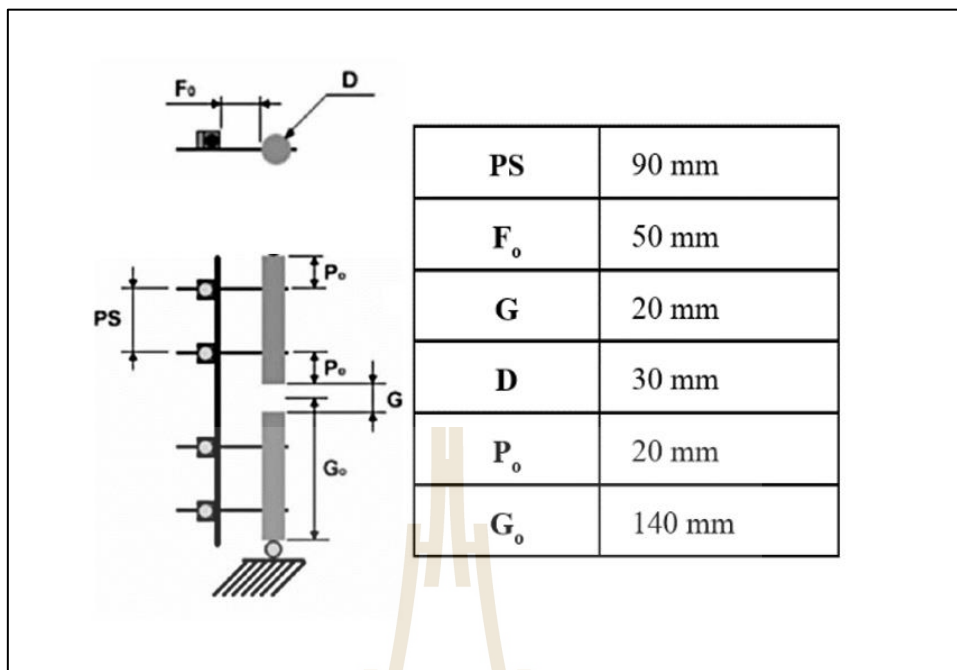
การออกแบบส่วนประกอบของกลไกการเคลื่อนที่ดังรูปที่ 3.9 นั้นมีอยู่ด้วยกัน 2 แบบดังแสดงในรูปที่ 3.10 และ 3.11 มีน้ำหนัก 215.69 กรัม และ 290.48 กรัม ตามลำดับ จะเห็นว่าแบบที่ 2 มีน้ำหนักมากกว่า เนื่องจากมีเนื้อของวัสดุที่มากกว่าส่งผลให้ความเค้นที่เกิดในส่วนร่อนน้อยกว่าแบบที่ 1 ด้วย และในแบบที่ 2 นั้นยังติดตั้งต้นกำลังที่เป็นเซอร์โวได้ง่าย การประกอบใช้งานเข้ากับอุปกรณ์ยึดตรึงใช้งานได้ง่าย มีความสวยงามในการติดตั้ง และต้นทุนในการผลิตต่ำกว่าแบบที่ 1 จากข้อดีและข้อดีที่ได้กล่าวมาจึงได้เลือกใช้ส่วนประกอบแบบที่ 2



รูปที่ 3.12 แบบจำลองการติดตั้งอุปกรณ์การกระตุ้น

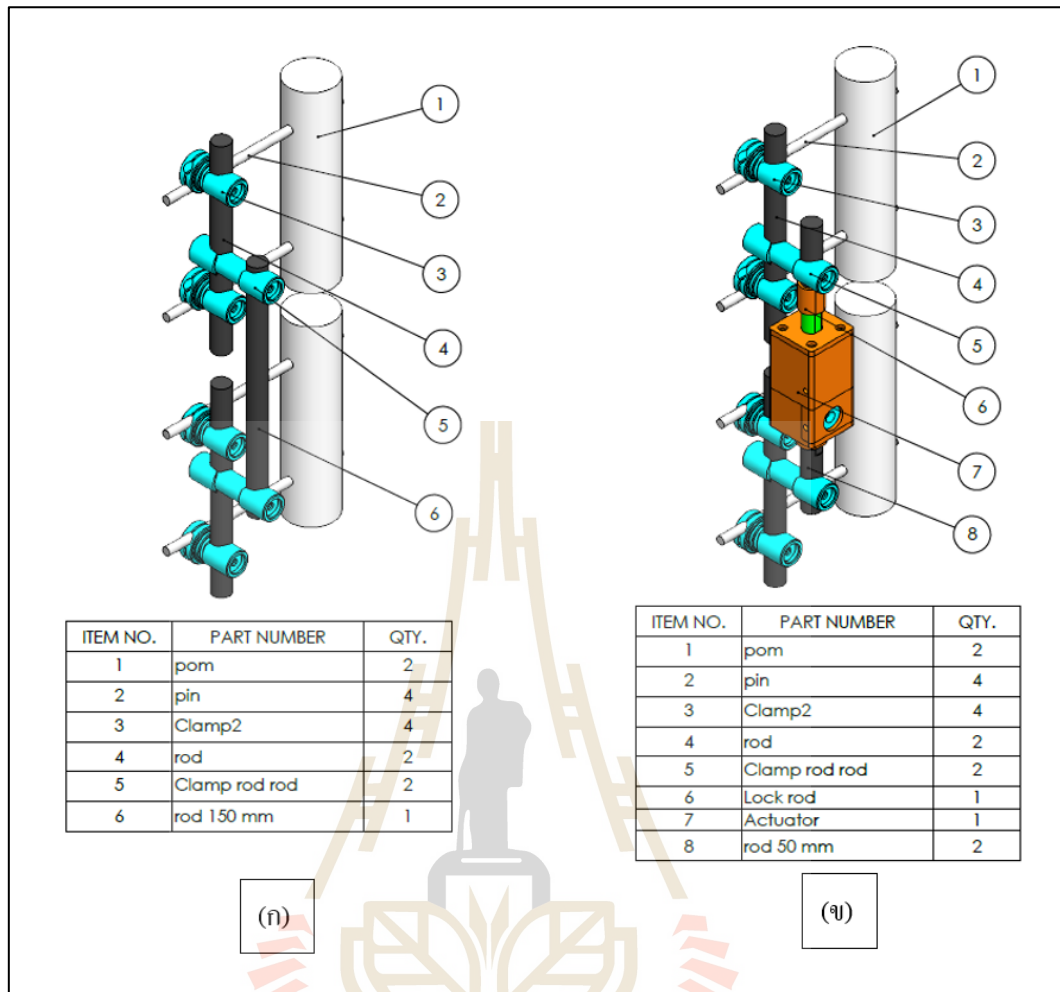
3.3 มาตรฐานการติดตั้งอุปกรณ์

การประกอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกมีความสำคัญต่อการวิเคราะห์สมรรถนะทางกล ซึ่งระยะและตำแหน่งของการติดตั้งอุปกรณ์ที่ต่างกันทำให้ได้ผลที่แตกต่างกัน ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงจำเป็นต้องใช้มาตรฐานการติดตั้งอุปกรณ์ตามมาตรฐาน ASTM (American Society for Testing and Materials) F1541 เป็นมาตรฐานการติดตั้งอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก ดังรูปที่ 3.13



รูปที่ 3.13 ระยะการประกอบอุปกรณ์ยึดตริงกระดูกตามมาตรฐาน ASTM F1541

รายละเอียดของแบบจำลองโครงสร้างการติดตั้งอุปกรณ์ยึดตริงประกอบด้วย ระยะห่างระหว่างหมุดตริงเป็นระยะ PS, ระยะห่างระหว่างแท่งเส้นใยคาร์บอนกับแท่งโพลีออกซิเมทิลีนเป็นระยะ F_o , ระยะระหว่างช่องห่างของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนเป็นระยะ G, แท่งโพลีออกซิเมทิลีนที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง D, ระยะปลายขอบของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนกับหมุดตริงเป็นระยะ P_o และระยะ G_o คือ ระยะระหว่างปลายขอบของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนกับกึ่งกลางของระยะ G ทำให้ได้แบบจำลองที่อ้างอิงตามมาตรฐานการติดตั้ง และรายละเอียดของชิ้นส่วนติดตั้งต่าง ๆ ดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 แบบจำลองอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่ได้ออกแบบ
 (ก) แบบไม่ติดตั้งกลไกกระตุ้น
 (ข) แบบติดตั้งกลไกกระตุ้น

3.4 การกำหนดสมบัติวัสดุและขนาดของเอลิเมนต์

แบบจำลองอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกที่ได้ถูกออกแบบขึ้นประกอบด้วยวัสดุทั้งหมด 4 ชนิด คือ เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 304, เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 316, แท่งเส้นใยคาร์บอน และแท่งโพลีออกซิเมทิลีน สำหรับงานวิจัยนี้กำหนดให้คุณสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ในการวิเคราะห์อยู่ในรูปแบบยืดหยุ่นเชิงเส้น (Linear Elastic) และมีคุณสมบัติทางกายภาพแบบไอโซโทรปิก (Isotropic) โดยวัสดุแต่ละชนิดมีค่าสมบัติวัสดุสำหรับใช้วิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ดังแสดงในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 สมบัติเชิงกลของวัสดุ [Thananan S, et al.,2012]

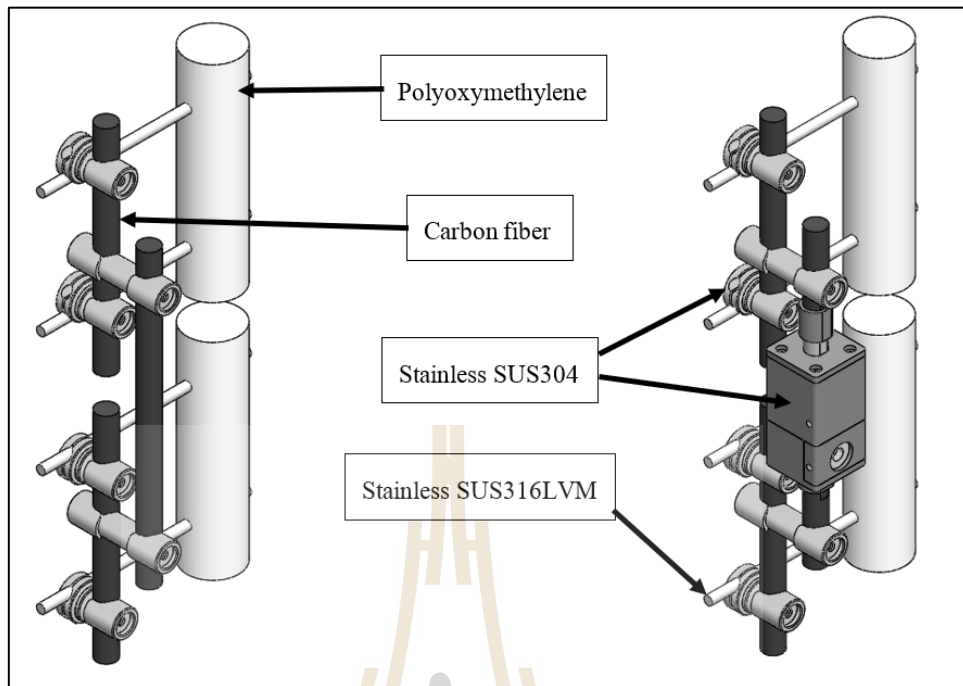
Material	Young Modulus	Poisson's ratio	Yield Strength	Tensile Strength	Density
Units	(GPa)		(MPa)	(MPa)	(kg/m ³)
Stainless SUS 304	190	0.29	215	520	8000
Stainless SUS 316LVM	200	0.33	899	1243	8000
Carbon fiber	135	0.3	-	-	1600
Polyoxymethylene	2.5	0.3	-	70	1410

ตารางที่ 3.2 ขนาดและการเลือกเอลิเมนต์

ชิ้นส่วน	ขนาดเอลิเมนต์ (มิลลิเมตร)
ชุดโครงสร้าง (Central Body)	2
ชุดจับยึด (Clamp Set)	2
หมุดตริง (Schanz Screw)	1
ชุดกระตุ้นการเคลื่อนที่ (Actuator)	2
แท่ง Polyoxymethylene (POM)	4

การกำหนดวัสดุให้กับโครงสร้างอุปกรณ์จะทำการกำหนด โครงสร้างป็นวัสดุแท่งเส้นใยคาร์บอน, ชุดจับยึดและตัวกระตุ้นเป็นวัสดุเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 304, หมุดตริงเป็นวัสดุเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด 316 และแท่งทดแทนกระดูกป็นวัสดุโพลีออกซิเมทิลีน ดังรูปที่ 3.15

งานวิจัยนี้ใช้เอลิเมนต์ทรงสี่เหลี่ยมหกหน้าในการแทนที่รูปทรงอุปกรณ์ยึดตริงกระดูกที่ได้ออกแบบ โดยมีขนาดของเอลิเมนต์ของแต่ละชิ้นส่วนแสดงในตารางที่ 3.2



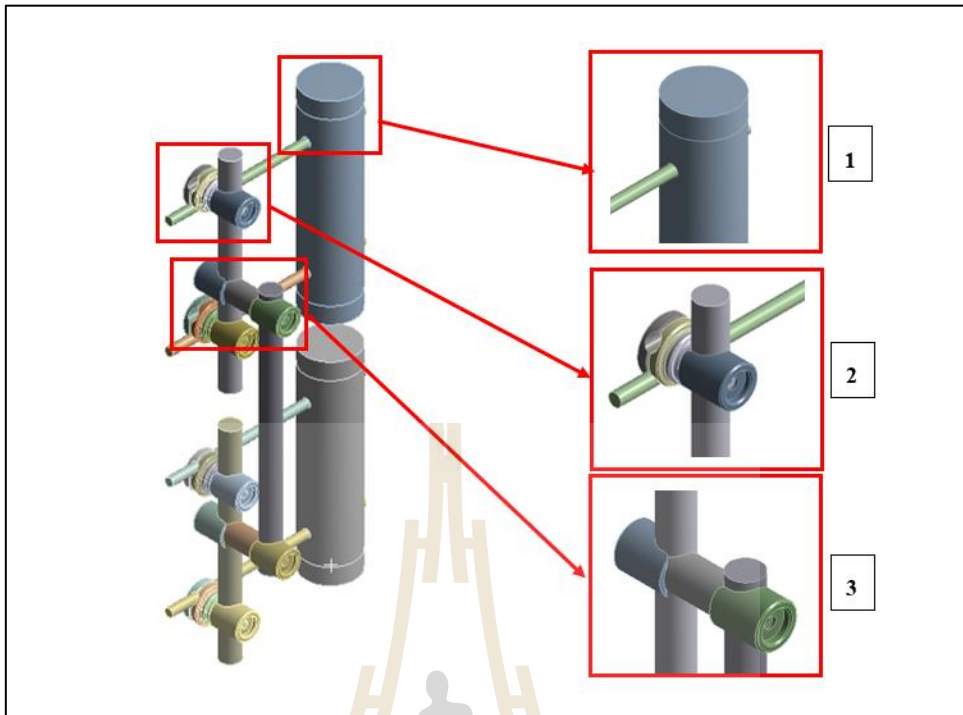
รูปที่ 3.15 การกำหนดวัสดุของแบบจำลอง

3.5 การวิเคราะห์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสถานะสถิต

ในงานวิจัยนี้เป็นการวิเคราะห์แบบจำลองอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก เพื่อหาค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์ เมื่อได้รับภาระกระทำทางกล 4 รูปแบบ ซึ่งเป็นภาระทางกลที่เกิดขึ้นจากท่าทางในชีวิตประจำวันของผู้ป่วยที่ถูกรักษาด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอก โดยความแข็งตึงของอุปกรณ์หาได้จากความชันของกราฟเชิงเส้นที่เกิดจากความสัมพันธ์ระหว่างระยะการเคลื่อนที่บริเวณช่องห่างของ POM กับภาระกระทำทางกลในแต่ละรูปแบบ

3.5.1 การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัส

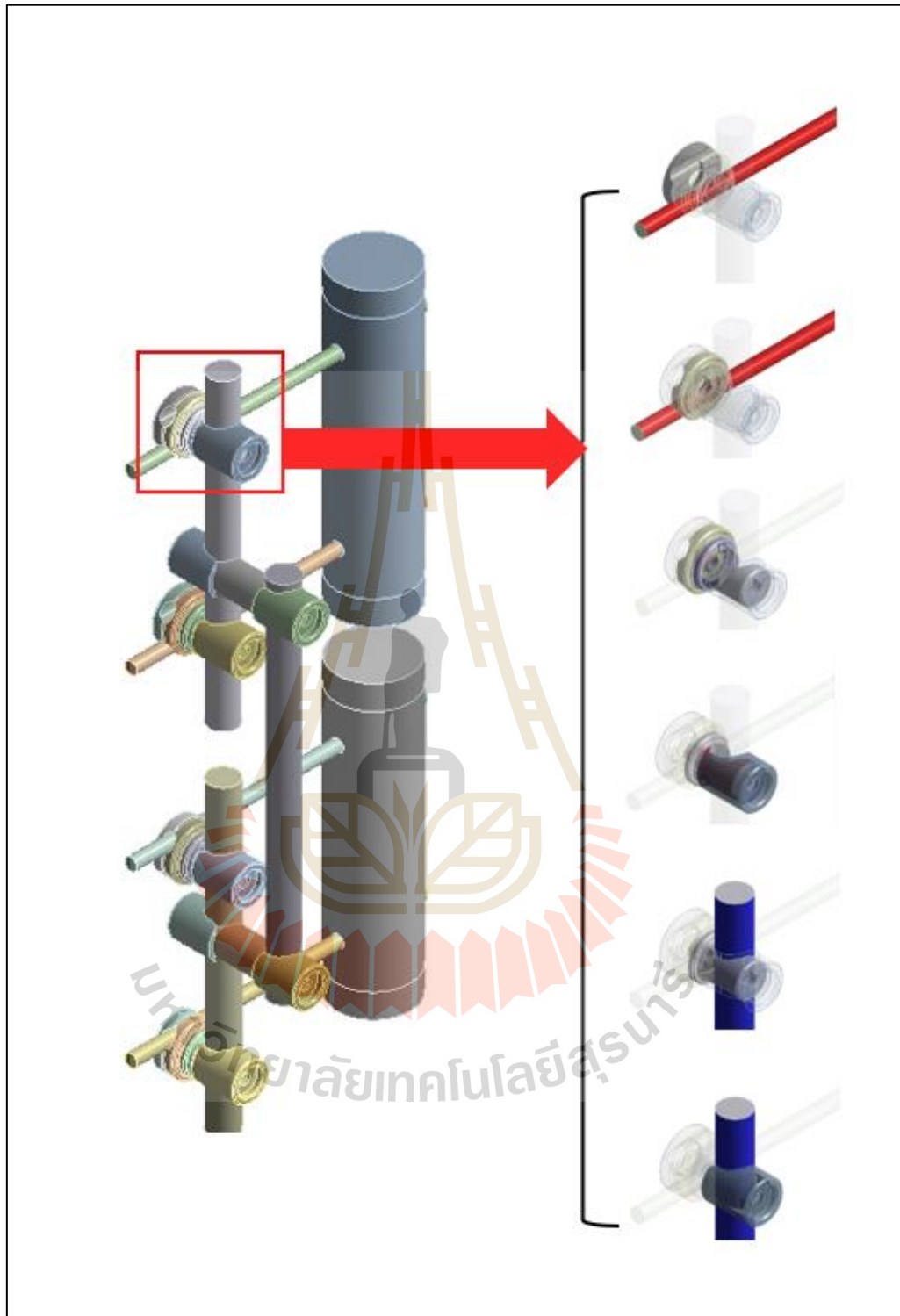
การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสเกิดขึ้นก็ต่อเมื่อมีชิ้นงานมากกว่าหนึ่งชิ้นที่มีผิวชิ้นงานอยู่ติดกัน ซึ่งการสัมผัสเป็นปัจจัยหนึ่งมีผลต่อคำตอบของการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิจัยนี้แบบจำลองของอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบถูกประกอบเข้าด้วยกันแบบไม่สามารถเคลื่อนที่ออกจากกันได้ ดังนั้นในกรณีของการวิเคราะห์ในสถานะสถิตนั้นอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกสัมผัสกันแบบยึดแน่น (Bonded) โดยการกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสของแบบจำลองจะมีอยู่ด้วยกัน 3 ส่วน ดังรูปที่ 3.16-3.19



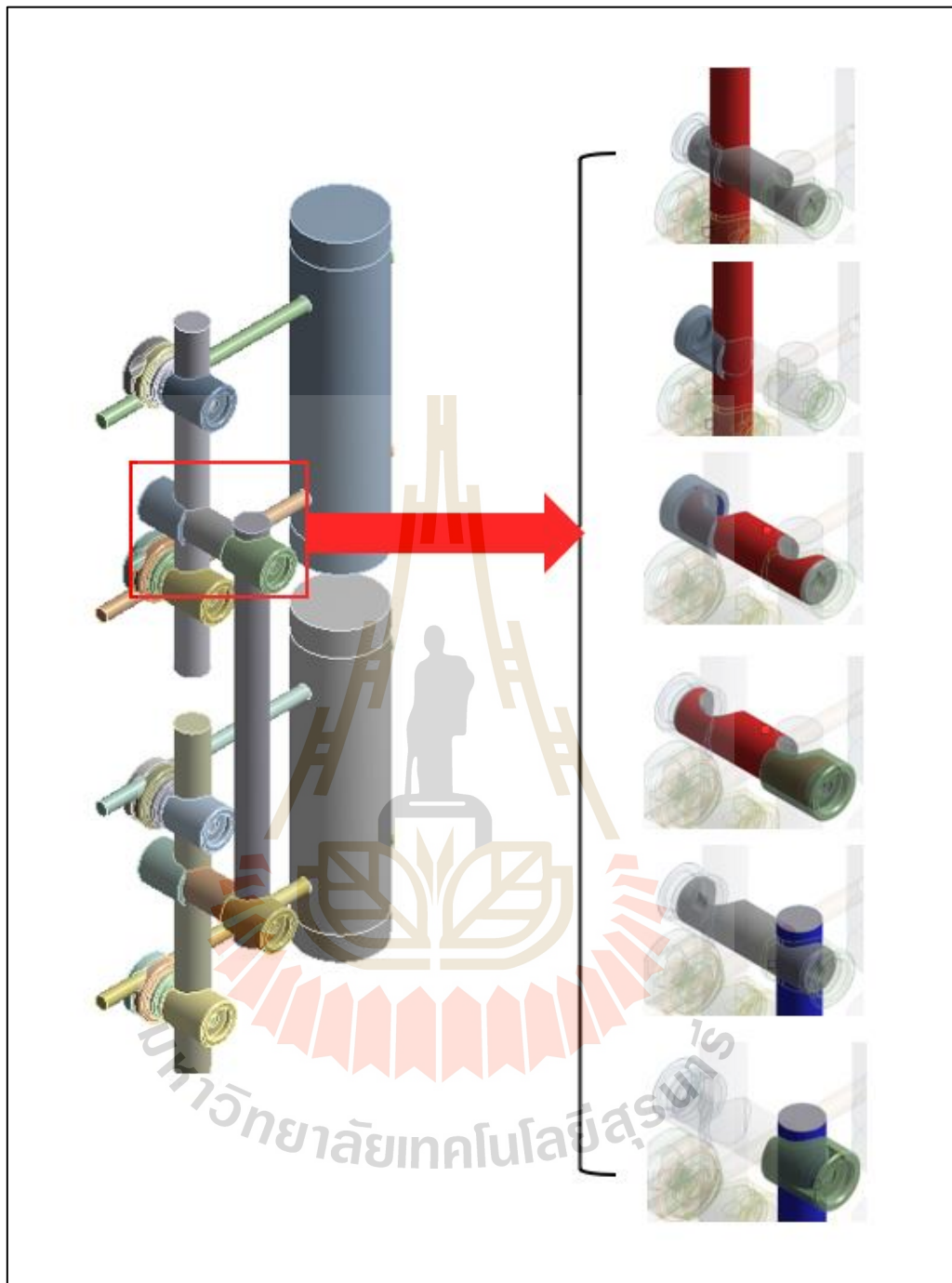
รูปที่ 3.16 บริเวณกำหนดเงื่อนไขสัมผัส



รูปที่ 3.17 บริเวณกำหนดเงื่อนไขสัมผัสส่วนที่ 1



รูปที่ 3.18 บริเวณกำหนดเงื่อนไขสัมพัทธ์ส่วนที่ 2



รูปที่ 3.19 บริเวณกำหนดเงื่อนไขสัมผัสส่วนที่ 3

ส่วนที่ 1 คือ ส่วนของหมุดตริงที่ถูกสวมเข้ากับแท่งโพลีออกซิเมทิลีน ซึ่งแบบจำลองของอุปกรณ์ใช้หมุดตริงด้วยกัน 4 ชิ้น

ส่วนที่ 2 คือ ส่วนของชุดจับยึด โครงสร้างชุดที่หนึ่ง ที่ออกแบบมาเพื่อยึดระหว่าง โครงสร้างที่เป็นแท่งเส้นใยคาร์บอนกับหมุดตริงทำการกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสเป็นแบบ ยึดแน่นในทุกๆผิวชิ้นงานที่มีการสัมผัสกัน

ส่วนที่ 3 คือ ส่วนของชุดจับยึด โครงสร้างชุดที่สอง ที่ออกแบบมาเพื่อยึด โครงสร้าง ที่เป็นแท่งเส้นใยคาร์บอนเข้าด้วยกันทำการกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสเป็นแบบยึดแน่นในทุกๆ ผิวชิ้นงานที่มีการสัมผัสกัน

3.5.2 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต

คุณลักษณะทางกลของอุปกรณ์ยึดตริงกระดูกจะวัดจากความสามารถในการตริง กระดูกให้อยู่กับที่ให้ได้มากที่สุดเมื่อรับภาระกระทำในแต่ละรูปแบบ ซึ่งในงานวิจัยนี้ทำการ วิเคราะห์ภาระกระทำ 4 รูปแบบ ซึ่งอ้างอิงมาจากภาระที่เกิดจากอิริยาบถของผู้ป่วยในขณะที่ใส่ อุปกรณ์ยึดตริงกระดูก ภาระกระทำ 4 รูปแบบมีขนาดของภาระกระทำดังแสดงในตารางที่ 3.3 เป็น การคำนวณอ้างอิงมาจากงานวิจัยของอารยันต์ วงษ์นิยม (2008) ซึ่งได้คำนวณจากหลักกายศาสตร์ และนำสัดส่วนของประชากรไทยมาพิจารณา

ตารางที่ 3.3 ภาระกระทำที่เกิดขึ้นในแต่ละอิริยาบถของผู้ป่วย

ภาระกระทำ	อิริยาบถของผู้ป่วย	ขนาดภาระกระทำ
แนวแกน	ยืน	0 – 75 N
โมเมนต์ดัด 4 จุดในแนวหน้า-หลัง	นอนตะแคงยกขา	0 – 160 N
โมเมนต์ดัด 4 จุดในแนวด้านข้าง	นอนหงายยกขา	0 – 160 N
โมเมนต์บิด	นอนพลิกตัว	0 - 4 N.m

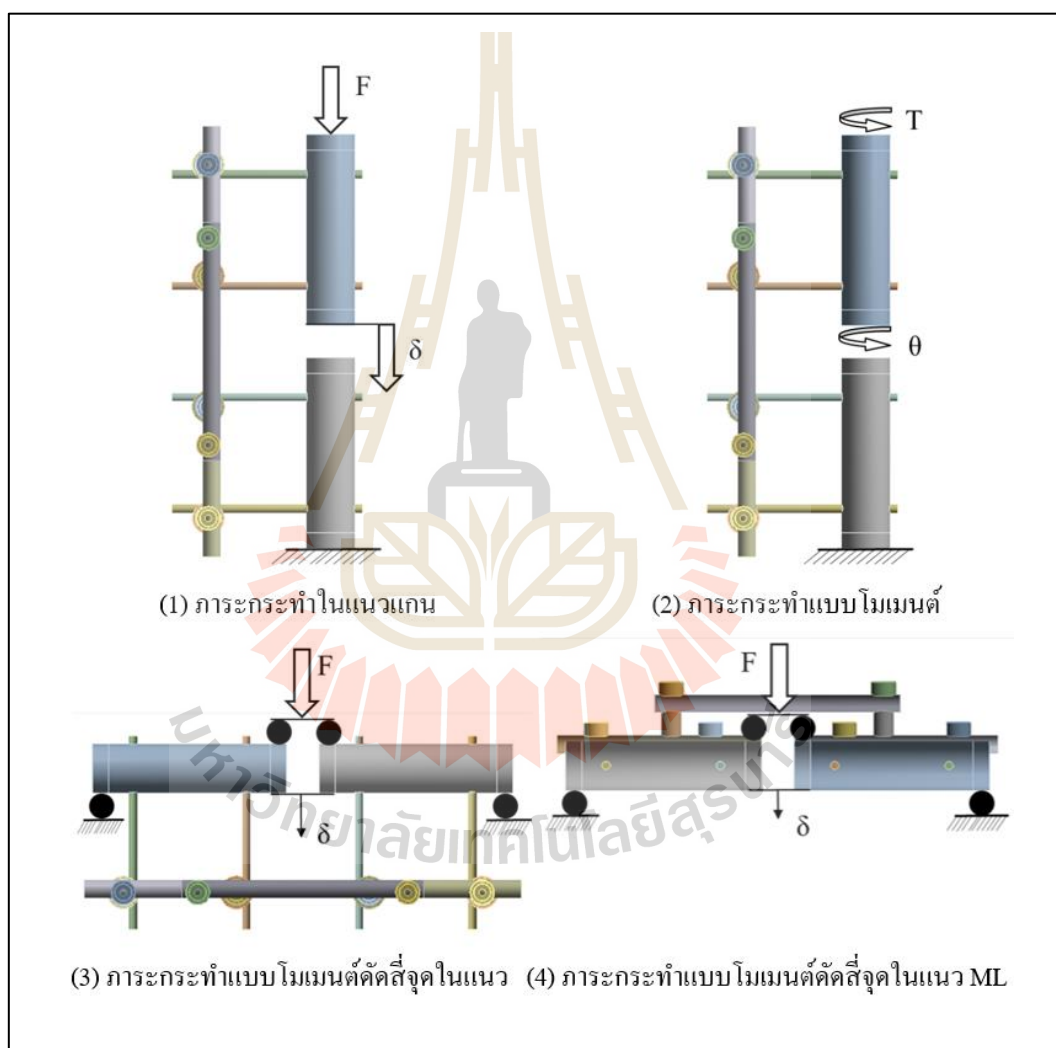
ภาระกระทำทั้ง 4 รูปแบบที่เกิดขึ้นจะถูกจำลองขึ้นโดยการแทนที่ด้วยการจับยึด (Support) และ การใส่ภาระกระทำ (Load) ดังรูปที่ 3.17

- ภาระกระทำในแนวแกน ภาระกระทำลักษณะนี้ด้านล่างของแท่ง โพลีออกซิเม ทิลีนจะถูกจับยึดแบบจำกัดการเคลื่อนที่ในทุกทิศทาง (Fix support) และแรงจะถูกใส่ที่ด้านบนของ แท่ง โพลีออกซิเมทิลีนในทิศทางขนานกับแท่ง โพลีออกซิเมทิลีน

- ภาระกระทำแบบ โมเมนต์ดัด 4 จุดในแนวหน้า-หลังและในแนวด้านข้าง จุครองรับที่ปลายแท่ง โพลีออกซิเมทิลีนทั้งสองข้างจะถูกวางอยู่บนท่อทรงกระบอกในลักษณะ การรองรับแบบลูกกลิ้ง (Roller Support) จำกัดการเคลื่อนที่ในแนวแกนแต่สามารถปล่อยให้หมุน

ได้อย่างอิสระรอบแนวแกนของแท่งยึด ภาระกระทำแบบโมเมนต์คัตสี่จุด แรงจะถูกใส่ลงไปที่บริเวณขอบระยะห่างตรงกลางของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนในทิศทางตั้งฉากกับพื้น

- ภาระกระทำแบบโมเมนต์บิด ภาระกระทำลักษณะนี้ด้านล่างของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนจะถูกจับยึดแบบจำกัดการเคลื่อนที่ในทุกทิศทาง (Fix Support) และด้านบนของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนจะถูกกำหนดให้สามารถเคลื่อนที่ได้เฉพาะการหมุน แล้วโมเมนต์บิดจะถูกใส่เข้าไปที่ด้านบนของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนในทิศทางหมุนรอบแท่งโพลีออกซิเมทิลีน



รูปที่ 3.20 การกำหนดภาระกระทำ 4 รูปแบบ

3.6 การวิเคราะห์ระยะเบียดวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะพลวัต

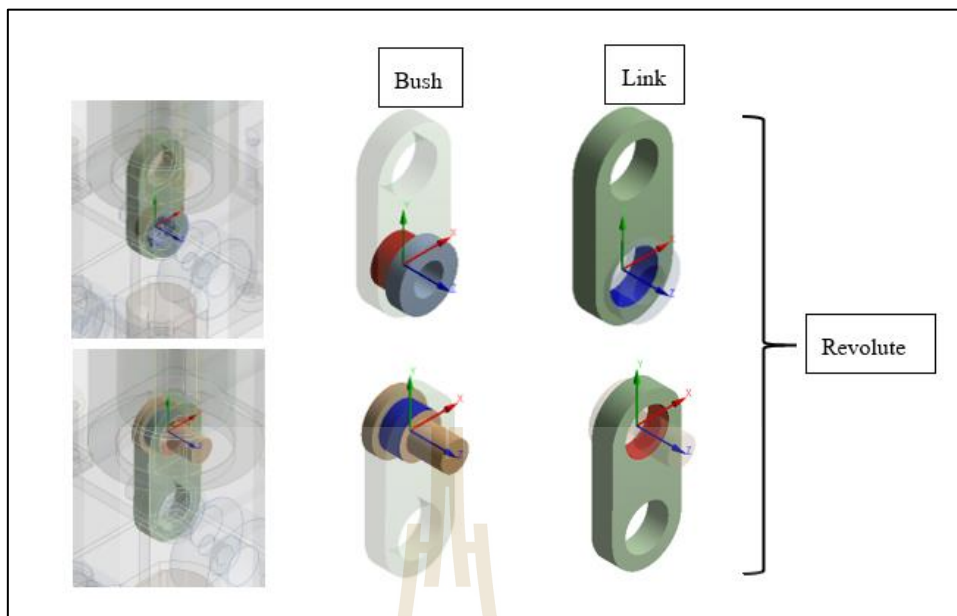
ในงานวิจัยนี้การวิเคราะห์อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะพลวัต เพื่อใช้ในการกระตุ้นนั้น การใช้งานจริงเป็นการควบคุมการเคลื่อนที่รอยแตกของกระดูกในช่วง 0.1-0.4 มิลลิเมตร เพื่อให้ง่ายต่อการทดสอบและเปรียบเทียบผลกับระยะเบียดวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จึงได้เตรียมแบบจำลองที่ใช้แท่งโพลีออกซิเมทิลีนทดแทนกระดูก โดยใช้ระยะตามมาตรฐาน ASTM F1541 แต่ได้มีการเพิ่มชุดกลไกควบคุมการเคลื่อนที่เข้าไปกับอุปกรณ์ โดยชุดกลไกควบคุมที่ติดตั้งกับโครงสร้างแบบจำลองจะส่งผลให้บริเวณช่องห่างของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนเคลื่อนที่

3.6.1 การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัส

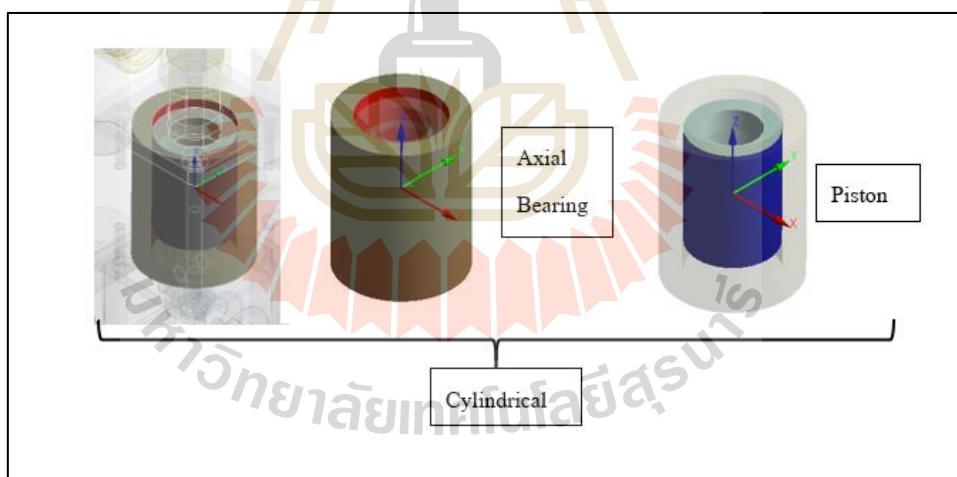
การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสของชิ้นส่วนที่ยึดติดและไม่เคลื่อนที่จากกันทำการกำหนดความสัมพันธ์แบบยึดแน่น (Bonded) และในส่วนของชุดกลไกควบคุมการเคลื่อนที่ที่ถูกติดตั้งเพิ่มเข้าไปจะมีอยู่ 3 ส่วนที่เป็นความสัมพันธ์แบบเคลื่อนที่ได้จะมีอยู่ด้วยกัน 2 ส่วนที่เป็นความสัมพันธ์การเคลื่อนที่แบบหมุนรอบ (Revolute) และ หนึ่งส่วนที่เป็นความสัมพันธ์การเคลื่อนที่แบบทรงกระบอก (Cylindrical) ดังรูปที่ 3.21-3.22 ตามลำดับ

ความสัมพันธ์แบบหมุนรอบ จะกำหนดให้กับชิ้นส่วนที่อยู่ภายในของอุปกรณ์กระตุ้นคือรูเจาะของชิ้นส่วนก้านต่อ (Link) ที่ปลายทั้งสองข้างที่สัมผัสกับชิ้นส่วนของตัวรองแกน (Bush) ทั้งสองชิ้นดังรูปที่ 3.21

ความสัมพันธ์แบบทรงกระบอกจะกำหนดให้กับชิ้นส่วนภายในตัวกระตุ้นในตำแหน่งที่ชิ้นงานมีผิวสัมผัสกันและผิวมีการเคลื่อนที่ได้ในลักษณะทรงกระบอกซึ่งคือชิ้นส่วนที่เป็นลูกปืนแนวแกน (Axial Bearing) สัมผัสกับลูกสูบ (Piston) ดังรูปที่ 3.22



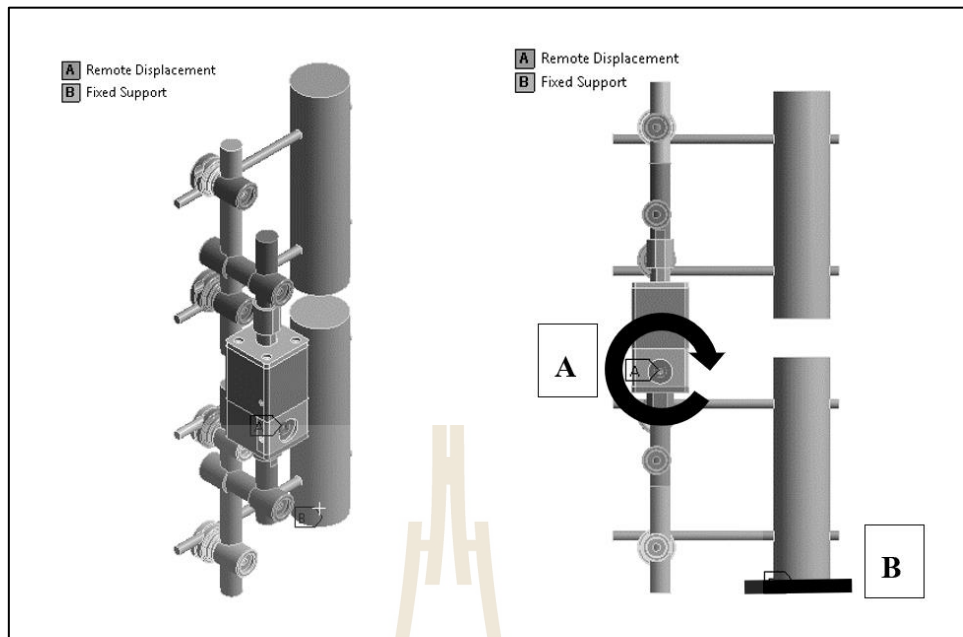
รูปที่ 3.21 การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสแบบการเคลื่อนที่หมุนรอบ



รูปที่ 3.22 การกำหนดเงื่อนไขการสัมผัสแบบการเคลื่อนที่ทรงกระบอก

3.6.2 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต

กำหนดภาระกระทำต่อชิ้นส่วนของชุดกระตุ้นให้เป็นการเคลื่อนที่แบบหมุนที่ตำแหน่งจุด A โดยใส่ภาระกระทำแบบเป็นลำดับขั้นเพื่อดูผลลัพธ์การเคลื่อนที่ของช่องห่างของแท่งโพลีออกซิเมทิลีน และกำหนดตำแหน่งรองรับแบบยึดแน่นที่ตำแหน่งจุด B ดังรูปที่ 3.23



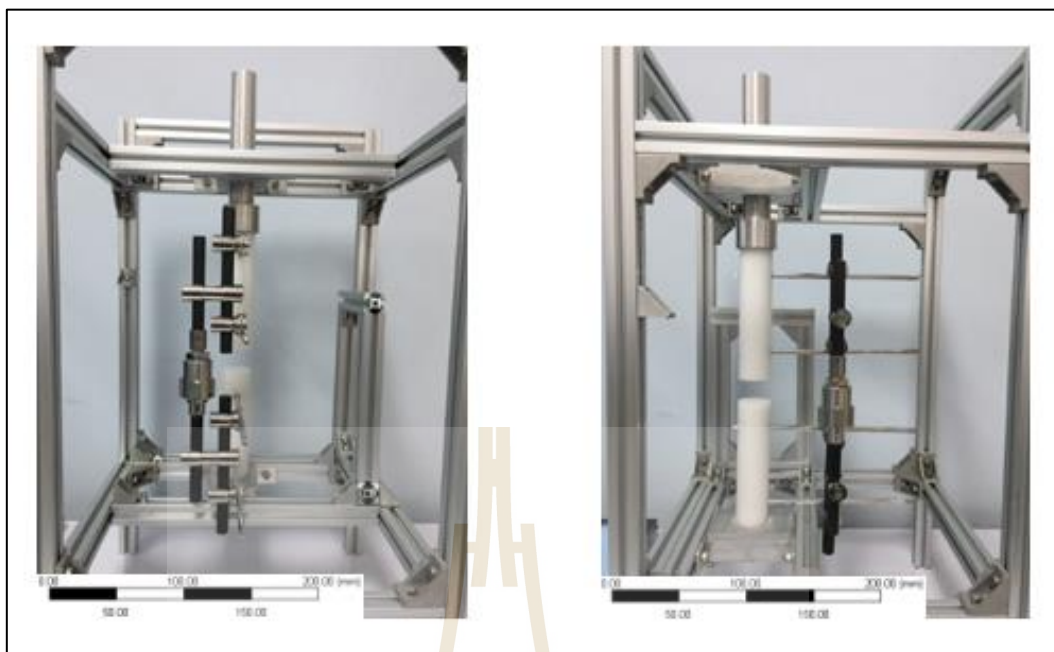
รูปที่ 3.23 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตการวิเคราะห์ในสภาวะพลวัต

3.7 การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดุกแบบภายนอกในสถานะสถิต

การทดสอบสถานะสถิตมีการกำหนดเงื่อนไขเช่นเดียวกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จึงได้ทำการสร้างอุปกรณ์จับยึดและตำแหน่งรองรับแบบยึดแน่นและแบบลูกกลิ้งขึ้นมาเพื่อใช้ทดสอบภาระกระทำทั้ง 4 รูปแบบ ทำการให้แรงโดยใช้น้ำหนักมาตรฐานในช่วง 0-50 นิวตัน ที่ตำแหน่งด้านบนของโครงสร้างชุดทดสอบสำหรับการทดสอบภาระกระทำในแนวแกน ภาระกระทำแบบโมเมนต์คัตสี่จุดในแนวหน้า-หลัง และในแนวด้านข้าง ส่วนภาระกระทำแบบโมเมนต์บิดทำการติดตั้งตั้บล็อกป็นเพื่อให้เกิดเฉพาะการบิดที่เกิดจากน้ำหนักมาตรฐาน ในส่วนของการวัดระยะการเคลื่อนที่ของช่องห่างแท่ง โพลีออกซิเมทิลีนในทุกภาระกระทำนั้นได้ใช้เครื่องมือวัดละเอียด (Dial gauge) ในการอ่านค่าแล้วบันทึกผล

3.7.1 ภาระกระทำในแนวแกน

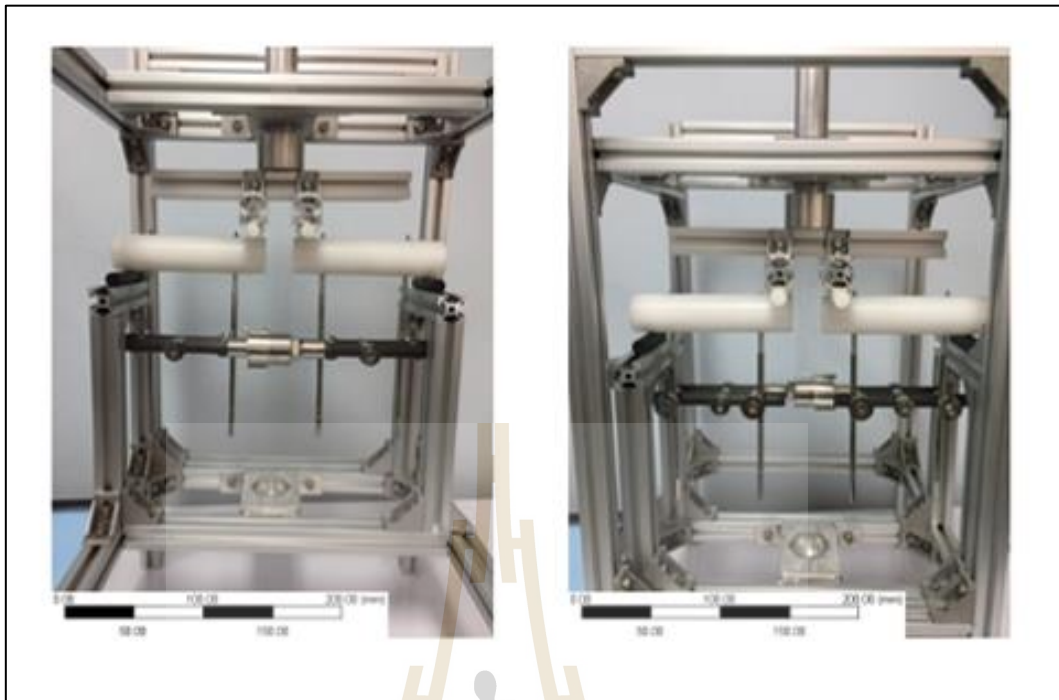
อุปกรณ์ยึดตรึงกระดุกติดตั้งเข้ากับโครงสร้างชุดทดสอบ โดยปลายด้านล่างของแท่ง โพลีออกซิเมทิลีนจะสวมเข้ากับฐานของโครงสร้างชุดทดสอบแล้วทำการยึดแน่นเข้ากับโครงสร้าง ส่วนของปลายด้านบนจะถูกครอบด้วยชิ้นส่วนรองรับน้ำหนัก ชิ้นส่วนนี้จะทำหน้าที่ส่งถ่ายแรงจากน้ำหนักมาตรฐานสู่ปลายด้านบนของแท่ง โพลีออกซิเมทิลีนและยังทำหน้าที่ควบคุมแนวแรงให้เคลื่อนที่ในแนวตั้งเท่านั้น แสดงในรูปที่ 3.24



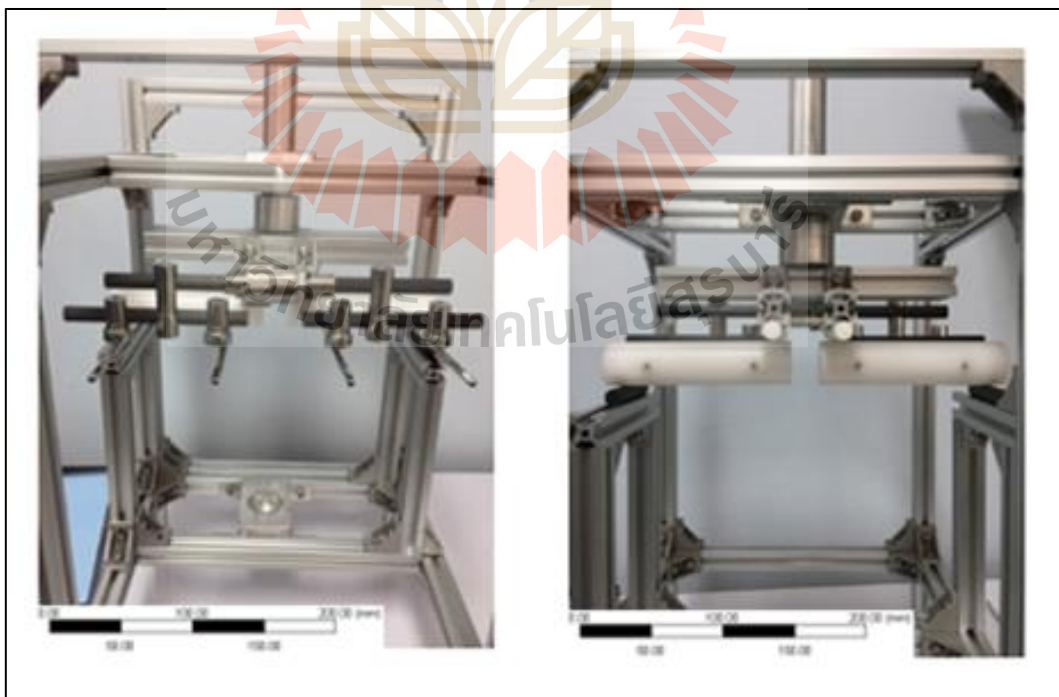
รูปที่ 3.24 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อทดสอบภาระกระทำในแนวแกน

3.7.2 ภาระกระทำแบบโมเมนต์คดสี่จุดในแนวหน้า-หลัง และในแนวด้านข้าง

การทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์คดสี่จุดในแนวหน้า-หลัง และในแนวด้านข้าง ปลายด้านนอกทั้งสองของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนมีระยะห่างจากขอบ 10 มิลลิเมตร จะถูกวางอยู่บนท่อทรงกระบอกตันอย่างอิสระ ส่วนบริเวณตำแหน่งให้แรงเป็นท่อทรงกระบอกตันอยู่ที่ปลายด้านในทั้งสองด้านของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนมีระยะห่างจากขอบ 10 มิลลิเมตร และมีการให้แรงทิศทางลงในแนวดิ่งผ่านตำแหน่งให้แรงทั้งสองตำแหน่ง การทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์คดสี่จุดในแนวหน้า-หลัง ลักษณะการวางอุปกรณ์สังเกตได้จากหมุดตรึงที่วางตัวในทิศทางขนานกับแนวแรง ดังรูปที่ 3.25 ส่วนการทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์คดสี่จุดในแนวด้านข้าง หมุดตรึงจะวางตัวตั้งฉากกับแนวแรง ดังรูปที่ 3.26



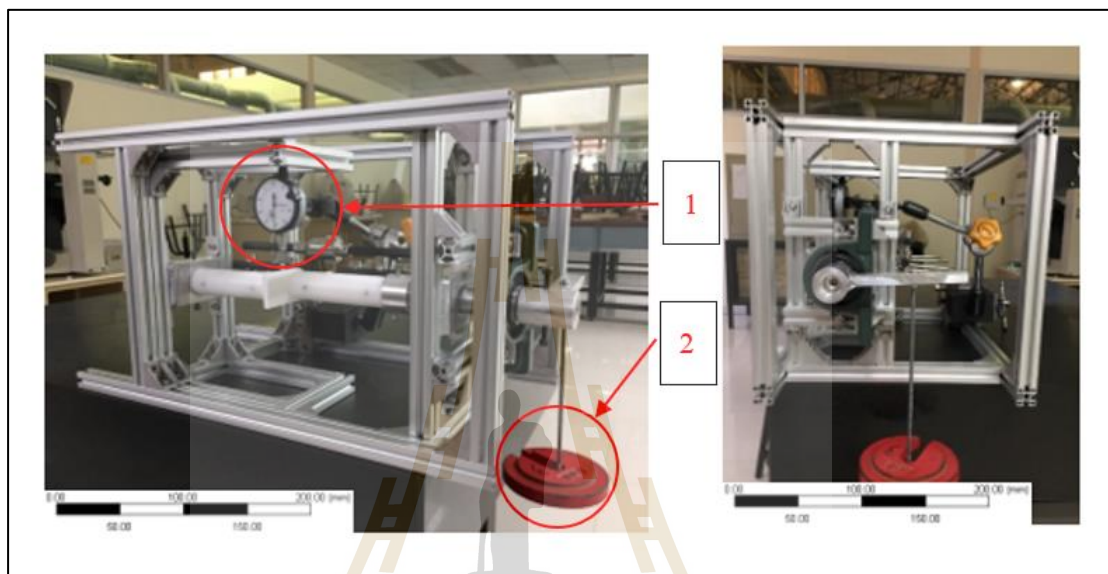
รูปที่ 3.25 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์ดัดสี่จุดในแนวหน้าหลัง



รูปที่ 3.26 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์ดัดสี่จุดในแนวด้านข้าง

3.7.3 ภาระกระทำแบบโมเมนต์บิด

การทดสอบภาระกระทำแบบโมเมนต์บิดปลายข้างหนึ่งจะถูกยึดแน่นเข้ากับโครงสร้างทดสอบ และปลายอีกด้านของอุปกรณ์ยึดแน่นกับชิ้นส่วนควบคุมการเคลื่อนที่เพื่อให้เกิดเฉพาะการหมุนส่งผลให้อุปกรณ์ได้รับเฉพาะอิทธิพลจากแรงบิดเท่านั้น ดังรูปที่ 3.27

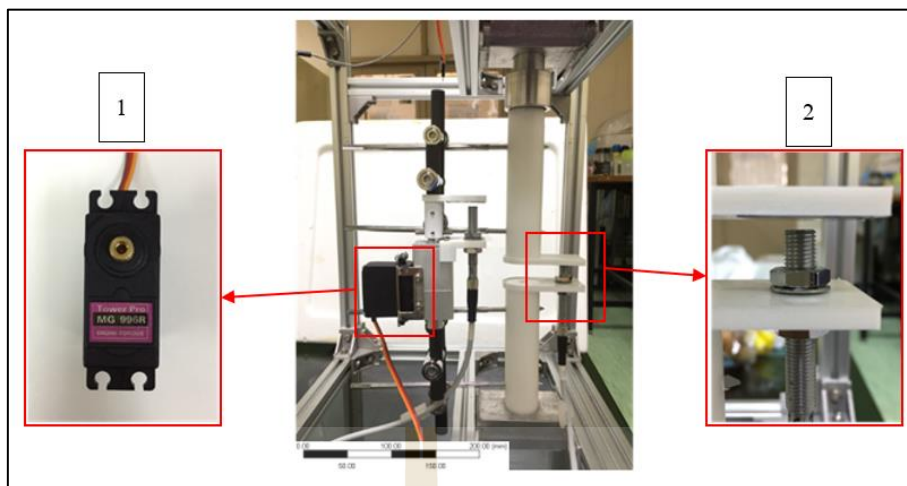


รูปที่ 3.27 การติดตั้งอุปกรณ์เพื่อทดสอบภาระกระทำแบบ โมเมนต์บิด

1. เครื่องมือวัด (Dial gauge)
2. มวลน้ำหนักมาตรฐาน (Dead weight)

3.8 การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะพลวัต

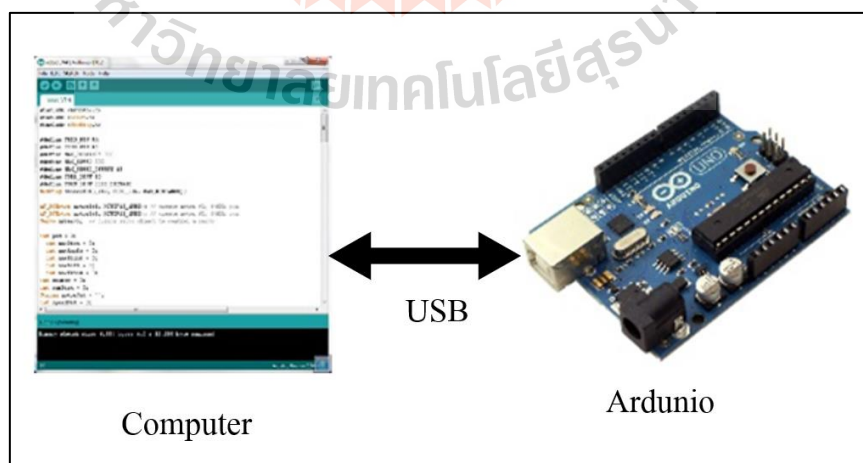
การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะพลวัตเพื่อช่วยกระตุ้นนั้น จะเป็นการควบคุมการหมุนของเซอร์โวมอเตอร์ในรูปที่ 3.28 (1) เพื่อสังเกตการเคลื่อนที่ของช่องห่างของแท่งโพลีออกซิเมทิลีน โดยใช้อุปกรณ์ตรวจวัดการเคลื่อนที่ในรูปที่ 3.28 (2) ใช้การประกอบติดตั้งอุปกรณ์ตามมาตรฐาน ASTM F1541 การทดสอบอุปกรณ์เริ่มจากการควบคุมตัวกระตุ้นที่ติดตั้งเข้ากับโครงสร้างของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก จากนั้นการดูผลตอบสนองการเคลื่อนที่ทำการอ่านค่าได้จากชุดตรวจวัดสัญญาณ โดยมีรายละเอียดดังนี้



รูปที่ 3.28 การติดตั้งการทดสอบการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก

ตัวกระตุ้นหรือชุดควบคุมการเคลื่อนที่ทำงานโดยมีวงจรควบคุมการเคลื่อนที่เชิงมุมแล้วใช้กลไกการเคลื่อนที่ทางกลเปลี่ยนจากการเคลื่อนที่เชิงมุมไปเป็นการเคลื่อนที่เชิงเส้นโดยชุดควบคุมและชุดป้อนสัญญาณของตัวกระตุ้นเพื่อตอบสนองต่อการเคลื่อนที่ที่จะประกอบด้วย

1. วงจรควบคุมเป็นการนำชุดไมโครคอนโทรลเลอร์มาใช้งานร่วมกับภาษาซี โดยเลือกเป็นการเขียนไลบรารีลงบนบอร์ดที่มีชื่อว่า “อาดูโน (ARDUINO)” เพื่อสั่งงานให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมหรืออ่านค่าตัวแปรต่าง ๆ ในการทดสอบนี้จะสั่งงานควบคุมชุดต้นกำลังและอ่านค่าจากเซ็นเซอร์ตรวจวัดระยะ



รูปที่ 3.29 การใช้งานชุดไมโครคอนโทรลเลอร์มาใช้งานร่วมกับภาษาซี

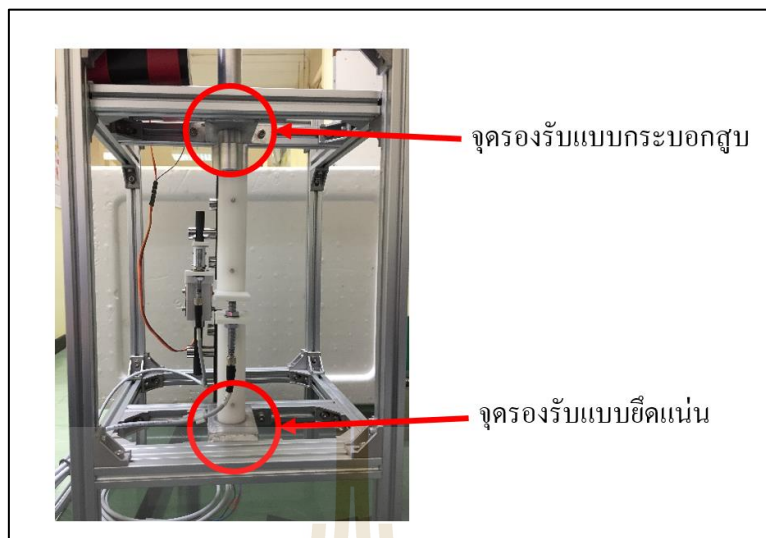
2. ชุดต้นกำลังเป็นปัจจัยสำคัญในการขับเคลื่อน เพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ในแนวแกนตามที่ต้องการจะนำเอาเซอร์โวมอเตอร์ (Servo motor) มาต่อพ่วงเข้ากับส่วนประกอบไกการเคลื่อนที่แบบที่สอง โดยตัวเซอร์โวมอเตอร์เป็นมอเตอร์ที่มีการควบคุมการเคลื่อนที่ของตัวเองได้แก่ ระยะ ความเร็ว และมุมในการหมุน มีการควบคุมแบบป้อนกลับ (Feedback control) สามารถเขียนคำสั่งผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อให้เซอร์โวมอเตอร์ทำงานได้ตามต้องการ



รูปที่ 3.30 เซอร์โวมอเตอร์และการติดตั้งเซอร์โวมอเตอร์เข้ากับส่วนประกอบ

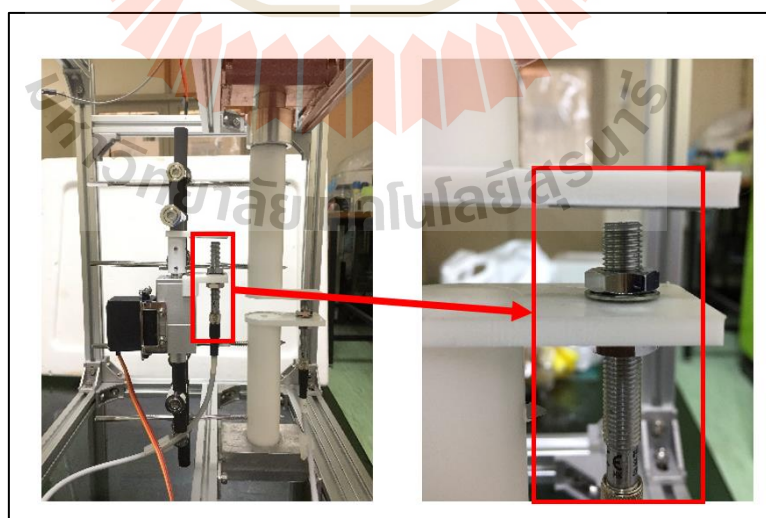
ชุดตรวจวัดสัญญาณ คือ ชุดอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นมาเพื่อเป็นจุดรองรับให้กับอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก และวัดค่าผลตอบสนองการเคลื่อนที่ของแท่งโพลีออกซิเมทิลีน ประกอบด้วย

1. อุปกรณ์กำหนดตำแหน่งและรองรับการทำงาน โครงสร้างหลักทำมาจากอลูมิเนียมโปรไฟล์ที่ประกอบเข้ากับการสร้างจุดรองรับแบบยึดแน่นจำนวน 1 จุด และจุดรองรับแบบกระบอกสูบจำนวน 1 จุด ใช้กับการทดสอบสถานะสถิตและสถานะพลวัต ดังรูปที่ 3.31



รูปที่ 3.31 โครงสร้างกำหนดตำแหน่งและจุดรองรับ

2. อุปกรณ์ตรวจวัดระยะการเคลื่อนที่ เป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับวัตถุเพื่อให้ทราบถึงตำแหน่งของวัตถุที่อยู่ห่างกับเซ็นเซอร์ เลือกใช้ยี่ห้อ FESTO รุ่น SIAE-M8B-PU-S ดังรูปที่ 3.32 สามารถตรวจสอบระยะห่างได้ในช่วง 0.0-4.0 มิลลิเมตร และมีความละเอียดในการตรวจสอบระยะห่างที่ 0.01 มิลลิเมตร โดยจะนำสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์เข้าสู่บอร์ดคอมพิวเตอร์ เพื่อแสดงผลค่าผลตอบสนองการเคลื่อนที่



รูปที่ 3.32 เซ็นเซอร์ยี่ห้อ FESTO รุ่น SIAE-M8B-PU-S

บทที่ 4

ผลการดำเนินการวิจัย

4.1 บทนำ

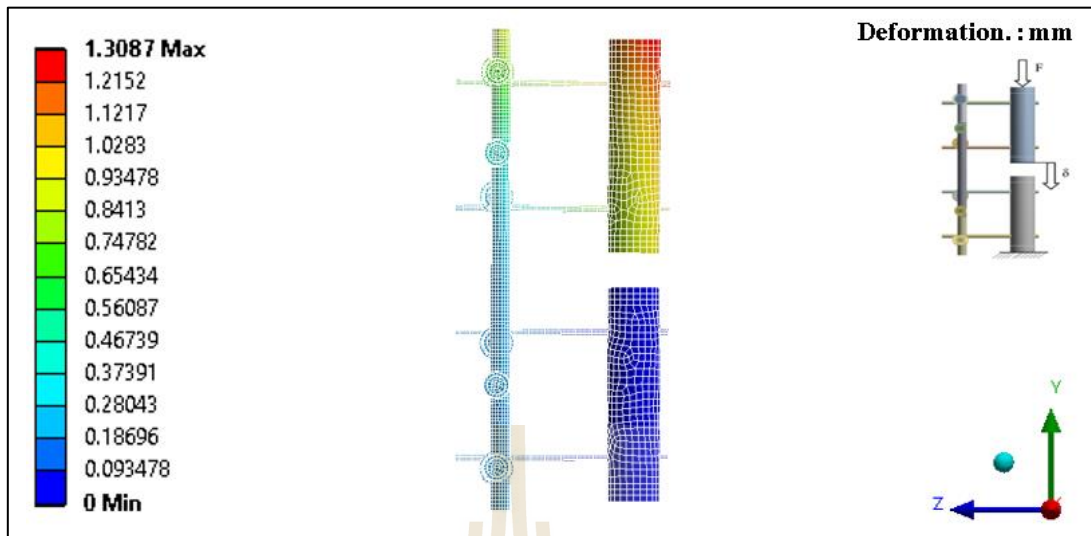
ในบทนี้จะนำเสนอผลการศึกษาค่าความแข็งดึงของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่เกิดจากแรงกระทำ 4 รูปแบบ และค่าการเคลื่อนที่ของบริเวณช่องว่างของแท่ง โพลีออกซิเมทิลีนที่เกิดจากการควบคุมกลไกการเคลื่อนที่ โดยนำผลของความแข็งดึงและค่าการเคลื่อนที่จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดลองมาเปรียบเทียบเพื่อยืนยันความถูกต้อง

4.2 การวิเคราะห์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสถานะสถิต

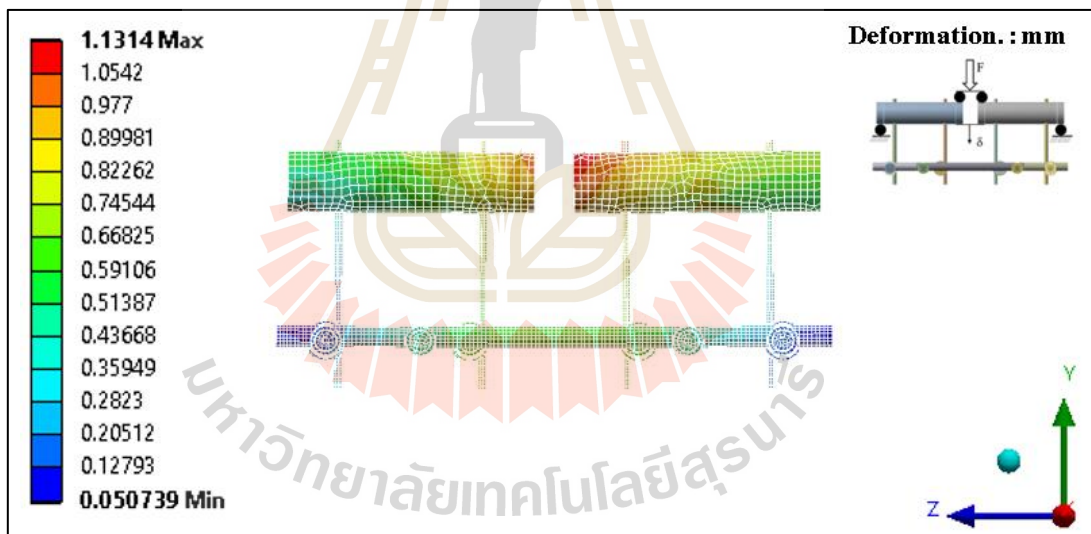
การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกในสถานะสถิตของงานวิจัยนี้ แสดงผลลัพธ์ค่าความแข็งดึงของอุปกรณ์ซึ่งพิจารณาได้จากแรงที่กระทำกับอุปกรณ์ต่อระยะการเคลื่อนที่บริเวณช่องว่างของแท่ง โพลีออกซิเมทิลีนกับผลลัพธ์ค่าการกระจายความเค้นและระยะการเสียรูปของอุปกรณ์ภายใต้แรงกระทำ 4 รูปแบบ

4.2.1 การเสียรูป

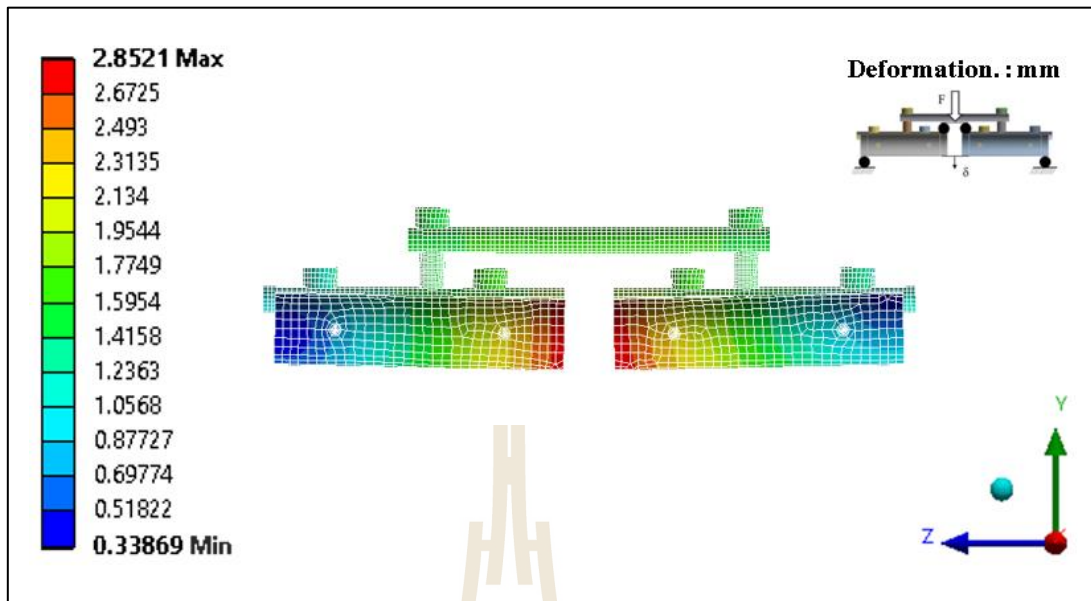
ผลการวิเคราะห์การกระทำทางกล 4 รูปแบบในสถานะสถิตของอุปกรณ์ แสดงให้เห็นช่วงของแถบสีที่บ่งบอกถึงขนาดการเสียรูปของอุปกรณ์เทียบเคียงได้จากแถบสีด้านซ้าย ดังรูปที่ 4.1-4.4 โดยทิศทางของการเสียรูปเกิดขึ้นในทิศทางเดียวกันกับการให้แรงกระทำในแต่ละรูปแบบ ซึ่งจะนำการเสียรูปบริเวณช่องว่างของแท่ง โพลีออกซิเมทิลีนไปพิจารณาหาค่าความแข็งดึงของอุปกรณ์



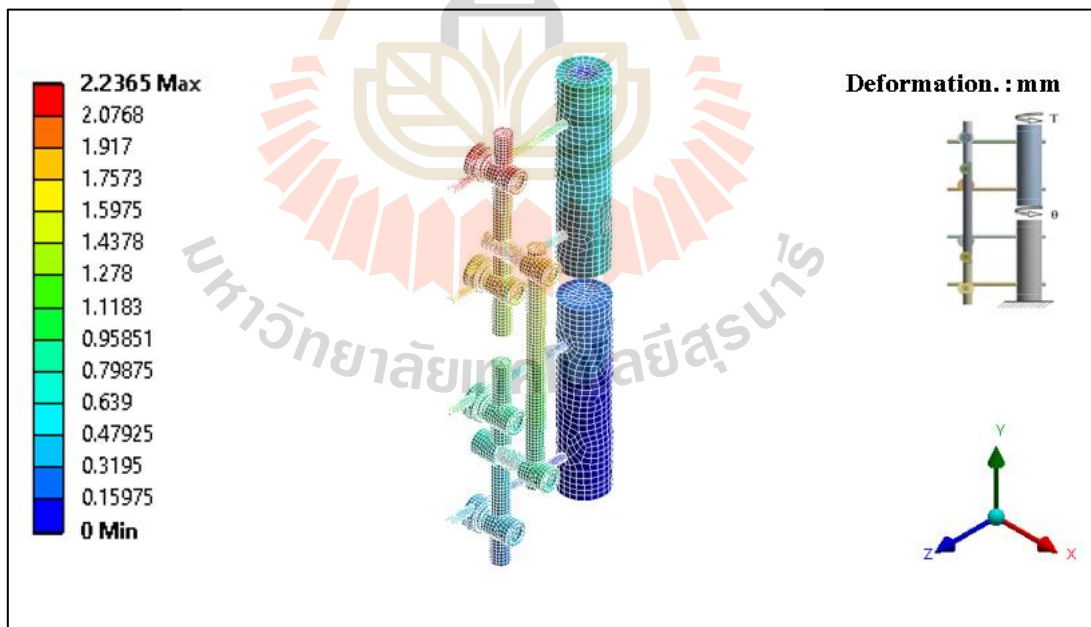
รูปที่ 4.1 การเสีรูปร่างของอุปกรณ์ในแนวแกน Y ภายใต้แรงกระทำในแนวแกน



รูปที่ 4.2 การเสีรูปร่างของอุปกรณ์ในแนวแกน Y ภายใต้แรงกระทำแบบ โมเมนต์ค้ำค้ำจุดในแนวหน้าหลัง



รูปที่ 4.3 การเสียรูปของอุปกรณ์ในแนวแกน Y ภายใต้แรงกระทำแบบโมเมนต์คัตสี่จุด
ในแนวด้านข้าง



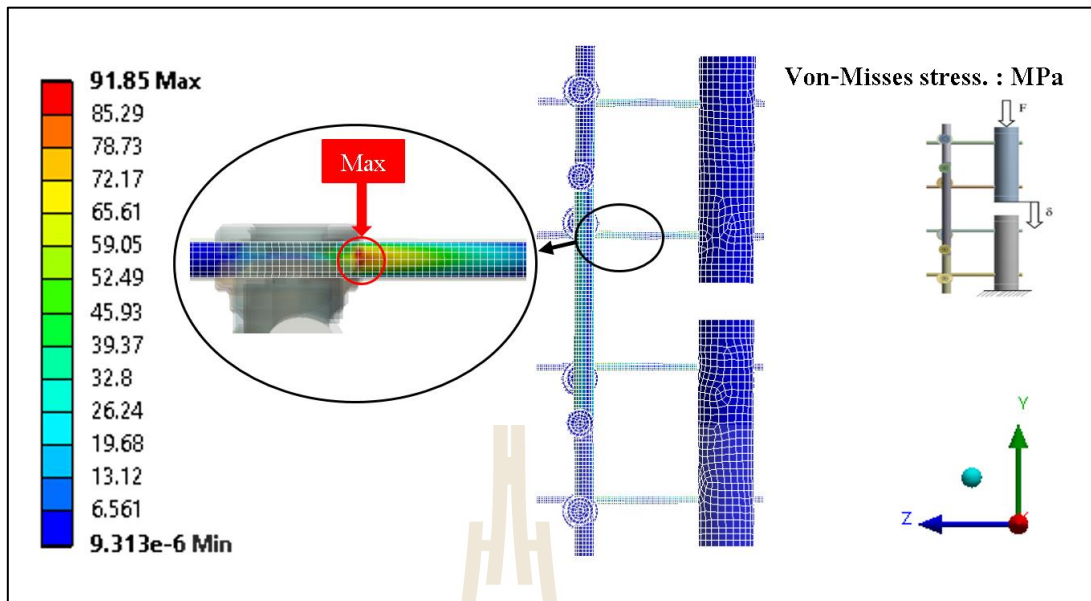
รูปที่ 4.4 การเสียรูปของอุปกรณ์ในแนวรับ โมเมนต์บิดภายใต้การกระทำแบบ โมเมนต์บิด

4.2.2 การกระจายความเค้น

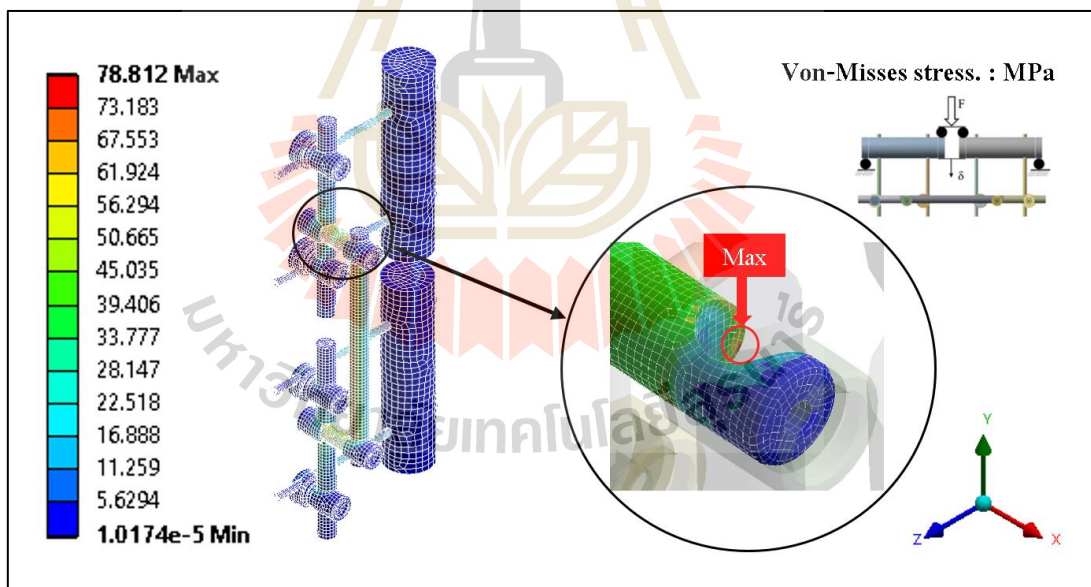
ความแข็งแรงของอุปกรณ์พิจารณาได้จากค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนชิ้นส่วนของอุปกรณ์ ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงให้เห็นถึงลักษณะการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนอุปกรณ์ สามารถสังเกตการกระจายความเค้นได้จากแถบสีที่เกิดขึ้นบนอุปกรณ์ เทียบกับแถบสีของตัวเลขด้านข้าง ดังแสดงในรูปที่ 4.5-4.8 ซึ่งผลรวมการกระจายความเค้นเกิดค่าสูงในชิ้นส่วนของหมุดตรึงและในชิ้นส่วนของชุดจับยึดดังแสดงในตารางที่ 4.1 จากการกระทำต่ออุปกรณ์ทั้งหมดจะเห็นว่าค่าความเค้นสูงสุดของการกระทำในแนวแกนมีค่า 91.85 เมกะปาสคาล มีค่าเพื่อความปลอดภัยต่ำสุดที่ 13.53 เท่า , การกระทำแบบโมเมนต์ดัดสี่จุดในแนวด้านข้างมีค่า 293.47 เมกะปาสคาล มีค่าเพื่อความปลอดภัยต่ำสุดที่ 4.23 เท่า, การกระทำแบบโมเมนต์บิดมีค่า 325.42 เมกะปาสคาล มีค่าเพื่อความปลอดภัยต่ำสุดที่ 3.82 เท่า โดยทั้ง 3 กรณีเกิดขึ้นกับหมุดตรึง ดังรูปที่ 4.5, 4.7 และ 4.8 และการกระทำแบบโมเมนต์ดัดสี่จุดในแนวหน้าหลังมีค่า 78.81 เมกะปาสคาล เกิดขึ้นบนชิ้นส่วนของชุดจับยึด ดังรูปที่ 4.6 มีค่าเพื่อความปลอดภัยต่ำสุดที่ 6.59 เท่า จากตารางจะเห็นชิ้นส่วนชุดจับยึดที่แรงกระทำโมเมนต์บิดมีความเค้นสูงสุด 157.78 เมกะปาสคาล ค่าความปลอดภัย 3.29 เท่า ซึ่งเป็นค่าความปลอดภัยต่ำสุดที่เกิดขึ้น

ตารางที่ 4.1 ความเค้นสูงสุดของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดุกจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

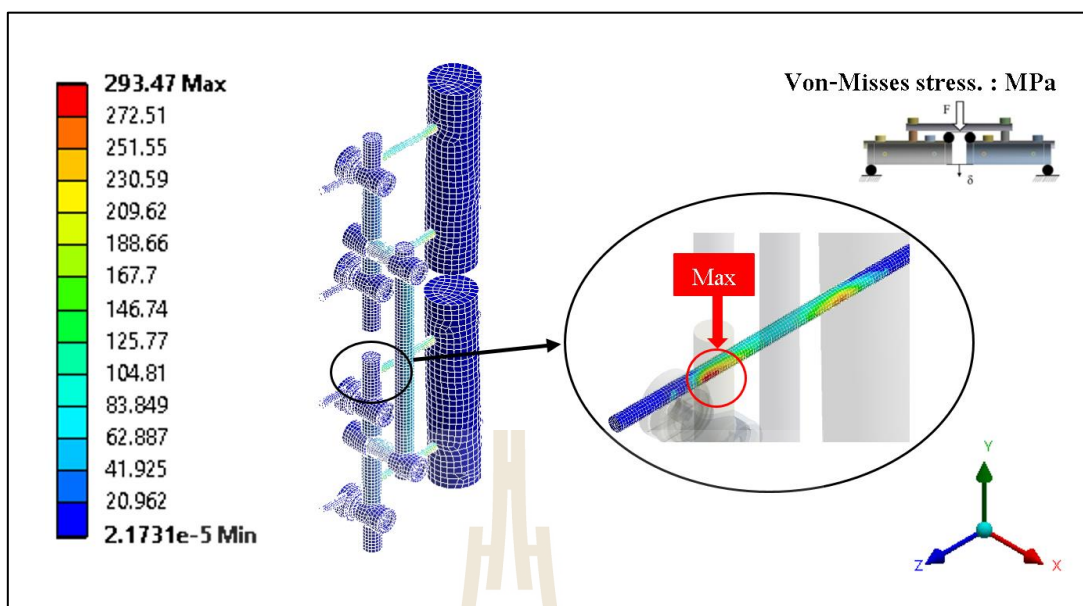
แรงกระทำ	ชิ้นส่วนหมุดตรึง (Pin)		ชิ้นส่วนชุดจับยึด (Clamp)	
	ความเค้นสูงสุด (เมกะปาสคาล)	ค่าความปลอดภัย	ความเค้นสูงสุด (เมกะปาสคาล)	ค่าความปลอดภัย
แนวแกน	91.85	13.53	82.17	6.32
โมเมนต์ดัดสี่จุด ในแนวหน้าหลัง	36.59	15	78.81	6.59
โมเมนต์ดัดสี่จุด ในแนวด้านข้าง	293.47	4.23	106.41	4.88
โมเมนต์บิด	325.42	3.82	157.78	3.29



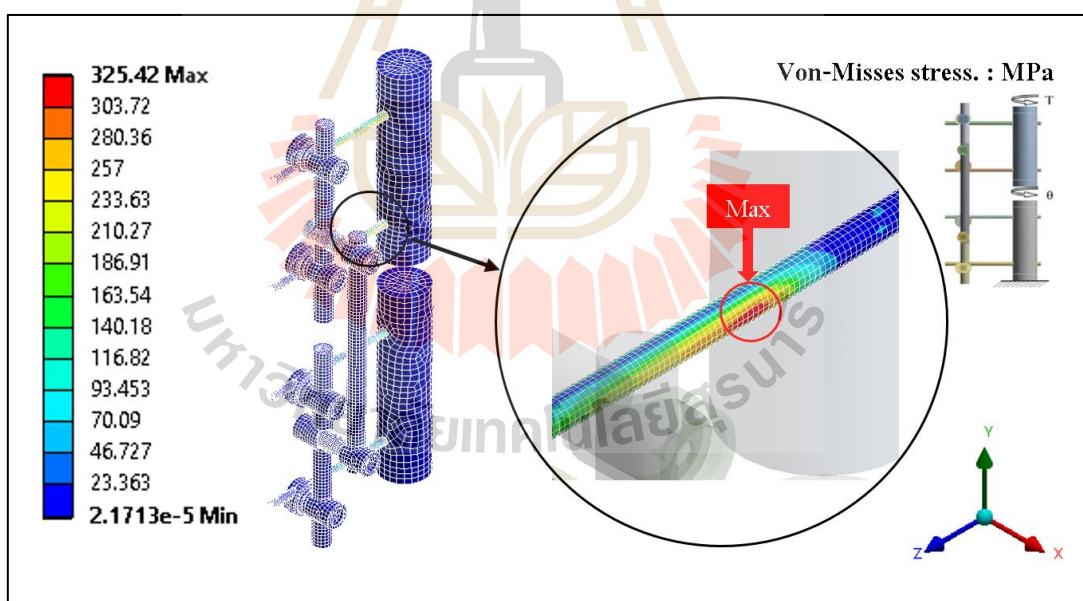
รูปที่ 4.5 การกระจายความเค้นของอุปกรณ์ภายใต้ภาระกระทำในแนวแกน



รูปที่ 4.6 การกระจายความเค้นของอุปกรณ์ภายใต้แรงกระทำแบบ โมเมนต์คัตสี่จุดในแนวหน้าหลัง



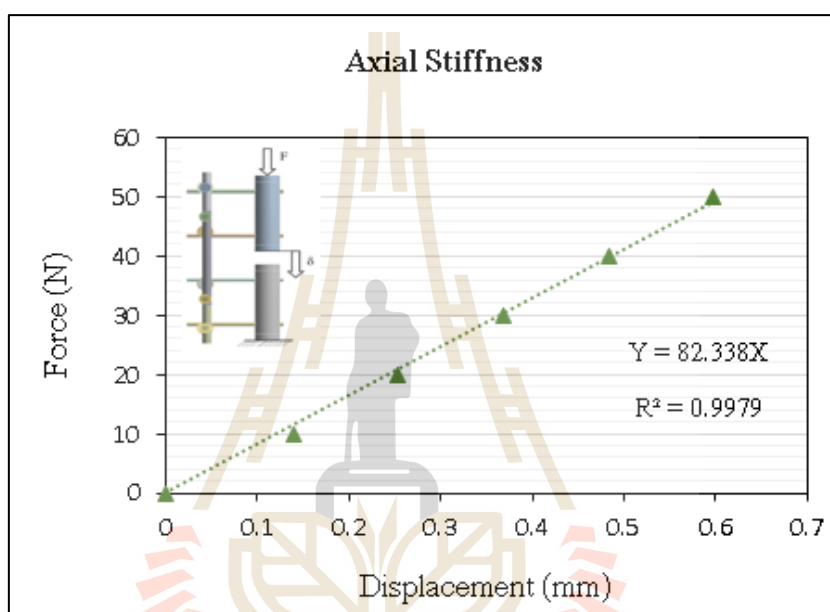
รูปที่ 4.7 การกระจายความเค้นของอุปกรณ์ภายใต้แรงกระทำแบบโมเมนต์ดัดที่จุดในแนวด้านข้าง



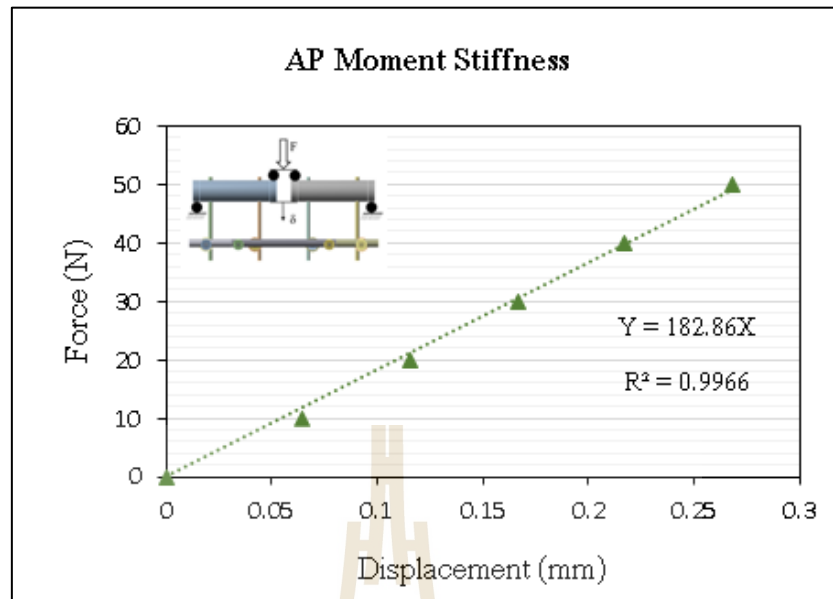
รูปที่ 4.8 การกระจายความเค้นของอุปกรณ์ภายใต้แรงกระทำแบบโมเมนต์บิด

4.2.3 ความแข็งตึง

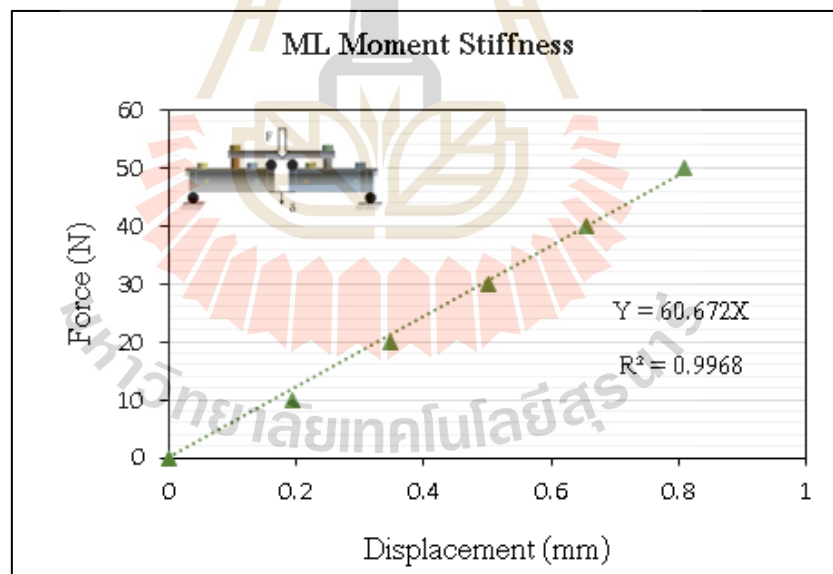
ค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์ยึดตึงกระดูกพิจารณาได้จากภาระกระทำทางกลต่อระยะการเคลื่อนที่ในทิศทางเดียวกันกับแนวแรง จึงได้นำผลจากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำกับค่าการเสียรูปของอุปกรณ์แล้วนำมาหาความสัมพันธ์เชิงเส้นเพื่อหาค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์ในภาวะกระทำแต่ละรูปแบบหาได้จากความชันของเส้นตรงจากกราฟ ดังรูปที่ 4.9-4.12



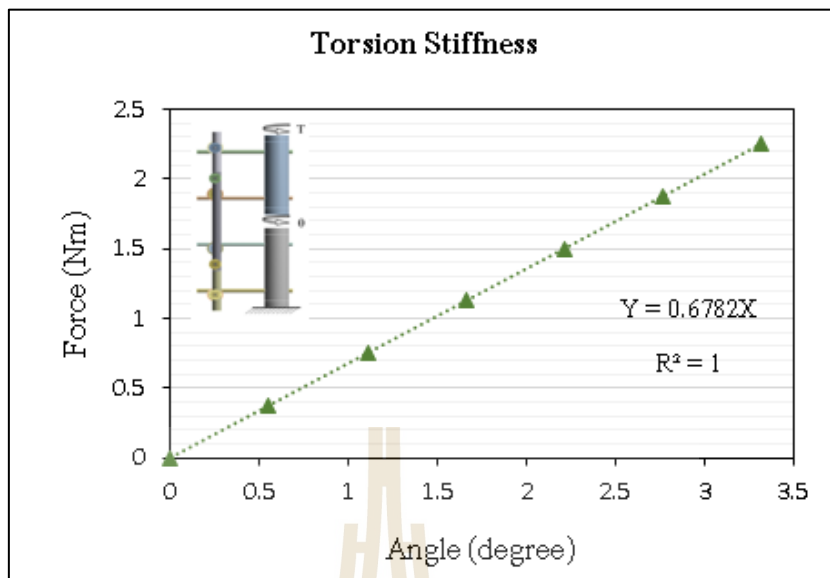
รูปที่ 4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำในแนวแกนกับระยะการเคลื่อนที่



รูปที่ 4.10 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำโมเมนต์ตัดที่จุดในแนวหน้าหลังกับระยะการเคลื่อนที่



รูปที่ 4.11 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำโมเมนต์ตัดที่จุดในแนวด้านข้างกับระยะการเคลื่อนที่



รูปที่ 4.12 ความสัมพันธ์ระหว่างภาระกระทำโมเมนต์บิดกับมุมการบิดตัว

จากผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อพิจารณาการเคลื่อนที่ช่องว่างของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนสามารถสรุปค่าความแข็งดิ่งของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่ภาระกระทำทั้ง 4 รูปแบบได้ดังตารางที่ 4.2

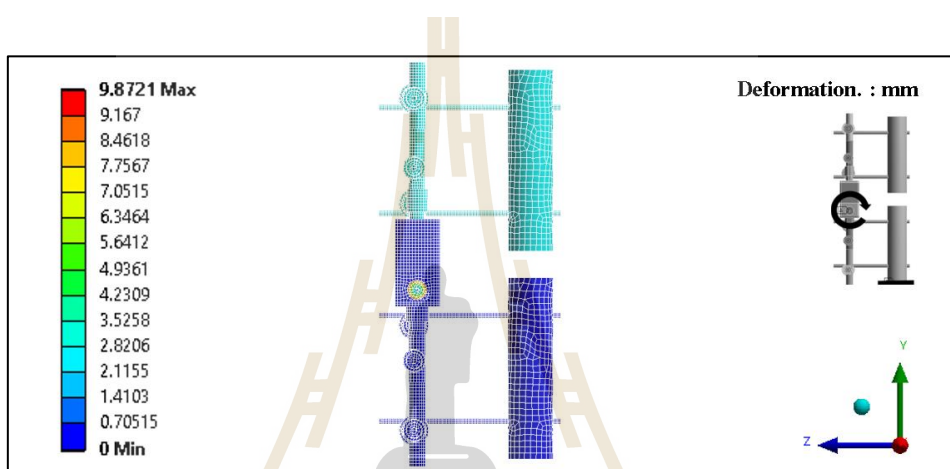
ตารางที่ 4.2 ความแข็งดิ่งของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกจากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ภาระกระทำ	ค่าความแข็งดิ่ง
ภาระในแนวแกน	82.33 N/mm
ภาระโมเมนต์ดัดตั้งจุดในแนวหน้าหลัง	182.86 N/mm
ภาระโมเมนต์ดัดตั้งจุดในแนวด้านข้าง	60.67 N/mm
ภาระโมเมนต์บิด	0.67 N.m/degree

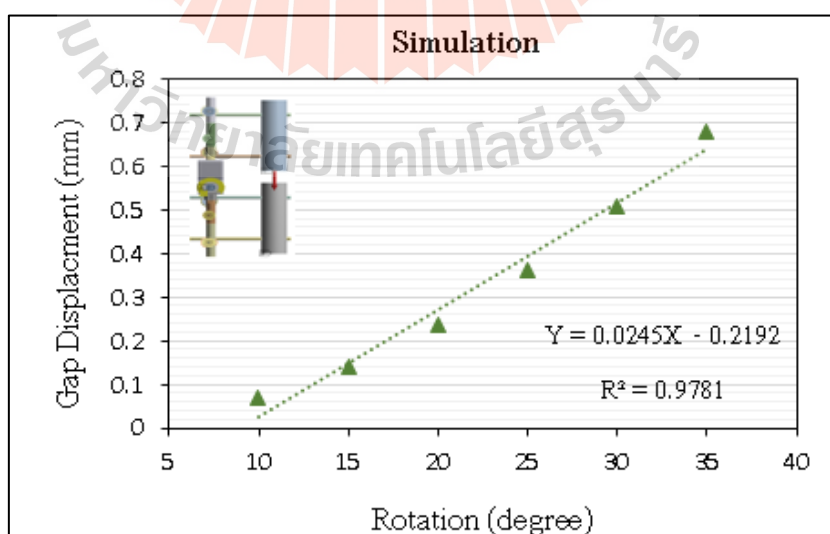
4.3 การวิเคราะห์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะพลวัต

ผลจำลองของการทำงานของอุปกรณ์ยึดตรึงที่ติดตั้งอุปกรณ์กระสุนกระดูก เพื่อพิจารณาการเคลื่อนที่บริเวณช่องว่างแท่งโพลีออกซิเมทิลีน โดยการจำลองทำการควบคุมการหมุนตัวขั้วของอุปกรณ์กระสุนเพื่อให้กลไกและชุดอุปกรณ์เคลื่อนที่ ดังแสดงในรูปที่ 4.13 แล้วนำผลที่ได้มาเขียน

กราฟความสัมพันธ์ระหว่างระยะการเคลื่อนที่บริเวณช่องว่างแท่ง โพลีออกซิเมทิลีนกับมุมการหมุนของตัวขับเคลื่อนเพื่อหาความสัมพันธ์เชิงเส้น ดังรูปที่ 4.14 จากความสัมพันธ์เชิงเส้นที่ได้ทำให้สามารถควบคุมระยะการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ได้โดยควบคุมการหมุนของตัวขับ จากงานวิจัยของ S. Wolf et al., (1998) พบว่า การเคลื่อนที่ 0.4 มิลลิเมตร ทำให้การติดกันของกระดูกมีความหนาแน่นของแร่ธาตุกระดูกและความแข็งดึงของกระดูกมากที่สุด จากงานวิจัยดังกล่าวทำให้ต้องควบคุมการหมุนของตัวขับประมาณ 25.27 องศาเดกรี ถึงจะเกิดการเคลื่อนที่ตามงานวิจัยดังกล่าว



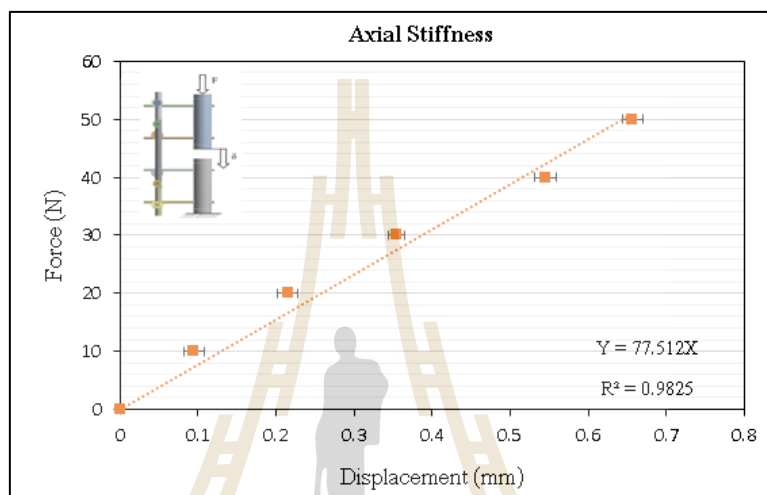
รูปที่ 4.13 การเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ยึดตรึงที่ได้จากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์



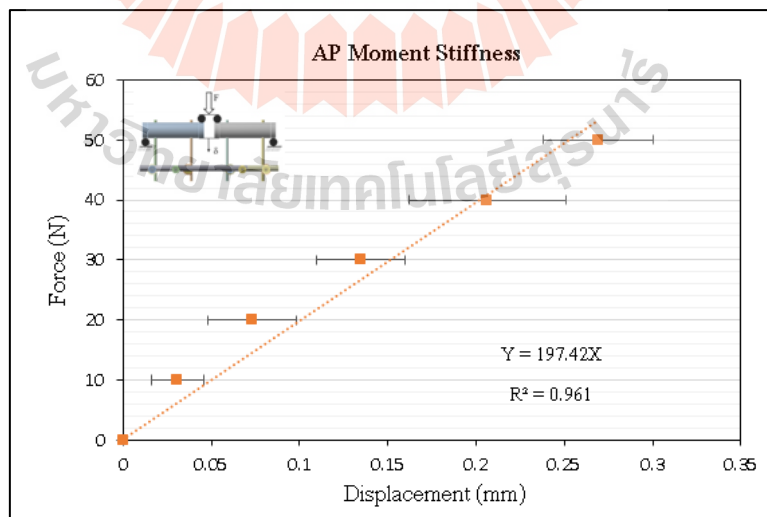
รูปที่ 4.14 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะการเคลื่อนที่ของช่องห่างกับมุมการหมุน

4.4 การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสถานะสถิต

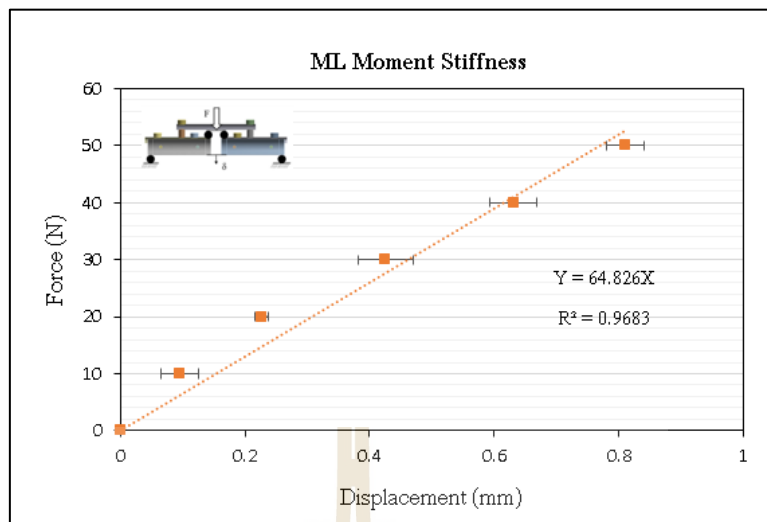
ผลการทดสอบอุปกรณ์ภายใต้ภาระกระทำทั้ง 4 รูปแบบ โดยใช้น้ำหนักมาตรฐานเป็นแรงกระทำ แล้ววัดระยะการเคลื่อนที่โดยใช้เครื่องมือวัดละเอียดไดอัลเกจ (Dial Gauge) แล้วนำค่าเฉลี่ยมาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับระยะการเสียรูป ในส่วนของภาระกระทำแบบโมเมนต์บิดจะเป็นแรงบิดที่กระทำกับมุมบิด ดังรูปที่ 4.15-4.18



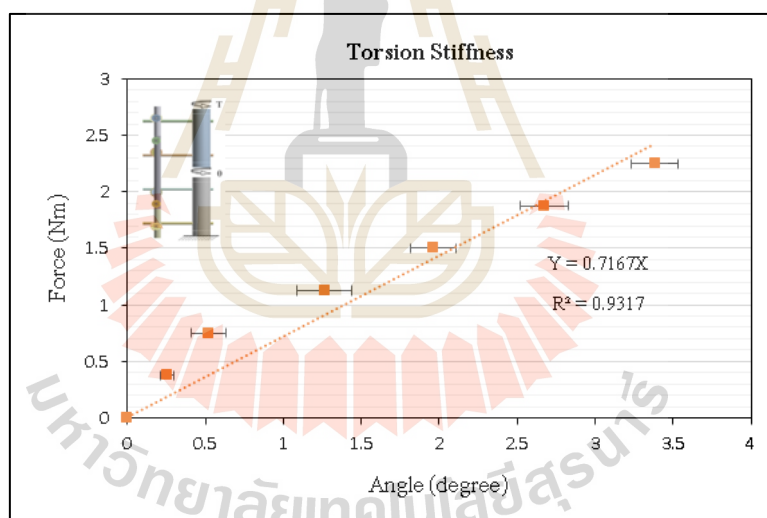
รูปที่ 4.15 การทดลองระหว่างภาระกระทำในแนวแกนกับระยะการเคลื่อนที่



รูปที่ 4.16 การทดลองระหว่างภาระกระทำโมเมนต์ดัดที่จุดในแนวหน้าหลังกับระยะการเคลื่อนที่



รูปที่ 4.17 การทดลองระหว่างภาระกระทำโมเมนต์คดที่สุดในแนวด้านข้างกับระยะการเคลื่อนที่



รูปที่ 4.18 การทดลองระหว่างภาระกระทำโมเมนต์บิดกับมุมการบิดตัว

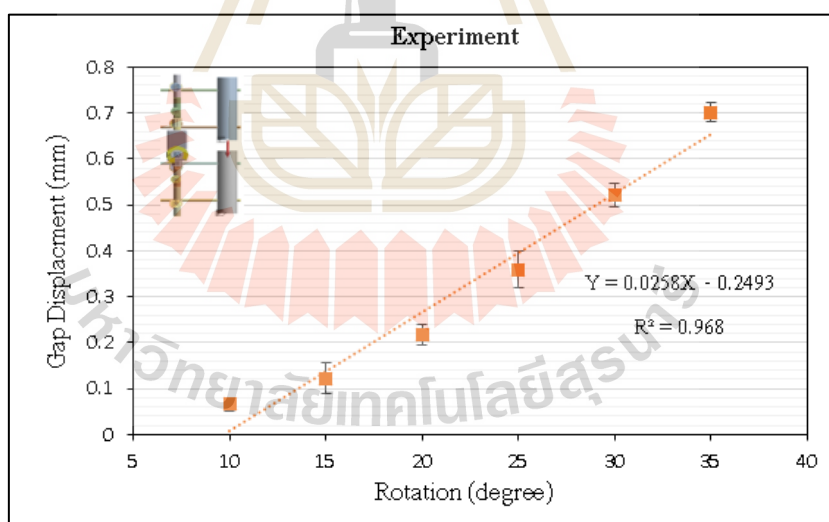
จากกราฟผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงความสามารถในการต้านทานการเคลื่อนที่เมื่อมีภาระกระทำต่ออุปกรณ์ที่มีลักษณะเป็นเส้นตรงจึงสามารถหาความสัมพันธ์เชิงเส้นเพื่อหาค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์ได้จากความชันของเส้นตรง โดยสรุปค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์ได้ดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ความแข็งตึงของอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกจากการทดลอง

ภาระกระทำ	ค่าความแข็งตึง
ภาระในแนวแกน	77.5 ± 2.8 N/mm
ภาระโมเมนต์ดัดตั้งจุดในแนวหน้าหลัง	197.4 ± 39.9 N/mm
ภาระโมเมนต์ดัดตั้งจุดในแนวด้านข้าง	64.8 ± 4.1 N/mm
ภาระโมเมนต์บิด	0.71 ± 0.04 N.m/degree

4.5 การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบภายนอกในสภาวะพลวัต

การทดสอบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่มีหน้าที่กระตุ้นการเคลื่อนที่ของกระดูก ในส่วนนี้เป็นการจำลองสภาวะใช้งานของอุปกรณ์เพื่อพิจารณาการเคลื่อนที่ของช่องว่างแท่งโพลีออกซิเมทิลีน โดยการป้อนคำสั่งควบคุมการหมุนเซอร์โวมอเตอร์ทำให้กลไกเกิดการเคลื่อนที่ส่งผลให้โครงสร้างของอุปกรณ์และช่องว่างของแท่งโพลีออกซิเมทิลีนเคลื่อนที่ โดยนำข้อมูลจากการทดสอบมาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนที่กับมุมการหมุน ดังแสดงในรูปที่ 4.19

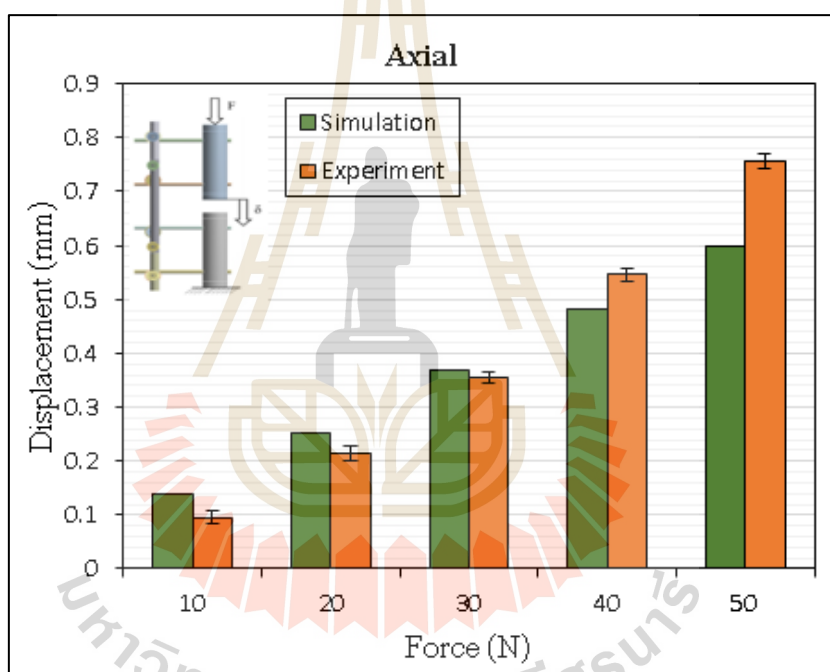


รูปที่ 4.19 การทดสอบระหว่างระยะการเคลื่อนที่ของช่องว่างกับมุมการหมุน

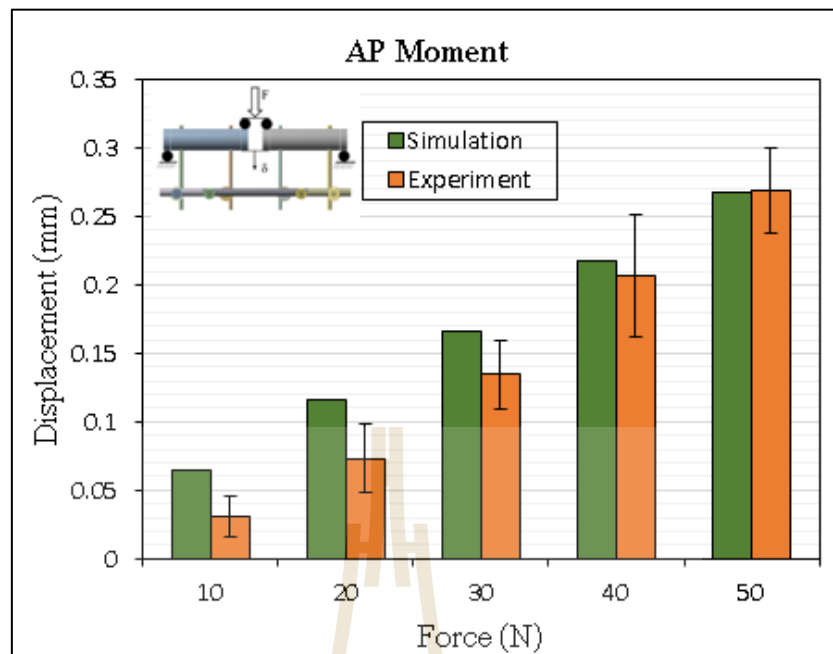
4.6 การเปรียบเทียบผลที่ได้จากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบในห้องปฏิบัติการ

4.6.1 การเปรียบเทียบในสถานะสถิต

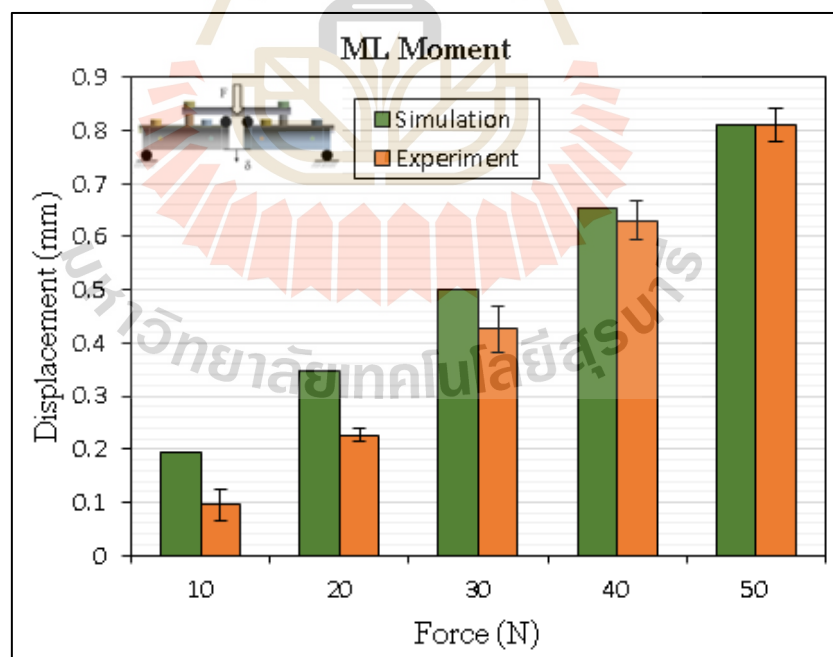
การเปรียบเทียบผลวิเคราะห์ที่ได้จากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบเพื่อยืนยันค่าตอบค่าความแข็งดิ่งของอุปกรณ์ภายใต้ภาระกระทำทั้ง 4 รูปแบบ จากผลการเปรียบเทียบค่าความแข็งดิ่งของอุปกรณ์ที่ได้จากทั้งสองวิธีนั้นมีแนวโน้มของค่าความแข็งดิ่งไปในทิศทางเดียวกัน แต่ได้ค่าความแข็งดิ่งที่ไม่เท่ากันในแต่ละภาระกระทำ โดยมีค่าความแตกต่างดังตารางที่ 4.4 โดยจะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์มีความใกล้เคียงกับการทดสอบ



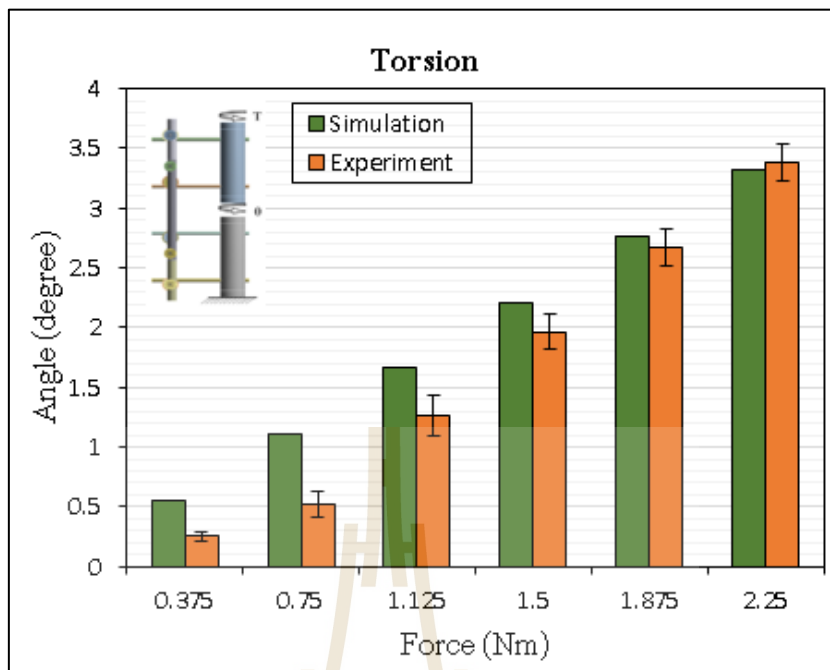
รูปที่ 4.20 การเปรียบเทียบภายใต้ภาระกระทำในแนวแกน



รูปที่ 4.21 การเปรียบเทียบภายใต้ภาระกระทำแบบโมเมนต์ดัดในแนวหน้าหลัง



รูปที่ 4.22 การเปรียบเทียบภายใต้ภาระกระทำแบบ โมเมนต์ดัดในแนวด้านข้าง



รูปที่ 4.23 การเปรียบเทียบภายใต้ภาระกระทำแบบ โมเมนต์บิด

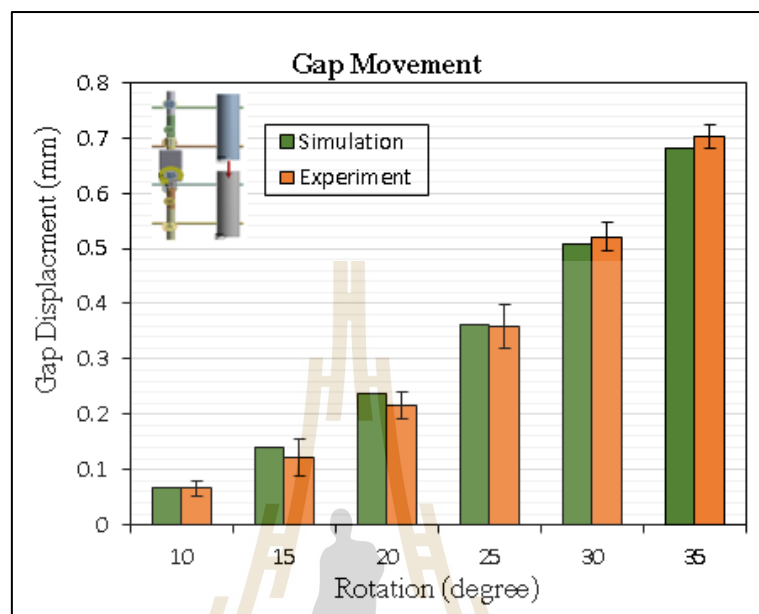
ตารางที่ 4.4 เปรียบเทียบค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์

ภาระกระทำ	ค่าความแข็งตึง (ทดสอบ)	ค่าความแข็งตึง (ไฟไนต์เอลิเมนต์)	ความแตกต่าง (เปอร์เซ็นต์)
ภาระในแนวแกน	77.5 ± 2.8 N/mm	82.3 N/mm	6.20
ภาระโมเมนต์คดที่จุดในแนว หน้าหลัง	197.4 ± 39.9 N/mm	182.8 N/mm	7.38
ภาระโมเมนต์คดที่จุดในแนว ด้านข้าง	64.8 ± 4.1 N/mm	60.6 N/mm	6.40
ภาระโมเมนต์บิด	0.71 ± 0.04 N.m/degree	0.67 N.m/degree	5.63

4.6.2 การเปรียบเทียบในสภาวะพลวัต

การเปรียบเทียบผลการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ในสภาวะพลวัตสามารถพิจารณาได้จากกราฟ ดังรูปที่ 4.24 จะเห็นได้ว่าค่าการทดสอบและค่าจากระเบียบวิธีไฟไนต์มีค่าใกล้เคียงกันมาก เมื่อนำผลที่ได้จากทั้งสองวิธีมาทำเป็นเชิงเส้นผลของเชิงเส้นที่ได้ก็ใกล้เคียงจนจะเป็นเส้น

เดียวกันนั้นหมายถึงสามารถใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์ในการวิเคราะห์ปัญหาของอุปกรณ์ยึดตริง โดยใช้เงื่อนไขขอบเขตตามการทดลองนี้ในการพัฒนาต่อยอดอุปกรณ์



รูปที่ 4.24 การเปรียบเทียบการเคลื่อนที่ในสภาวะพลวัต

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยการพัฒนาอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกแบบพลวัตสำหรับภาวะกระดูกหน้าแข้งหัก ชนิดเปิด โดยมีวัตถุประสงค์มุ่งเน้นออกแบบระบบกลไกกระตุ้นทางกลเพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการฟื้นฟูเนื้อเยื่อกระดูก ผลของความแข็งแรงดึงและค่าการเคลื่อนที่ต่างๆ ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และผลการทดสอบ เมื่อนำมาเปรียบเทียบเพื่อยืนยันความถูกต้องพบว่าผลดังกล่าวมีค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดเท่ากับ 7.38 %

5.1.1 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกในสถานะสถิต

การออกแบบและวิเคราะห์สมรรถนะทางกลของอุปกรณ์ซึ่งประกอบด้วยความแข็งแรงและความแข็งแรงดึงของโครงสร้างภายใต้ภาระพื้นฐาน 4 รูปแบบ ได้แก่ ภาระกระทำแนวแกน ภาระโมเมนต์คัตในแนวหน้า-หลัง ภาระโมเมนต์คัตในแนวด้านข้าง และภาระโมเมนต์บิดมีค่าความแข็งแรงดึงเท่ากับ 77.5 ± 2.8 N/mm, 197.4 ± 39.9 N/mm 64.8 ± 4.1 N/mm และ 0.71 ± 0.04 Nm/degree ตามลำดับ ความแข็งแรงของโครงสร้างอุปกรณ์พบว่าค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นในกรณีภาระแบบโมเมนต์บิดบนชิ้นส่วนหมุดตรึงบริเวณใกล้กับชิ้นส่วนจับยึดมีค่าเท่ากับ 325.42 MPa (ค่าความปลอดภัยเท่ากับ 3.82 ตามเกณฑ์ทฤษฎีความเสียหายฟอนมิสเซส)

5.1.2 อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกในสถานะพลวัต

ต้นแบบอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกที่ได้พัฒนาขึ้นด้วยกลไกแบบตัวเลื่อน-ข้อเหวี่ยงเมื่อทำการวิเคราะห์และทดสอบหาค่าผลตอบสนองทางพลวัตของต้นแบบอุปกรณ์พบว่าสามารถทำให้บริเวณรอยแตกมีระยะการเคลื่อนตัวในช่วงระยะ 0.1 mm ถึง 0.4 mm ที่ความถี่ 1 Hz

5.2 ข้อเสนอแนะ

ค่าความแข็งแรงดึงของอุปกรณ์ขึ้นอยู่กับ 1) วัสดุที่ใช้โดยค่าความแข็งแรงของวัสดุแปรผันตรงกับค่าความแข็งแรงดึง 2) ระยะการประกอบอุปกรณ์ โดยค่า F_0 แปรผกผันกับค่าความแข็งแรงดึงและค่า PS แปรผันตรงกับค่าความแข็งแรงดึง และ 3) จำนวนของหมุดตรึงที่ใช้กับอุปกรณ์จะแปรผันตรงกับค่าความแข็งแรงดึง ซึ่งในการรักษาผู้ป่วยนั้นเงื่อนไข 2 และ 3 ขึ้นอยู่กับแพทย์ผู้ทำการรักษา ซึ่งมีผลต่อความแข็งแรงดึงของอุปกรณ์

กลไกแบบตัวเลื่อน-ข้อเหวี่ยงเป็นกลไกที่ทำให้เกิดการเคลื่อนตัวได้ จึงมีความสำคัญต่อ
ระยะการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ตามไปด้วย และกลไกนี้สามารถออกแบบให้มีน้ำหนักที่ลดลงได้โดย
การเปลี่ยนวัสดุเป็นไทเทเนียมอัลลอย และในส่วนของระบบควบคุม การหมุนของเซอร์โวมอเตอร์
นั้นอาจมีการปรับเปลี่ยนเป็นมอเตอร์ที่มีค่าแรงบิดสูงขึ้น ค่าความละเอียดของการหมุนที่สูงขึ้น
เพื่อให้ตำแหน่งการเคลื่อนที่แม่นยำมากขึ้น

การออกแบบตัวจับยึดควรออกแบบเพื่อในส่วนของเกลียวและตัวหมุนเกลียวที่ใช้ประกอบ
ตัวจับยึดเข้ากับ โครงสร้างเพราะเกลียวและตัวหมุนเกลียวจำเป็นจะต้องหมุนล็อกให้แน่นที่สุด
เพื่อให้อุปกรณ์ไม่มีอาการหลวมคลอนจากการประกอบ



รายการอ้างอิง

- มารยาท ณ นคร (2553). การพยาบาลผู้ป่วยกระดูกหักที่ได้รับการยึดตรึงด้วยวัสดุภายในร่างกาย (พิมพ์ครั้งที่ 3). เชียงใหม่ : โครงการตำรา คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่.
- บุญสิน บุรณะพานิชย์กิจ (2547). การตามกระดูกหัก. กรุงเทพฯ : บั๊กเน็ต.
- Alte S., Lutz C., Anita I., Ulrich S. and Tim W. (2014). Numerical Simulation of Callus Healing for Optimization of Fracture Fixation Stiffness. **National Institutes of Journal List PLoS One**, 9(7).
- Clase LE., Recknagel S. and Ignatius A. (2012). Fracture healing under healthy and inflammatory conditions, **Nat Rev Rheumatol**, Vol.8, No.3, pp.133-143.
- De Bastiani and Giovanni (2000). **Orthofix external fixation in trauma and orthopaedics**. London, New York: Springer, c2000.
- Elaine N. Marieb and Susan J. Mitchell (2016). **Human anatomy & physiology (Edition 10th ed.)**. San Francisco: Pearson/Benjamin Cummings, c2016.
- Giotakis, N. and Narayan, B. (2017). Stability with unilateral external fixation in the tibia. **Springer Science and Business Media**,13-20.
- Jason A. Lowe (2018). **Tibia (Shinbone) Shaft Fractures**. American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Jasvir S. Khurana (2009). **Bone Pathology (Edition 2nd ed.)**. Dordrecht, New York: Humana Press, c2009.
- J. Kenwright and S. H. White (1991). The importance of delay in distraction of osteotomies. **Orthopedic Clinics of North America**, 22(4):569-79.
- Kavin K., Jan S. and Hans Van O. (2012). Finite element modelling of a unilateral fixator for bone reconstruction: Importance of contact settings. **Medical Engineering & Physics**, 32(5):461-7.
- L E Claes, H-J Wilke, P Augat, S Rubenacker and K. J. Margevicius (1995). Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation. **Clinical Biomechanics**, 10(5), pp.227-234.

- Michael D. McKee (2015). **Rockwood and Green's: Fractures in Adults (Edition 8th ed.)**.
- Nedim P., Elmedin M., Mirsad C. and Vahid A. (2014). Stiffness analysis of the sarafix external fixator of composite materials. **International Journal of Engineering & Technology**, 20-24.
- Ramlee, M.H., Kadir, M.R.A. and Harun, H. (2014). Three-Dimensional Modelling and Finite Element Analysis of an Ankle External Fixator. **Advanced Materials Research**, 845: 183-188.
- Saitoh, S. Ura, N. Takagi, S. Obara, F. Akasaka, H. Oimatsu, H. and Shimamoto, K. (2002). Relationship between insulin resistance and accumulation of coronary risk factors. **Diabetes Obesity and Metabolism**, 4(6):388-393.
- Sigurdson, U., Reikeras, O. and Utvag, S. E. (2010). The Effect of timing of conversion from external fixation to secondary intramedullary nailing in experimental tibial fractures. **Journal of Orthopaedic Research**. 29(1):126-130.
- Sternick, M. B., Dallacosta, D., Bento, D. Á. and Reis, M.L. (2012). Relationship between rigidity of external fixator and number of pins: computer analysis using finite elements. **Revista Brasileira de Ortopedia**. 47(5):646-650.
- S. Wolf, A. Janousek, J. Pfeil, W. Veith, E. Haas, G. Duda and L. Claes (1998). The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteomies fixed by flexible external fixation. **Clinical Biomechanics**, Vol.13, pp.359-364.
- Thananan S., Supakit R., Yingyong S. and Nattapon Ch. (2012). Mechanical Evaluation for the 1st Generation of Korat Static External Fixtation Device. **International Conference on System Modeling and Optimiation**, pp :44-47.



ภาคผนวก ก

บทความทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

Leetha, T., Rooppakhun, S., and Phunpeng, V. (2017). The Effect of Dynamic Interfragmentary Movement on the Mechanical Performance of External Fixation Devices for Open Tibial Fractures. The 5th IIAE International Conference on Industrial Application Engineering 2017 (ICIAE 2017), Kitakyushu: Japan; March 27-31.



The Effect of Dynamic Interfragmentary Movement on the Mechanical Performance of External Fixation Devices for Open Tibial Fractures

Thongchai Leetha, Veena Phunpeng and Supakit Rooppakhun*

School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University,
111 University Avenue, Muang Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

*Corresponding Author: supakit@sut.ac.th

Abstract

Interfragmentary movement (IFM) in bone formations during tibial shaft fracture stabilization is known to influence the outcome of fracture healing, as well as the performance of external fixation devices. Theoretically, the construction stiffness of a fixation device, including pin insertion configuration, is associated with tibial fracture stability. The objective of this study is to investigate the effect of interfragmentary movement during tibial fracture healing time using finite element analysis, with particular regard for the construction stiffness of the external fixation device. The effect of the distance between pin insertion and the pin length on the mechanical performance of the external fixation device was also performed, with reference to the ASTM F1541 standard. The mechanical stiffness ratio between the fracture site and skeleton device during each healing phase was calculated. According to the numerical results, the axial stiffness of the device displayed values in the range of 130 – 950 N/mm. The effect of the pin length on the construction stiffness was found to be higher than the effect of the distance between pin insertions. It is implied that the load sharing between the stabilization occurred in fixation device and callus during first seven weeks.

Keywords: External fixation, Inter fragmentary movement, Open tibial fracture, Mechanical performance

1. Introduction

Open fractures of the tibia caused by high-energy trauma are the most common type of long-bone in hurry. Generally, the objectives of tibial shaft fracture management are the

prevention of infection, achievement of bony union, and the restoration of function. An external fixation device is clinically recommended for definitive or provisional stabilization of the fracture until soft tissue recovery and complete bone healing have occurred. Normally, external fixators are designed to provide sufficient interfragmentary motion (called the “static phase”) to stimulate secondary bone healing by callus formation (called the “dynamics phase”).

According to the process of fracture healing, the natural bone regeneration consists of the inflammation, reparative and remodeling phases, as shown in Fig 1. The inflammation phase is the earliest stage of bone fracture healing, and ends when the bone begins its formation, which will take about 3-4 days or 10 percent of the total time. During this phase, a hematoma is formed in the reparative phase a proliferation of cartilage cells from the inner cell membrane skeleton occurs, and the hematoma is converted to fibrous tissue and cartilage. A hard callus is formed which is capable of generating the texture of the bone formation. This phase takes about 3-4 weeks or 40 percent of the time. Finally, the remodeling phase occurs. During this period, there will be a decrease and increase new bone structure inside the cell

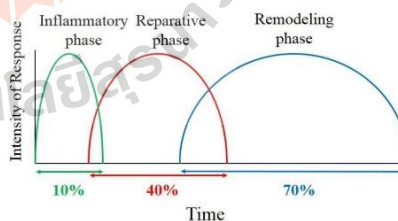


Fig 1. The process of fracture healing.

through a temporary soft bone formation and breakdown of bone cells. This period can take anything from several months to years. However, even after the repair has been completed successfully the effectiveness of the repaired bone is often inferior to the bone before. Stimulation of the bone during healing has been suggested to improve the potential bone fracture mineralization and biomechanical properties, with the stimulus being movement in the area of the bone fracture, which is known as interfragmentary motion (IFM)^(1,2).

Commercially there are three types of external fixation device in common use: the unilateral external fixator; the Ilizarov external fixator; and the hybrid external fixator. Each of these has 3 major components: the schanz screw (or pin), a set of clamps, and a body (in the form of rods and/or rings), as illustrated in Fig. 2. It can also allow for the implementation of an additional mechanism, called a dynamization external fixation. The function of this device is as a mobile device that transmits axial movement to the fracture, using the stiffness of the fixator to influence the transfer motion.

The unilateral external fixation device consists of a rod positioned on one side of the fractured bone, and is simple and quick to install. The distance between the pins can easily be aligned and adjusted to match the characteristics of the fracture. It can act to stabilize the fracture as much as

possible, but at the cost of the patient being unable to fully put weight on the leg with the device. A properly applied fixator may improve the healing process, while one improperly applied might delay the healing process⁽⁴⁾. The use of an external fixator can also allow for the stimulation of fracture healing by application of IFM in the axial direction of the fractured bone, using a dynamization external fixation. This can benefit the quality of the healed bone, for example by resulting in an increase tensile strength, bone mineral density, and/or bending stiffness of the newly formed bone^(5,6) when compared to a fracture that has been rigidly fixed.

This study aims to investigate the effect of dynamic interfragmentary movement on the mechanical performance of an external fixation device for open tibial fracture by creating a model for a unilateral external fixator, so that the effects of interfragmentary movement and pin insertion can be investigated. This can allow for the optimum performance in fracture healing to be determined.

2. Materials and Methods

In this study, the external fixation device was created using computer-aided design (CAD) software (in this case SolidWorks 2015). The device consists of pins 5.5-mm in diameter, clamps (consisting of a lock rod, body, lock pin and nuts), and a rod 11-mm in diameter, as shown in Fig 2. To simplify the modelling, acrylic rods 30-mm in diameter were used as the tibia bone models, which are herein referred to as the polyacetal (POM).

The model of the external fixation device was analyzed to take into consideration the assembly requirement of the ASTM (American Society for Testing and Materials) technical standard F1541-standard specification and test methods for skeletal fixation devices^(7,8). The details of the assembly are represented in Fig 3 and Table 1.

For all the components of the system it was assumed that the behavior of the material was homogeneous, linear, elastic and isotropic⁽⁹⁾, and could be defined using the modulus of elasticity E and Poisson's coefficient. The values used for each of the components are given in Table 2.

In the modelling, a weight of 7Kg person was applied to the POM, which corresponds to 10 percent of the 70Kg weight of an average person⁽¹¹⁻¹⁴⁾.

The callus stiffness (Kc) is related to the interfragmentary movement (IMF) and axial reaction force, and was assumed from estimating the walking conditions which trigger the fracture healing outcome⁽¹⁵⁾.

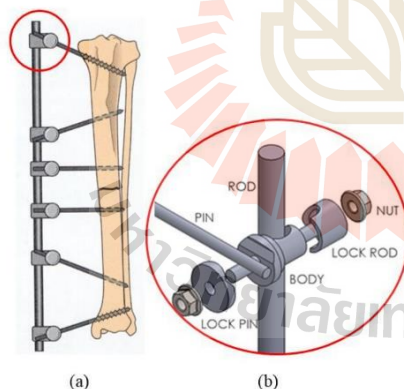


Fig 2. (a). Unilateral External fixation device.
(b). Detail components of unilateral External fixation device.

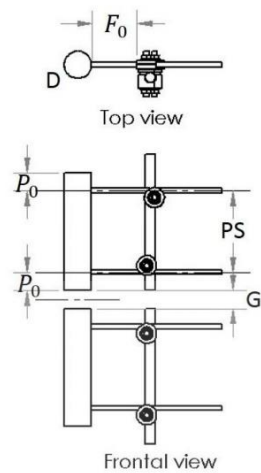


Fig 3. External Fixator assembly F1541-Standard Specification.

Table 1. Assembly parameters (F1541).

PS	90 mm
F_0	50 mm
P_0	20 mm
G	20 mm
D	30 mm

Table 2. Properties of the materials⁽⁹⁾.

Description	Material	E(GPa)	ν
Pin	Stainless SUS 316LVM	200	0.33
Clamp, Nut	Stainless SUS 304	190	0.29
Rod	Carbon fiber	135	0.30
POM	Polyoxymethylene	2.5	0.30

Finite Element (FE) analysis was performed on the assembly using a commercial FE software package (ANSYS Workbench). In the analysis, 2-mm tetrahedral elements were used to generate the FE model. For the contact conditions, all contact areas were assumed frictionless⁽¹⁶⁾. The contacts between two adjacent objects were restricted to having no relative movement, with the exception of the contact between the pin and the acrylic POM which allowed relative displacement⁽⁹⁾.

3. Results

3.1 Effect of interfragmentary movement

Using the external fixation device assembly configuration as defined in ASTM F1541, the axial stiffness of the device from the finite element simulation was found to be 205.28 N/mm. This is shown in Table 3, along with the values obtained in previous studies. Fig. 4 shows the relationship between the stiffness ratio [defined as the Callus stiffness, (K_c) per Device stiffness, (K_d)] and healing time. The figure shows an increase in the stiffness ratio during the healing process. Note that the stiffness ratio in first seven weeks is relatively low, but shows a significant increase after the seventh week of the healing process. The cause of this is due to the soft tissue bone have less strength and more the

Table 3. Construction stiffness.

External Fixation System	Axial Stiffness (N/mm)
Yang et al ⁽¹⁷⁾	126.00
Mesic et al ⁽¹⁸⁾	143.00
Tananan et al ⁽⁹⁾	166.50
Present Study	205.28
Koo et al ⁽¹⁹⁾	246.00
Marcelo et al ⁽⁷⁾	307.60

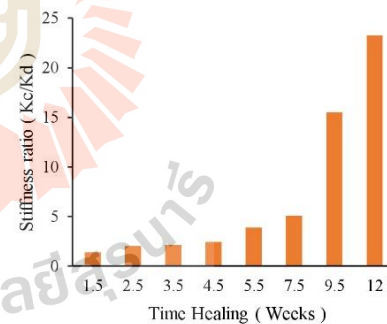


Fig. 4. Relative stiffness ratio (K_c/K_d) at different times during the healing process. K_c is the stiffness of the callous, obtained from experimental data⁽¹⁵⁾ and K_d is the stiffness of the external fixation device calculated from the present FE model.

movement of bone fracture during the first seven weeks of healing. The stiffness ratio will influence the displacement and force on the external fixation device, and hence the displacement and force on the bone fracture according to a relationship given by the following equation:

$$\delta_d = k \frac{F_d \cdot \delta_c}{F_c} \quad (1)$$

Where δ_d is a device displacement, δ_c is the displacement of bone fracture, F_d is the axial load with the device, F_c is the axial load with bone fracture, k is the stiffness ratio.

3.2 Effects of F_0 and PS parameter of pin insertion.

(a) Strength.

The stress distribution under axial loading conditions is presented in Fig 5. The magnitude of maximum stress values in the case of axial loading presented in table 4 and 5.

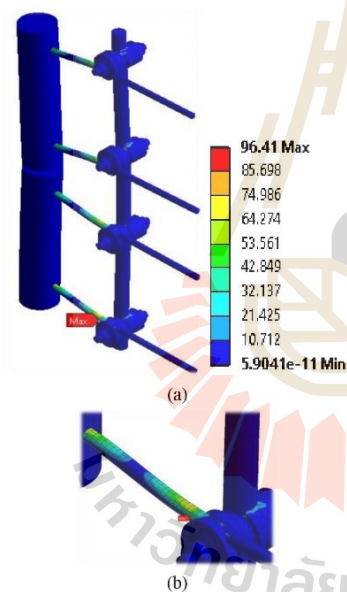


Fig. 5 Show the 3D FE model of the analyzed Unilateral External fixation device after the action of axial load 70 N. Maximum stress of structure of vary pin insertion occur on pin of structure are represent in Table 4 and 5.

Table 4. Influenced of pin length.

F_0 (mm)	Maximum stress (MPa)
30	46.53
40	77.00
50	96.41
60	97.81
70	110.43

Table 5. Influenced of distance between pin insertions.

PS (mm)	Maximum stress (MPa)
70	95.52
80	95.79
90	96.41
100	97.02
110	97.49

(b) Stiffness.

Fig. 6 shows the relationship of the horizontal displacement (F_0) of the external fixation device to the stiffness of the device (K_d). Included are 30, 40, 50, 60, and 70 mm displacements. The results from the simulation of the assembly at increase displacement (F_0) result in a reduced device stiffness (K_d). Conversely, reducing the displacement (F_0) increases the device stiffness (K_d).

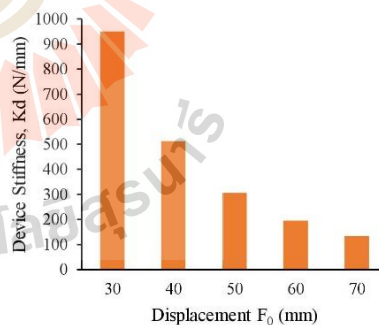


Fig. 6. Relative of Device stiffness (K_d is the stiffness of device form the FE model.) with displacement assembly parameters F_0 of F1541 Standard Specification.

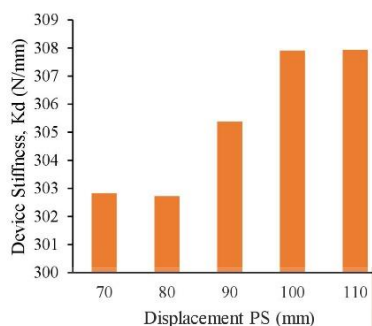


Fig. 7 Relative of Device stiffness (K_d is the stiffness of device form the FE model.) with displacement assembly parameters PS of F1541 Standard Specification.

Fig 7 shows the relationship between the vertical displacement (PS) of the external fixation device pins and the stiffness of the device (K_d). Included are 70, 80, 90, 100, and 110 mm displacements. The results from the simulation show that an increased displacement (PS) will result in an increase in the device stiffness (K_d). Conversely, the results from the simulation of the assembly at reduced displacement (PS) suggest a reduction in the device stiffness (K_d).

The simulation results for adjusting parameters F_0 and PS compliance with behavior stiffness of external fixation device suggest that the F_0 values affect the behavior of stiffness more than the varying the PS value by a factor of 53.65%.

The axial stiffness of the device under study had a stiffness value that is more than device by Yang et al (17), Mesic et al (18), and Tananan et al (15) by approximately 62.92%, 43.55%, and 23.35% respectively, and lower than device by Koo et al (19), and Marcelo et al (7) by approximately 16.55% and 33.26% respectively.

4. Discussion

For construction stiffness, the results from the present study are compared to the other results in the literature in Table 3. There are a wide range of values for the stiffness in the literature. This contrast occurs from the clamp design of the external fixation device, and the stiffness can be varied by varying the displacement of assembly device.

The results show that the stiffness ratio increases with time, the while device makes the bone fracture movement

decrease with time. It is evident that a greater likelihood of the displacement of the rod happening results in an decrease in the healing time. However, in the stimulation of bone fracture movement, the movement was only active for the first five weeks or Reparative phase⁽²⁰⁾, not the full 12 weeks of healing time.

The outcome of varying the displacement (F_0 , PS) of the assembly suggests that the healing time could be greatly reduced by modification of the fixator design to increase the fixation stiffness. When using external fixation devices, this could be achieved by decreasing the free bending length of the pins, using a stiff fixation body and a stiff connection between the pins and the body⁽¹⁶⁾. However, in this study we investigated external fixation devices by decreasing the length of the pins, which also resulted in an increase in the stiffness of the external fixation device, as shown in Fig. 4 and Fig. 5. In this study, the assembly used was defined by ASTM F1541. However in treatment, the positions of fixators are usually defined by surgeons based on his/her own experience. Although from a clinical point of view there are several factors that can determine the pin and side bar positions, an optimized model could contribute to the best clinical decision. Generally, for treatment of an open type tibial fracture an external fixation device will use a rigid fixator. For better results, this device should be working in both rigid and flexible conditions. Flexible devices could be moved into the canal during the healing time. External fixation devices should be able to control the reduction of bone fracture axial movement as the healing time progresses and/or allow for inverse dynamization⁽²⁰⁾.

5. Conclusions

The results demonstrate that the greater displacement PS relates to greater device stiffness, and also that a lower displacement F_0 provides a greater device stiffness. This will affect the bone fracture movement during healing, leading to improved mechanical properties of the bone after the healing process has finished.

Acknowledgment

The authors would like to acknowledge Suranaree University of Technology for funding and facility support during these research activities, and I would like to deeply thank Dr. James Varley for his helpful comments on the work.

References

- (1) Marsell R, and Einhom T : "The biology of fracture healing", *Injury*, Vol.42, No.6, pp.551-555, 2011
- (2) J.A. Alierta, M.A. Perez, and J.M. Garcia-Aznar : "An interfracture finite element model can be used to predict healing outcome of bone fracture", *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol.29, pp.328-338, 2014
- (3) Clase LE, Recknagel S, and Ignatius A : "Fracture healing under healthy and inflammatory conditions", *Nat Rev Rheumatol*, Vol.8, No.3, pp.133-143, 2012
- (4) Luis M. Roseiro, M. Augusta Neto, Ana Amaro, Rogerio P. Leal, and Miguel C. Samarra : "Computer Methods and Programs in Biomedicine", Vol.13, pp.360-370, 2014
- (5) L E Claes, H-J Wilke, P Augat, S Rubenacker, and K J Margevicius : "Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation", *Clinical Biomechanics*, Vol.10, No.5, pp.227-234, 1995
- (6) S. Wolf, A. Janousek, J. Pfeil, W. Veith, E. Haas, G. Duda, and L. Claes : "The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteomies fixed by flexible external fixation", *Clinical Biomechanics*, Vol.13, pp.359-364, 1998
- (7) Marcelo Back Sternick, Darlan Dallacosta, Daniela Aguida Bento, and Marcelo Lemos do Reis : "Reationship between rigiditt of external fixator and number of pin : computer analysis using finite elements", *Rev Bras Ortop*, Vol.47, No.5, pp.646-650, 2012
- (8) ASTM Comitee F04 on Medical and Surgical Materials and Devices. Designation F 1541-2. Standard Speccification and Test Methods for External Skeletal Fixation Devices, 2002
- (9) Thananan Sisuphan, Supakit Roopakhun, Yingyong Suksathien, and Nattapon Chantapanich : "Mechanical Evaluation of the first Generation of Korat Static External Fixtation Device", *IPCSIT*, Vol.23, pp.44-47, 2012
- (10) Heintz S and Gutierrez-Farewik EM : "Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach", *Gait Posture*, Vol.1, No.3, pp.247-250, 2007
- (11) Anderson FC and Pandy MG : "Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent", *Journal Biomechanics*, Vol.26, pp.279-288, 2007
- (12) Kim S-H, Chang S-H, and Son D-s : "Finite element analysis of the effect of bending stiffness and contact condition of composite bone plates with simple rectangular cross-section on the bio-mechanical behavior of fractures long bong", *Compos Part B*, Vol.42, pp.1731-1738, 2001
- (13) J.T-M. Cheung, M. Zhang, A.K.L. Leung, and Y.B. Fan : "Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study", *Journal Biomechanics*, Vol.38, pp.1045-1054, 2005
- (14) A. Simkin : "Structural analysis of the human foot in standing posture", Tel Aviv : Tel Aviv University, 1982
- (15) Tim Wehner, Lutz Claes, Frank Niemeier, Daniel Nolte, and Ulrich Simon : "Influence of the fixation stability on the healing time - A numerical study of a patient-specific fracture healing process", Vol.25, pp.606-612, 2010
- (16) Karunratanakul Kavin, Schrooten Jan, and Oosterwyck Hans-van : "Finite Element Modeling of a Unilateral Fixator for Bone Reconstruction : Importance of Contact Setting", *Journal Medical Engineering and Physics*, Vol.32, pp.461-467, 2010
- (17) Yang lang, Nayagum selvadurai, and Saleh Michael : "Stiffness Characteristics and Interfragmentary Displacement with Different Hybrid External Fixator", *Clinical Biomechanics*, Vol.18, No.2, pp.166-172, 2003
- (18) Mešić Elmedin, Avdić Vahid, Pervan Nedim, and Repčić Nedžad : "Finite Element Analysis and Experimental Testing of Stiffness of the Sarafix External Fixator", *Procedia Engineering*, Vol.100, pp.1589-1607, 2015
- (19) Terry-Kwok-Keung Koo, Kim young, DB chooi, KG hua, Lim gino, Inoue nozomu, and Eys chao : "Stiffness Analysys of dynafix external fixator system", ASME Summer Bioengceerincg conference, 2003
- (20) Elaine N. Marieb, and Katja Hoehn : "Human Anatomy & Physiology", pearson, 2013
- (21) D.R. Epari, T. Wehner, A. Ignatius, M.A. Schuetz, and L.E. Claes : "A case for optimising fracture healing through inverse dynamization", *Medical Hypotheses*, Vol.81, pp.225-227, 2013

ประวัติผู้เขียน

นายชงไชย ลีทา เกิดเมื่อวันที่ 14 พฤศจิกายน พ.ศ. 2532 ณ จังหวัดสกลนคร สำเร็จ การศึกษาระดับชั้นมัธยมศึกษาจากโรงเรียนวัดไร่จิงวิทยา อำเภอสามพราน จังหวัดนครปฐม ในปีการศึกษา 2550 และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปีการศึกษา 2555 หลังจากสำเร็จ การศึกษาได้เข้าทำงานในมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในตำแหน่งผู้ช่วยสอนและวิจัยประจำ สาขาวิศวกรรมเครื่องกลเป็นเวลา 2 ปี แล้วจึงได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโททางด้าน วิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปี พ.ศ. 2558 ในขณะที่ ศึกษาอยู่มีโอกาสเป็นผู้ช่วยสอนในสาขาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ได้แก่รายวิชา (1) การเขียนแบบวิศวกรรม 1-2 (2) การเขียนแบบทางกล (3) คอมพิวเตอร์ช่วยใน การวิเคราะห์สำหรับวิศวกรรมยานยนต์ และ (4) ปฏิบัติการทางการผลิตและระบบควบคุมอัตโนมัติ ในโรงงาน ซึ่งช่วยให้ผู้วิจัยได้มีประสบการณ์การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการออกแบบ การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยสำหรับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการออกแบบอุปกรณ์การทดสอบ ในระหว่างศึกษาในระดับปริญญาโทได้มีผลงานนำเสนอระดับนานาชาติ 1 เรื่อง