

ผลกระทบของรูปแบบการยึดตรึงกระดูกต่อพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์  
ในสภาวะกระดูกสันหลังแตกหัก: การจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์



นายณัฐชญาภรณ์ สิงห์โคตร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชานวัตกรรม วิศวกรรมชีวการแพทย์  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี  
ปีการศึกษา 2566

THE EFFECT OF FRACTURE STABILIZATION PATTERN TO THE  
BIOMECHANICAL CHARACTERISTIC OF RECONSTRUCTION  
CALCANEAL FRACTURE: IN SILICO STUDY



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree  
of Master of Engineering in Biomedical Innovation Engineering  
Suranaree University of Technology  
Academic Year 2023

ผลกระทบของรูปแบบการยึดตริงกระดูกต่อพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ในสภาวะ

กระดูกสันหลังแตกหัก: การจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

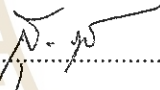
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีอนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตาม  
หลักสูตรปริญญาโทบริหารธุรกิจ

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



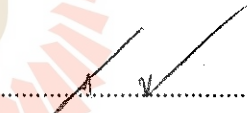
(นพ.อดิศร จงหมื่นไวย)

ประธานกรรมการ



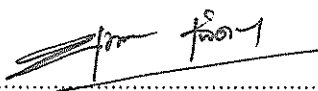
(รศ. ดร.สุภกิจ รูปจันทร์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



(ผศ. ดร.สุขเกษม วัชรชัยสกุล)

กรรมการ



(รศ. ดร.ยุพาพร รักสกุลพิพัฒน์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและประกันคุณภาพ



(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ณัฐชัญญาภรณ์ สิงห์โคตร: ผลกระทบของรูปแบบการยึดตรึงกระดูกต่อพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ในสภาวะกระดูกสันเท้าแตกหัก: การจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (THE EFFECT OF FRACTURE STABILIZATION PATTERN TO THE BIOMECHANICAL CHARACTERISTIC OF RECONSTRUCTION CALCANEAL FRACTURE: IN SILICO STUDY)

อาจารย์ที่ปรึกษา :รองศาสตราจารย์ ดร. สุภกิจ รูปจันทร์, 134 หน้า

คำสำคัญ: ชีวกลศาสตร์/กระดูกสันเท้าแตกหัก/รูปแบบการยึดตรึงกระดูก/วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์/  
ประเภทรอยแตกหักแบบ Essex-Lopresti

กระดูกสันเท้าแตกหักเป็นหนึ่งในการแตกหักที่พบบ่อยที่สุดในกระดูกข้อเท้าส่งผลต่อการรักษาเสถียรภาพของร่างกายได้ ซึ่งปัจจุบันศัลยแพทย์ส่วนใหญ่ใช้วิธีการรักษาผ่าตัดเปิดแผลขนาดเล็ก แต่ยังคงต้องการรักษาประสิทธิภาพในทางชีวกลศาสตร์เทียบ โดยจำแนกประเภทรอยแตกหักตามมาตรฐานแบบ Essex-Lopresti และมีรูปแบบการยึดตรึงสามกรณี ได้แก่ Percutaneous Screw, Two-point without Tuberosity และ Two-point with Tuberosity อีกทั้งยังมีปัจจัยของจำนวน 5, 6 และ 7 รู ซึ่งส่งผลต่อการตัดสินใจเกี่ยวกับรูปแบบการยึดตรึงและปัจจัยที่มีผลต่อความเสี่ยงของผู้ป่วย ดังนั้นการศึกษานี้ เพื่อวิเคราะห์แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของกระดูกสันเท้าแตกหัก ภายใต้รูปแบบรอยแตกหักประเภท Essex-Lopresti โดยวิธีการยึดตรึงแบบ PS, TP without Tuberosity และ TP with Tuberosity ในการศึกษานี้ได้ทำการวิเคราะห์ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์การยึดตรึงของกระดูกสันเท้าแตกหักเพื่อประเมินความเสี่ยงความปลอดภัยและการรักษาเสถียรภาพ 2 ตัวแปร ได้แก่ ความเค้นสูงสุดบนอุปกรณ์, กระดูก และความเครียดบริเวณรอยแตก โดยวิธีการดำเนินการวิจัยสร้างแบบจำลองกระดูกสันเท้าแบบ 3 มิติ จากนั้นทำการปรับผิวให้ได้ตามลักษณะกายวิภาคศาสตร์ อีกทั้งทำการจำลองรูปแบบรอยแตกหักและการยึดตรึง โดยใช้ โปรแกรม Materialise Mimics 20.0, Geomagic design x และ Ansys ตามลำดับ และทำการทดสอบทางกลในห้องปฏิบัติการ จากผลการศึกษาพบว่า ค่าความเค้นสูงสุดของอุปกรณ์ยึดตรึง ในรูปแบบรอยแตกหักแบบ TT น้อยกว่า JT ในรูปแบบการยึดตรึงพบว่า TP with Tuberosity น้อยกว่า TP without Tuberosity และ PS ตามลำดับ และจำนวนรูที่ต่างกัน 5 น้อยกว่า 6 และ 7 รู ตามลำดับ ค่าความเค้นสูงสุดของกระดูกพบว่ามีความแนวโน้มเดียวกันกับค่าความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึงทุกกรณี อีกทั้ง ค่าความเครียดบริเวณรอยแตก ในรูปแบบรอยแตกหักส่วนใหญ่แบบ TT น้อยกว่า JT ในรูปแบบการยึดตรึงพบว่า TP with Tuberosity น้อยกว่า TP without Tuberosity และ PS ตามลำดับ และจำนวนรูที่ต่างกันนั้นพบว่า จำนวน 7 รู น้อยกว่า 6 และ 5 รู ตามลำดับ

ดังนั้น การยัดตริงรูปแบบ TP with Tuberosity จำนวน 7 รู นั้นได้ผลลัพธ์ดีที่สุดในรูปแบบการ  
แตกหักแบบ TT



สาขาวิชา นวัตกรรม วิศวกรรมแพทย์  
ปีการศึกษา 2566

ลายมือชื่อนักศึกษา สุวิมล งามใจ  
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา ก. น.

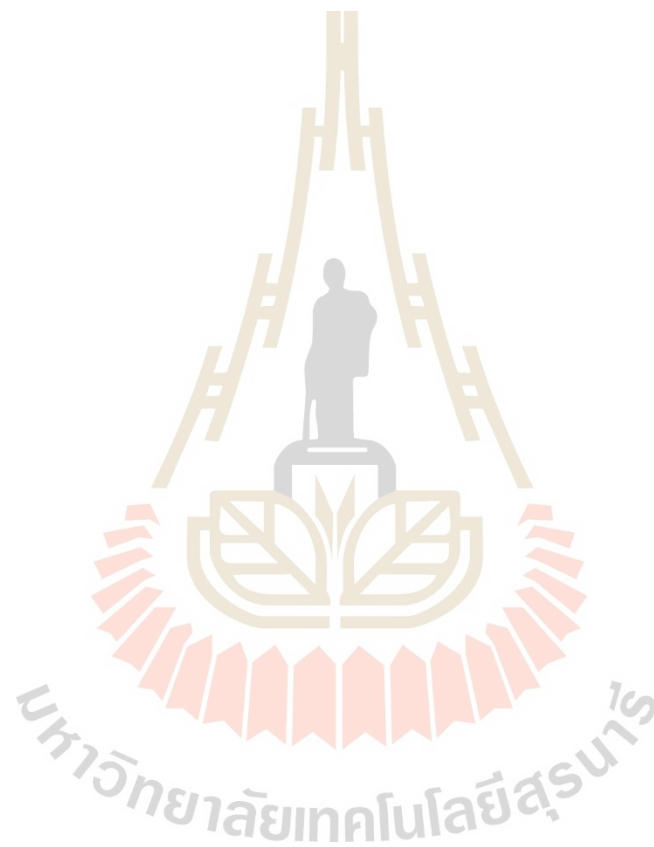
NATCHAYAPHORN SINGKHOT: THE EFFECT OF FRACTURE STABILIZATION PATTERN TO THE BIOMECHANICAL CHARACTERISTIC OF RECONSTRUCTION CALCANEAL FRACTURE: IN SILICO STUDY.

THESIS ADVISOR: ASSOC. PROF. SUPAKIT ROOPPAKHUN, Ph.D., 134 PP.

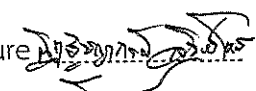
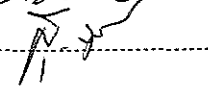
Keyword: Biomechanics/ Calcaneal fracture / Minimally invasive/ Sinus Tarsi/ Finite Element Analysis/ Essex-Lopresti/ Percutaneous Screw fixation/ Two-Point with Tuberosity/ Two-Point without Tuberosity

The Calcaneal fracture are one of most common for fracture in ankle foot. That's contribute to stabilize for balance body control. In current, the surgeons are primarily used surgical techniques minimally invasive to minimize the risk of infection for patients. Nevertheless, should maintain a biomechanical performance. For Classification of calcaneal fracture is Essex-Lopresti. Furthermore, has fixation type such as PS, TP without Tuberosity and TP with Tuberosity, and the factors by number of devices holes. This research is to analysis risk parameters in biomechanical performance of fixation for calcaneal fracture and stabilization, following the maximum stress on the device fixation and bone, with the strain at the fracture site. The research method begins to a 3D model of bone, model surface similar to anatomy and fracture or fixation model using Materialize Mimics 20.0, Geomagic design x and Ansys programs, respectively. The final step is, mechanical testing. In the study, the maximum stress of TT type has less than JT, TP with Tuberosity was less than TP without Tuberosity and PS, respectively, and the number of holes was 5 less than 6 and 7 holes, respectively, to these parameters is Its effect in the maximum stress of Implants. This includes the maximum stress of Bone. However, the strain at the fracture site has TT type less than JT. That includes, fixation type is TP with Tuberosity was less than TP without Tuberosity and PS, respectively.

and the number of holes was 7 less than 6 and 5 holes, respectively. So, 7-hole TP with Tuberosity fixation has the excellent selection use in TT type



School of Biomedical Innovation Engineering  
Academic year 2023

Student's Signature   
Advisor's Signature 

## กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณบุคคล และกลุ่มบุคคลต่อไปนี้ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา คำแนะนำ และช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ทั้งในด้านวิชาการ ด้านดำเนินงานวิจัย ด้านสภาพจิตใจ และการให้คำปรึกษา ในการดำรงชีวิตซึ่งทำให้วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วง

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์ อาจารย์ประจำสาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้โอกาสทางการศึกษา ช่วยแก้ปัญหา ให้แนวคิด แนะนำการดำเนินชีวิตให้มีระเบียบวินัยให้แก่ ผู้วิจัย และให้คำปรึกษาแนวทางการทำวิจัย รวมทั้งช่วยตรวจทาน และแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้ จนเสร็จสมบูรณ์

ขอกราบขอบพระคุณนายแพทย์อดิสร จงหมื่นไวย นายแพทย์ชำนาญการ แผนกศัลยกรรม กระดูกและข้อ โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา นายแพทย์ ชนกันต์ อึ้งบริบูรณ์ไพศาล ที่ให้ความรู้ ในทางการแพทย์ และแก้ไขผลลัพธ์ทางการแพทย์ในงานนำเสนอนานาชาติ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุขเกษม วัชรมัสมกุล คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำในการแก้ไขข้อบกพร่อง ต่าง ๆ เพื่อให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณ นายภวัฒน์ สิงห์โคตร และ นางสุธาดา สิงห์โคตร ที่ให้กำเนิด ให้กำลังใจ เลี้ยงดู อบรมสั่งสอน และคอยให้กำลังใจพร้อมทั้ง นาย ปภพ จินวงษ์ ที่คอยช่วยเหลือและให้คำปรึกษา ปัญหาต่างๆที่ส่งกระทบต่อสภาพจิตใจ และคอยให้กำลังใจมาโดยตลอด ตลอดจนญาติ ๆ ทุกคนที่อยู่ เคียงข้างคอยดูแล คอยช่วยเหลือ จนทำให้ประสบความสำเร็จการศึกษา

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณ พี่ ๆ น้อง ๆ ที่อยู่ในกลุ่มวิจัยเดียวกันกับผู้วิจัย และกลุ่มวิจัยใกล้เคียง ที่ให้คำแนะนำและให้กำลังใจ เป็นที่พึ่งพาในยามลำบากมาโดยตลอด

ณัฐชัญญาภรณ์ สิงห์โคตร



# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ค
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ฎ
สารบัญรูป.....	ฐ

## บทที่

### 1 บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.3 ขอบเขตการวิจัย.....	3

### 2 ปรัชญาวรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....

2.1 กายวิภาคศาสตร์ของกระดูกสันเท้า.....	4
2.1.1 พื้นผิวข้อต่อของกระดูกสันเท้า.....	7
2.1.2 ประสาทควบคุมหลอดเลือด.....	8
2.1.3 เอ็นยึด.....	8
2.1.4 เอ็นร้อยหวาย.....	10
2.1.4.1 Flexor hallucis longus.....	11
2.1.4.2 Extensor digitorum brevis.....	11
2.1.4.3 Adductor hallucis.....	12
2.1.4.4 Flexor digitorum brevis.....	12
2.2 ชีวกลศาสตร์พื้นฐานของกระดูกสันเท้า.....	13

## สารบัญ(ต่อ)

### หน้า

2.3	การจำแนกประเภทสำหรับกระดูกสันเท้าแตกหัก.....	17
2.3.1	การจำแนกประเภท Essex-Lopresti.....	20
2.3.1.1	Joint depression type.....	20
2.3.1.2	Tongue type.....	21
2.3.2	การจำแนกประเภท Sander’s.....	21
2.4	การรักษากระดูกสันเท้าแตกหัก.....	22
2.4.1	การรักษาแบบไม่ผ่าตัด.....	23
2.4.2	การรักษาแบบผ่าตัด.....	23
2.4.2.1	Percutaneous Screw or Minimally Invasive Fixation.....	24
2.4.2.2	Open Reduction with Internal Fixation.....	25
2.4.2.3	Sinus Tarsi fixation.....	25
2.5	อุปกรณ์ฝังใน.....	26
2.5.1	ประเภทของวัสดุฝังใน.....	26
2.5.1.1	วัสดุเทียม.....	26
2.5.1.2	อุปกรณ์ยึดตรึง.....	26
2.5.2	อุปกรณ์ยึดตรึง.....	27
2.5.2.1	แผ่นตามกระดูกแบบล็อก (Locking plate).....	27
2.5.2.1.1	แผ่นตามกระดูกแบบล็อกแบบทั่วไป.....	27
2.5.2.1.2	แผ่นตามกระดูกแบบล็อกตามกายวิภาคกระดูกสันเท้า.....	28
2.5.2.2	สกรู (screw).....	28
2.5.2.2.1	cancellous screw.....	28
2.5.2.2.2	cortical screw.....	29
2.5.2.2.3	malleolar screw.....	30
2.5.2.2.4	shaft screw.....	30

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.5.2.2.5 interference screw.....	31
2.5.2.2.6 cannulated screw.....	32
2.5.2.2.7 locking screw.....	32
2.6 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	33
2.6.1 สมการเชิงคณิตศาสตร์หรือวิธีเชิงตัวเลข (numerical methods).....	33
2.6.2 แบบจำลองสำหรับวิเคราะห์หรือรูปร่างของปัญหา (geometry).....	34
2.6.3 เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions).....	34
2.6.3.1 ระยะก่อนประมวลข้อมูล (pre-processing phase).....	34
2.6.3.2 ระยะประมวลข้อมูล (solution phase).....	34
2.6.3.3 ระยะหลังประมวลข้อมูล (postprocessing phase).....	36
2.6.3.4 การตรวจสอบความถูกต้อง (Validation).....	37
2.7 ทฤษฎีความเค้น Von Mises.....	37
2.7.1 ความเค้นตั้งฉาก (Normal Stress)	
2.7.2 ความเค้นเฉือน (Shear Stresses)	
2.8 ทฤษฎีความเครียดของ Perren's.....	39
2.9 กฎของฮุก (Hook's Law).....	40
2.9.1 ความแข็งแรง ณ จุดคราก (Yield strength)	
2.9.2 ความแข็งแรง ณ จุดสูงสุด (Ultimate Strength)	
2.9.3 ความแข็งแรง ณ จุดแตกหัก (Fracture Point)	
2.10 ทฤษฎีความเสียหาย.....	42
2.10.1 วัสดุเหนียว (Ductile).....	42
2.10.1.1 Maximum shear stress theory (MSS).....	42
2.10.1.2 Distortion energy theory (DE).....	43
2.10.1.3 Ductile Coulomb-Mohr (DCM).....	44
2.10.2 วัสดุเปราะ (Brittle).....	45
2.10.2.1 Maximum normal stress theory (MNS).....	45
2.10.2.2 Brittle Coulomb-Mohr (BCM).....	45

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.10.2.3 Modifier Mohr (MM).....	45
2.11 ทฤษฎี Griffith's.....	46
2.12 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	47
2.12.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมการรักษาสมดุของร่างกายและแรง ที่มีผลต่อการวิเคราะห์การยึดตรึงของกระดูกสันเท้าแตกหัก.....	47
2.12.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการยึดตรึงด้วยวิธีการรักษาแบบ Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation และ การยึดตรึงด้วย วิธีการรักษาแบบ Open Reduction with Internal Fixation.....	52
2.12.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ของ กระดูกสันเท้าแตกหัก.....	57
2.12.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบคุณสมบัติสมบัติทางกลของแบบจำลอง กระดูกสันเท้าแตกหัก.....	61
<b>3 วิธีการดำเนินงานวิจัย.....</b>	<b>67</b>
3.1 กล่าวนำ.....	67
3.2 การสร้างแบบจำลอง 3 มิติ ของกระดูกสันเท้า.....	69
3.3 การสร้างแบบจำลองรอยแตกหักของกระดูกสันเท้า.....	71
3.4 การสร้างแบบจำลองการยึดตรึงของกระดูกสันเท้าแตกหัก.....	73
3.5 การวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ของกระดูกสันเท้า.....	75
3.5.1 พื้นผิวข้อต่อของกระดูกสันเท้า (articular surface).....	75
3.5.2 กระดูก Cuboid หรือ ข้อต่อของกระดูก Cuboid.....	76
3.5.3 แรงกระทำกับเอ็นร้อยหวาย (Achilles tendon).....	76
3.5.4 แรงปฏิกิริยาของกระดูกสันเท้ากับพื้น.....	76
3.6 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ.....	77
3.7 การพิจารณาความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์.....	77

## สารบัญ(ต่อ)

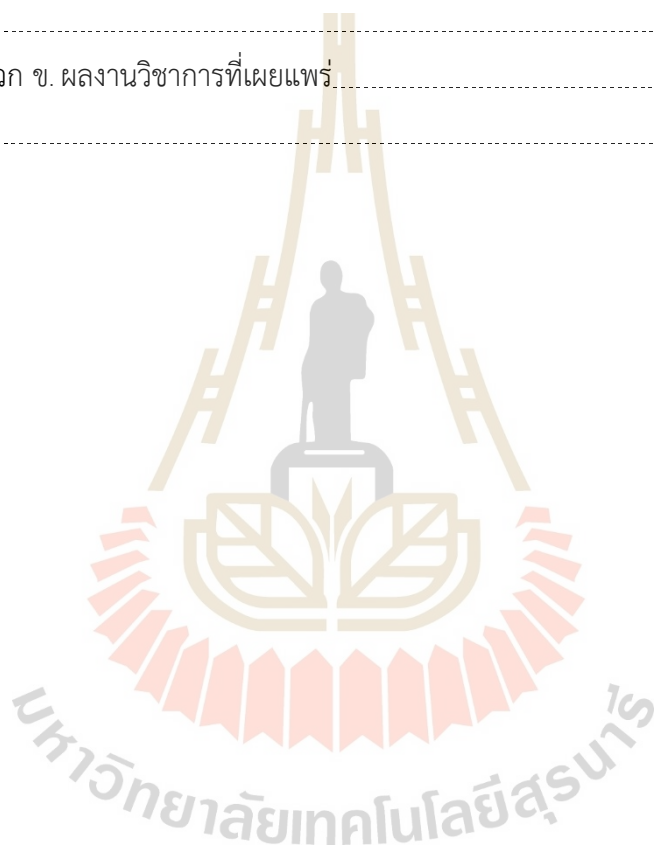
	หน้า
3.8 การตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์.....	78
3.8.1 การออกแบบอุปกรณ์จับยึด, ชุดทดสอบ และ การทดสอบทางกล.....	78
3.8.1.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในทดสอบ.....	78
3.8.1.2 วิธีการทดสอบ.....	80
3.8.2 การวิเคราะห์ระหว่างแบบจำลองสำหรับการทดสอบทางกลกับผลที่ได้จาก ระเบียนไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของผลลัพธ์.....	82
<b>4 ผลการดำเนินการวิจัย.....</b>	<b>85</b>
4.1 กล่าวนำ.....	85
4.2 ผลการวิเคราะห์ความเค้นของอุปกรณ์ยึดตริง.....	85
4.3 ผลการวิเคราะห์ความเค้นของกระดูกสันเท้า.....	91
4.4 ผลการวิเคราะห์ความเครียดของบริเวณรอยแตกหัก.....	99
4.5 ผลการวิเคราะห์พลังงานความเครียด.....	104
4.6 การวิเคราะห์ความเสถียรภาพของอุปกรณ์ยึดตริง.....	107
4.6.1 ผลการวิเคราะห์ความเครียดภายใต้รูปแบบรอยแตกเดียวกันแต่รูปแบบ อุปกรณ์ยึดตริงต่างประเภทกันและรูปแบบจำนวนรูของอุปกรณ์ต่างกัน...	107
4.6.2 ผลการวิเคราะห์ความเครียดภายใต้รูปแบบรอยแตกต่างกันแต่รูปแบบ อุปกรณ์ยึดตริงประเภทต่างกันและรูปแบบจำนวนรูของอุปกรณ์เดียวกัน...	109
<b>5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....</b>	<b>110</b>
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	110
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	111
รายการอ้างอิง.....	112

## สารบัญ(ต่อ)

หน้า

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก. การเปรียบเทียบค่าความปลอดภัยภายใต้การวิเคราะห์ความเค้นของอุปกรณ์ยึด ตรึง, ความเค้นของกระดูกสันหลัง และ ความเครียดของบริเวณรอยแตกหัก กับ ความเค้น ณ จุดคราก ของวัสดุ.....	118
ภาคผนวก ข. ผลงานวิชาการที่เผยแพร่.....	120
ประวัติผู้เขียน.....	134



## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ตารางแสดงคุณสมบัติของกระดูกสันเท้า และอุปกรณ์ยึดตริง.....	77
4.1 ค่าความเค้นสูงสุดของอุปกรณ์ยึดตริงเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรู ต่างกัน.....	86
4.2 ค่าความเค้นสูงสุดของกระดูกสันเท้าเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรู ต่างกัน.....	91
4.3 ค่าความเครียดบริเวณรอยแตกเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรู ต่างกัน.....	100
ก.1 ค่าความปลอดภัยภายใต้การวิเคราะห์ความเค้นของอุปกรณ์ยึดตริง เปรียบเทียบระหว่าง รูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรูต่างกัน กับค่าความเค้น ณ จุดครากของอุปกรณ์ ยึดตริง.....	119
ก.2 ค่าความปลอดภัยภายใต้การวิเคราะห์ความเค้นของกระดูกสันเท้า เปรียบเทียบระหว่าง รูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรูต่างกัน กับค่าความเค้น ณ จุดครากของกระดูก Cortical และ กระดูก Cancellous.....	119

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	แผนภาพแสดงระบบโครงกระดูกตามแนว axial และส่วน appendicular..... 4
2.2	กายวิภาคศาสตร์ของกระดูกข้อเท้า..... 5
2.3	ลักษณะของกระดูกส่วน sustentaculum-tali..... 5
2.4	โครงสร้างของกระดูกต้น cortical bone และ กระดูกพรุน cancellous bone..... 6
2.5	กายวิภาคของกระดูกสันเท้า (เท้าขวา) และ พื้นผิวข้อต่อของกระดูกสันเท้า..... 7
2.6	กายวิภาคหลอดเลือดและเส้นประสาทของกระดูกสันเท้า..... 8
2.7	เอ็นฝ่าเท้ายาว (Long plantar ligament)..... 9
2.8	เอ็นฝ่าเท้าสั้น (Short plantar ligament)..... 9
2.9	เอ็นร้อยหวาย (Achilles Tendon)..... 10
2.10	กล้ามเนื้อ Gastrocnemius..... 10
2.11	Flexor hallucis longus..... 11
2.12	Extensor digitorum brevis..... 11
2.13	Adductor hallucis..... 12
2.14	Flexor digitorum brevis..... 12
2.15	การรักษาสมดุลง่ายขึ้นที่มีผลต่อการต้านแรงโน้มถ่วง..... 13
2.16	เวกเตอร์ GRF ในระหว่างการยืนนิ่ง..... 14
2.17	แผนภาพของเท้าที่แสดงโมเมนต์ของกระดูกเท้าหน้าและเท้าหลัง..... 14
2.18	ระบบ Achilles-calcaneal แรงจุดที่เกิดขึ้นบริเวณ tuberosity ของ calcaneal โดยเอ็นร้อยหวาย..... 15
2.19	ภาพแสดงให้เห็นถึงลักษณะพื้นผิวด้านบนของกระดูกสันเท้า..... 16
2.20	ภาพแสดงการกระจายถ่ายเทไหลระหว่างกระดูกคิวยอดกับกระดูกสันเท้า..... 16
2.21	ข้อมูลทางการแพทย์เกี่ยวกับเท้า varus และ valgus..... 18
2.22	ภาพแสดงตัวอย่างของรอยแตกหักแบบ Intra-articular..... 18
2.23	ภาพแสดงลักษณะรอยแตกหักแบบ Extra-articular Fractures..... 19



## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.24 มุมมองด้านบน ตรงกลาง และด้านข้างของกระดูกสันเท้าที่แสดงขีดจำกัดทางกายวิภาคของลักษณะการแตกหักของกระดูกสันเท้า 3 ส่วน.....	19
2.25 ภาพแสดงมุม Gissane ของกระดูกสันเท้า.....	20
2.26 ภาพมุมมองด้านข้างของเท้าขวาแสดงภาพ Essex-Lopresti.....	21
2.27 การจำแนกประเภท Sanders CT.....	22
2.28 การรักษาโดยไม่ผ่าตัดโดยการยึดด้วยเฟือง.....	23
2.29 การรักษาผ่าตัดแบบ Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation.....	24
2.30 การรักษาผ่าตัดแบบ Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation.....	25
2.31 การรักษาผ่าตัดแบบ Sinus Tarsi fixation.....	26
2.32 แผ่นตามกระดูกแบบล๊อคแบบทั่วไป.....	27
2.33 แผ่นตามกระดูกแบบล๊อคตามกายวิภาคของกระดูก.....	28
2.34 cancellous screw 2 แบบ เกลียวตลอดทั้งความยาว และ เกลียวไม่ตลอดทั้งความยาว.....	29
2.35 cortical screw ขนาดต่าง ๆ.....	30
2.36 ลักษณะของสกรูแบบ malleolar.....	30
2.37 ลักษณะของสกรูแบบ shaft.....	31
2.38 ลักษณะวิธีการรักษาโดยใช้เทคนิค lag screw fixation.....	31
2.39 ลักษณะของสกรูแบบ interference .....	32
2.40 ลักษณะของสกรูแบบ cannulated.....	33
2.41 ลักษณะของสกรูแบบล๊อค.....	33
2.42 ชั้นตอนต่างๆ ของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	35
2.43 รูปร่างรูปทรงขององค์ประกอบเอลิเมนต์ สองมิติ และ สามมิติ.....	36
2.44 องค์ประกอบของความเค้น สามมิติ และ แนวระนาบ.....	37
2.45 ภาพแสดงแรงกระทำต่อวัตถุในแนวแกน.....	38

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.46 ความเค้นเฉือน.....	38
2.47 รูปภาพของเปอร์เซ็นต์ความเครียด ของรอยแตกในระยะต่าง ๆ.....	40
2.48 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับความเครียด.....	41
2.49 ภาพแสดงการเปลี่ยนแปลงของการเกิด Neck ของวัสดุ.....	41
2.50 ภาพแสดงทฤษฎีความเสียหาย ชนิด Maximum shear stress theory (MSS).....	43
2.51 ภาพแสดงทฤษฎีความเสียหาย ชนิด Distortion energy theory (DE).....	44
2.52 ภาพแสดงทฤษฎีความเสียหาย ชนิด Ductile Coulomb-Mohr (DCM).....	44
2.53 ภาพแสดงทฤษฎีความเสียหาย ชนิด Maximum normal stress theory (MNS).....	45
2.54 ภาพแสดงพื้นที่ใต้กราฟของพลังงานความเครียด.....	46
2.55 การตั้งค่าขอบเขตและการโหลดที่ใช้กับกระดูกเท้า ส่วนโค้งของเท้าของแบบจำลองที่สร้างขึ้นใหม่.....	47
2.56 แผนภาพของเท้าที่แสดงโมเมนต์ของกระดูกเท้าหน้าและเท้าหลัง (งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง).....	48
2.57 สันฐานวิทยาของข้อต่อทาลาร์บนพื้นผิวที่เหนือกว่าของกระดูกสันเท้าแห่งของมนุษย์ 4 รูปแบบ.....	49
2.58 สันฐานวิทยาของข้อต่อทาลาร์บนพื้นผิวที่เหนือกว่าของกระดูก calcaneal 4 รูปแบบ.....	50
2.59 ภาพแสดงการใช้แรงแนวตั้งที่ 160 นิวตันกับกระดูกแคลเซียมที่หักผ่าน.....	51
2.60 การรับน้ำหนักของน้ำหนักตัว ในรูปแบบเท้าปกติและข้อเท้าที่ไม่ปกติ.....	52
2.61 การเคลื่อนไหวขนาดเล็กของกระดูกแตกหัก (มม.).....	53
2.62 การกระจายของ von Mises stress (MPa).....	54
2.63 ภาพแสดงความเค้นสูงสุดของ von Mises ของสกรู.....	55
2.64 ภาพแสดงการกระจายความเค้นของแผ่นตามกระดูก.....	56
2.65 ความเค้นสูงสุดโดยวัดจากมุมของ Bohler.....	56
2.66 การกระจายความเค้นของกระดูกสันเท้า.....	56
2.67 ภาพแสดง ความเค้นสูงสุดเมื่อเทียบระหว่าง ACP และ CCP.....	57

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.68 การกระจายของ (A – D) von Mises ความเค้นดบนแผ่นกระดูกสันเท้าและ สกรู (E – F) ในแบบจำลอง CCP และ ACP.....	58
2.69 การแจกแจงของ (A – B) ความเค้นแรงดึงสูงสุดของโครงสร้างกระดูก (C – D) ความเค้นอัดสูงสุดของโครงสร้างกระดูกและ (E – F) ความเค้นอัดสูงสุดที่พื้นผิวการแตกหักในแบบจำลอง CCP และ ACP.....	58
2.70 คุณสมบัติวัสดุของงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	59
2.71 การแสดงผลลัพธ์ในรูปแบบการยึดตรึงแบบสองจุด และ สามจุด.....	60
2.72 รูปแบบจำลองท่าทางการวิเคราะห์.....	61
2.73 รูปภาพของการตั้งค่าการทดสอบทดลองในการทดสอบทางกลของกระดูกสันเท้าที่มีรอยแตกแบบ Saunders II B.....	62
2.74 แกนโลหะตามในช่องไขกระดูก (ซ้ายบน) และมุมมองด้านข้างของกระดูกสันเท้าที่ลือคอยู่ (ด้านบนขวา) และเพลตลือคกระดูกสันเท้าแบบมูมคิงที่ (ด้านล่าง).....	63
2.75 ภาพแสดงการตั้งค่าการทดสอบทางกลต่างๆ ของงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	63
2.76 กราฟแสดงระหว่างแรงกระทำกับระยะเคลื่อนตัวพร้อมคำจำกัดความที่ใช้ในข้อความ.....	64
2.77 ความแข็งจากแผนภาพแสดงระหว่างแรงกระทำกับระยะเคลื่อนตัวแสดงความแข็งที่สูงกว่าแผ่นลือคยึดอย่างมีนัยสำคัญ.....	64
2.78 ภาพแสดงการวางตำแหน่งของอุปกรณ์ยึดตรึงของงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	65
2.79 แบบจำลองการแตกหักและอุปกรณ์จับยึดที่ติดตั้งอยู่ภายในเครื่อง servohydraulic.....	66
2.80 ความเสียหายในลำดับการทดสอบแบบไดนามิกส์.....	66
3.1 ภาพแสดงวิธีการดำเนินการสร้างแบบจำลองของกระดูกสันเท้า.....	69
3.2 ภาพเอกซเรย์ด้วยคอมพิวเตอร์ (CT scan) ของอาสาสมัคร บริเวณกระดูกข้อ.....	69
3.3 ภาพแสดงการสร้างกระดูก cancellous ผ่าน โปรแกรม Materialise Mimics 20.0.....	70
3.4 ภาพแสดงการสร้างกระดูก cortical ผ่าน โปรแกรม Materialise Mimics 20.0.....	70
3.5 การปรับแต่งแบบจำลอง โดยใช้โปรแกรม Geomagic design x.....	71
3.6 ภาพแสดงกระดูกสันเท้าที่แบ่งกระดูกเป็นสองส่วน.....	71

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.7 ภาพแสดงเส้นรอยแตกหลักและเส้นรอยแตกรอง.....	72
3.8 ภาพแสดงรูปแบบรอยแตกหัก.....	72
3.9 ภาพแสดงแบบจำลองการยึดตรึงของกระดูกสันเท้า.....	73
3.10 ภาพแสดงบริเวณของกระดูกสันเท้าในรูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity.....	74
3.11 ภาพแสดงบริเวณของกระดูกสันเท้าในรูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity.....	75
3.12 ภาพแสดงขอบเขตและเงื่อนไขพฤติกรรมของกระดูกสันเท้า.....	76
3.13 ภาพแสดงกราฟของการวิเคราะห์การลู่เข้าผลเฉลยของแบบจำลอง ทั้งสิ้น 14 รูปแบบ.....	78
3.14 แบบจำลองของอุปกรณ์จับยึด.....	79
3.15 เครื่อง Universal Testing Machine ยี่ห้อ TM Tech.....	79
3.16 ภาพแสดงอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการทดสอบทางกล.....	80
3.17 ภาพแสดงแบบจำลองกระดูกสันเท้าแตกหักและรูปแบบการยึดตรึงสำหรับการทดสอบทางกล.....	80
3.18 ภาพแสดงตำแหน่งการติดตั้งของเซนเซอร์วัดความเครียด.....	81
3.19 ภาพแสดงการติดตั้งอุปกรณ์สำหรับการทดสอบทางกล.....	82
3.20 ภาพแสดงแบบจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับการทดสอบทางกล.....	83
3.21 ภาพแสดงแบบจำลองสำหรับการทดสอบทางกล.....	83
3.22 ภาพแสดงกราฟเปรียบเทียบแบบจำลองสำหรับการทดสอบทางกลกับผลที่ได้จากระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์.....	84
4.1 ภาพแสดงชิ้นส่วนต่างๆเพื่อบ่งบอกตำแหน่งของกระดูกที่มีรูปแบบรอยแตกหักต่างกัน.....	86
4.2 ภาพแสดงความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง โดยมีรูปแบบยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw...87	87
4.3 ภาพแสดงความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง โดยมีรูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity.....	88

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.4 ภาพแสดงความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง โดยมีรูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity.....	89
4.5 ภาพแสดงความเค้น รูปแบบยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw.....	92
4.6 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity.....	93
4.7 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity.....	95
4.8 ภาพแสดงความเค้น รูปแบบยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw.....	96
4.9 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity.....	97
4.10 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity.....	99
4.11 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw.....	101
4.12 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity.....	102
4.13 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity.....	103
4.14 ภาพแสดงพลังงานความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw.....	104
4.15 ภาพแสดงพลังงานความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity.....	105
4.16 ภาพแสดงพลังงานความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity.....	106
4.17 รูปภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเครียด กับ จำนวนรู ภายใต้รูปแบบรอยแตกแบบ JT.....	107
4.18 รูปภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเครียด กับ จำนวนรู ภายใต้รูปแบบรอยแตกแบบ TT.....	108
4.19 รูปภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเครียด กับ รูปแบบการยึดตรึงภายใต้จำนวนรูบนแผ่นเพลตเดียวกัน.....	109

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญ

กระดูกสันหลัง เป็นหนึ่งในกระดูกเท้าที่มีขนาดใหญ่ที่สุด กระดูกสันหลังนั้นมีความสำคัญมากในการเคลื่อนที่และการรักษาเสถียรภาพของร่างกายในการทรงตัว อย่างไรก็ตาม กระดูกสันหลังเป็นกระดูกเท้าที่เกิดการแตกหักได้ยาก แต่ในทางกลับกัน กระดูกสันหลังนั้นจะเกิดการแตกหักได้บ่อยที่สุดในกระดูกเท้ามากถึง 60-75 % ซึ่งจากการสำรวจข้อมูลผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาแผนกผู้ป่วยเกี่ยวกับอุบัติเหตุ และ แผนกศัลยกรรมกระดูกในต่างประเทศนั้น พบว่ามีการแตกหักของกระดูกสันหลังเฉลี่ย 1-2 เปอร์เซ็นต์เมื่อเทียบกับการแตกหักของกระดูกทั้งหมดในร่างกายเกิดขึ้นในเพศชายเทียบกับเพศหญิง 2.4:1 ตามลำดับ อายุเฉลี่ยที่ 44 ปี เป็นเพศชาย 39 ปี เพศหญิง 55 ปี และปัจจุบันการแตกหักของกระดูกสันหลังนั้นมีอัตราจำนวนเพิ่มมากขึ้นเฉลี่ย 15-16 รายต่อปี จากข้อมูลที่ได้เข้ารับการผ่าตัดกระดูกสันหลังแตกหักของแผนกศัลยกรรมกระดูก โรงพยาบาลมหาราชา จังหวัดนครราชสีมา กระดูกสันหลังแตกหัก มักเกิดจากการรับภาระโหลดตามแนวแกน เช่น การพลัดตกหกล้ม การตกจากที่สูง การเล่นกีฬา หรือการเกิดอุบัติเหตุทางถนน เป็นต้น จากปัจจัยการแตกหักของกระดูกสันหลังเพียง 1-2 % นี้ อาจนำไปสู่การสูญเสียสภาพจิตใจ, รายได้ของครอบครัว และ เศรษฐกิจของประเทศได้ในที่สุด

ปัจจุบันการวินิจฉัยกระดูกสันหลังแตกหักทางการแพทย์นั้นมีหลากหลายวิธี ซึ่งการวินิจฉัยที่นิยมในโรงพยาบาลส่วนใหญ่นั้น คือการวินิจฉัยจากภาพถ่ายรังสี และการวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เพื่อสะดวกและใช้งานได้ง่ายในการระบุตำแหน่ง หรือรอยแตกหักอย่างชัดเจน และการวินิจฉัยนั้นสามารถจำแนกประเภทของรอยแตกหักได้ ซึ่งการจำแนกประเภทรอยแตกหักนี้เป็นประโยชน์อย่างมากในการตัดสินใจเกี่ยวกับประเภทของการรักษากระดูกสันหลังแตกหักโดยทั่วไป การจำแนกประเภทรอยแตกหักของกระดูกสันหลัง จะสามารถคาดการณ์ผลลัพธ์ทางการแพทย์หลังการรักษาได้ แต่ การจำแนกประเภทรอยแตกหักของกระดูกสันหลังแบบ Essex-Lopresti นั้นไม่สามารถคาดการณ์ผลลัพธ์ทางการแพทย์หลังการรักษาได้ และการจำแนกประเภทแบบ

Essex-Lopresti สามารถแบ่งได้ 2 รูปแบบ ได้แก่ Joint depression และ Tongue type ซึ่ง Peter Gordon Lawrence Essex-Lopresti ศัลยแพทย์กระดูกและข้อ ชาวอังกฤษได้แนะนำ การคาดการณ์ผลลัพธ์ทางการแพทย์หลังการรักษาว่ารูปแบบการแตกหักแบบ Tongue type ใช้วิธีการยึดตรึงด้วย percutaneous screw นั้นจะแสดงผลลัพธ์ทางการแพทย์หลังการรักษาได้ดีกว่า วิธีการยึดตรึงด้วยแผ่นเพลต และรูปแบบการแตกหักแบบ Joint depression ใช้วิธีการยึดตรึงด้วยแผ่นเพลต ซึ่งวิธีการผ่าตัดแบบเปิดแผลด้านข้างของกระดูกสันเท้า (ORIF) ได้ผลลัพธ์ที่ดีกว่า อย่างไรก็ตาม การแตกหักของกระดูกสันเท้ายังคงพบมากในโรงพยาบาลมหาวิทยาลัย จังหวัดนครราชสีมา ซึ่งส่งผลให้ยากต่อการตัดสินใจเกี่ยวกับวิธีการรักษาด้วยรูปแบบการยึดตรึงของกระดูกสันเท้าแตกหัก ดังนั้น จึงต้องคาดการณ์รูปแบบการยึดตรึงของรูปแบบรอยแตกดังกล่าวเพื่อให้ง่ายต่อการตัดสินใจ เกี่ยวกับประเภทของการรักษากระดูกสันเท้าแตกหักของศัลยแพทย์ได้ โดยจากงานวิจัยที่ผ่านมา พบว่าภายใต้รูปแบบรอยแตกหักของกระดูกสันเท้าแตกหักนั้น ส่งผลกระทบต่อพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์และการฟื้นฟูของกระดูกสันเท้าในทางการแพทย์อย่างมาก ตลอดจนรูปแบบการยึดตรึงด้วยรูปแบบต่าง ๆ เช่น การยึดตรึงด้วยอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูปกติ อุปกรณ์แผ่นโลหะ-สกรูกลับด้าน และอุปกรณ์สกรูฝังใน ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อต่าง ๆ ที่กล่าวมาข้างต้น อย่างไรก็ตาม การเลือกรูปแบบการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ฝังในเหล่านี้ให้สอดคล้องกับรูปแบบรอยแตก ในทางการแพทย์นั้นเป็นไปได้ยาก ดังนั้นจึงได้มีการใช้วิธีการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อให้มีการวิเคราะห์ความเสถียรภาพและความมั่นคงทางชีวกลศาสตร์ของกระดูกสันเท้า อย่างแม่นยำมากยิ่งขึ้น เพื่อเพิ่มความมั่นใจให้แก่ศัลยแพทย์ผ่าตัดเพื่อตัดสินใจในการเลือกวิธีการยึดตรึงควบคู่กับรูปแบบรอยแตกหักของกระดูกสันเท้าให้มีความเสี่ยงน้อยที่สุดได้

ดังนั้นวัตถุประสงค์ของการศึกษานี้ เพื่อสร้างและวิเคราะห์แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ กระดูกสันเท้าแตกหัก ภายใต้รูปแบบ Joint depression และ Tongue type โดยวิธีการยึดตรึง แบบต่าง ๆ ได้แก่ การยึดตรึงด้วยอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูปกติ อุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูกลับด้าน และ อุปกรณ์สกรูฝังใน เป็นต้น พร้อมทั้งวิเคราะห์ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์การยึดตรึง กระดูกสันเท้าแตกหัก และ ทำการทดสอบเพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องของการจำลองบน โปรแกรมคอมพิวเตอร์กับวิธีการทดสอบทางกล นอกเหนือจากสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์แล้ว ยังคงเพื่อตรวจสอบค่าความปลอดภัยของกระดูกสันเท้า พร้อมทั้ง อุปกรณ์วัสดุฝังในเพื่อช่วย ในการตัดสินใจเลือกเทคนิคการผ่าตัดให้สอดคล้องกับรูปแบบของกระดูกสันเท้าแตกหักให้ได้ดีที่สุด เพื่อสอดคล้องกับการตัดสินใจของศัลยแพทย์ เป็นต้น

## 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1.2.1 เพื่อสร้างและวิเคราะห์แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์กระดูกสันเท้าแตกหักภายใต้รูปแบบวิธีการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูและอุปกรณ์ฝังใน

1.2.2 เพื่อวิเคราะห์ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์การยึดตรึงกระดูกสันเท้าแตกหัก

## 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1.3.1 เพื่อสร้างและวิเคราะห์แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์กระดูกสันเท้าแตกหักภายใต้รูปแบบวิธีการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูและอุปกรณ์ฝังใน

1.3.2 เพื่อวิเคราะห์ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์การยึดตรึงกระดูกสันเท้าแตกหัก

1.3.3 ศึกษาเปรียบเทียบภายใต้รูปแบบกระดูกสันเท้าแตกหัก 2 รูปแบบ ได้แก่ tongue type และ joint depression

1.3.4 จำลองภาระน้ำหนักกระทำแบบสถิตศาสตร์ ภายใต้การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

1.3.5 แบบจำลองกระดูกสันเท้าแตกหักพิจารณาเฉพาะเอ็นร้อยหวาย

1.3.6 พิจารณาสัมบัติเชิงกลของกระดูกสันเท้าในการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ linear elastic, isotropic, และ homogenous โดยอ้างอิงจากข้อมูลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1.3.7 ศึกษาสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์ ได้แก่ ความเค้นบนอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก, ความเค้นบนกระดูก, ความเครียดบริเวณรอยแตก และ พลังงานความเครียด

1.3.8 ทดสอบทางกลในห้องปฏิบัติการเพื่อเปรียบเทียบยืนยันผลความถูกต้องที่ได้จากโปรแกรม

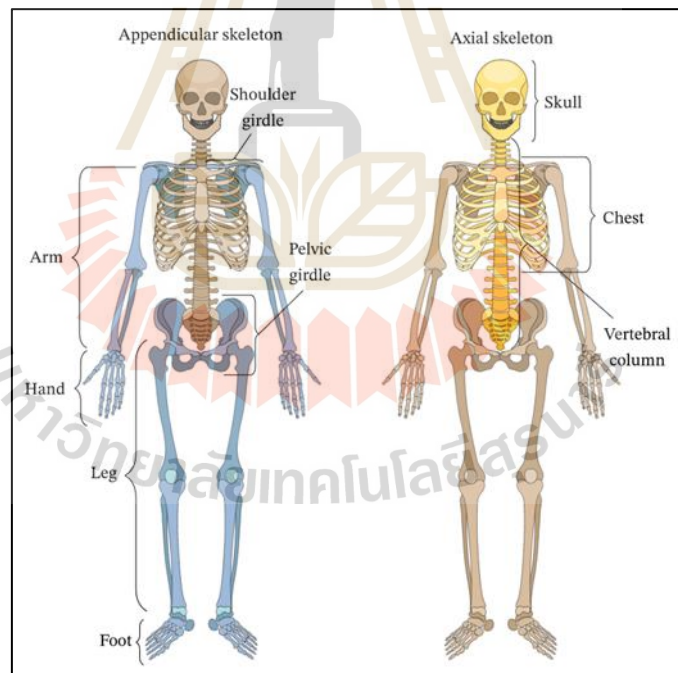


## บทที่ 2

### ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 กายวิภาคศาสตร์ของกระดูกสันเท้า

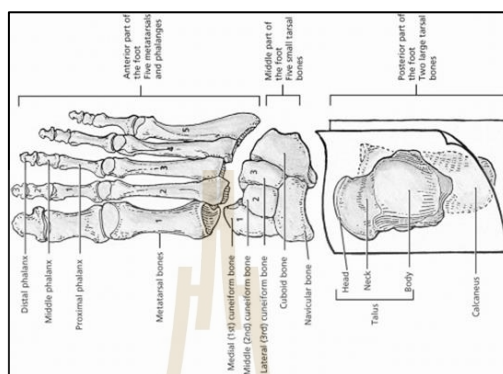
กระดูกสันเท้า (Calcaneus) เป็นหนึ่งในกระดูกข้อมือและกระดูกสันเท้า และเป็นส่วนหนึ่งของกระดูกข้อมือ (ดังรูปที่ 2.1) ประกอบด้วย กระดูกทั้งหมด 3 ส่วน คือกระดูกข้อมือ กระดูกฝ่าเท้าและกระดูกนิ้วเท้า (ดังรูปที่ 2.2) กระดูกสันเท้าเป็นส่วนหนึ่งของกระดูกข้อมือ ซึ่งเป็นอวัยวะที่อยู่ล่างสุดของร่างกาย แต่มีความสำคัญกับร่างกายเป็นอย่างมาก โดยทำหน้าที่รับน้ำหนักของร่างกาย รองรับ การเคลื่อนไหวและการทำงานประสานกับอวัยวะอื่น ๆ ในการทรงตัว ของร่างกาย



รูปที่ 2.1 แผนภาพแสดงระบบโครงกระดูกตามแนว axial และส่วน appendicular

(ที่มา: <https://www.nagwa.com/en/explainers/418179490595/>)

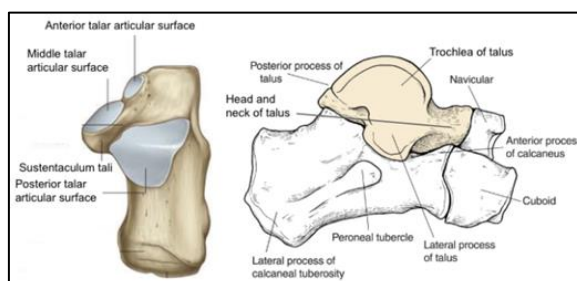
โดยที่กระดูกสันเท้านี้เป็นกระดูกชนิดสั้นอยู่บริเวณสันเท้ามีลักษณะคล้ายด้ามปืนเป็นกระดูกที่มีขนาดใหญ่ที่สุดของกระดูกข้อเท้า จึงเป็นธรรมดาที่กระดูกสันเท้านี้มีความแข็งแรงแต่ในทางกลับกันพบว่าเป็นส่วนที่แตกหักบ่อยที่สุด



รูปที่ 2.2 กายวิภาคศาสตร์ของกระดูกข้อเท้า

(ที่มา: Grant's Atlas of Anatomy, 10<sup>th</sup> ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.)

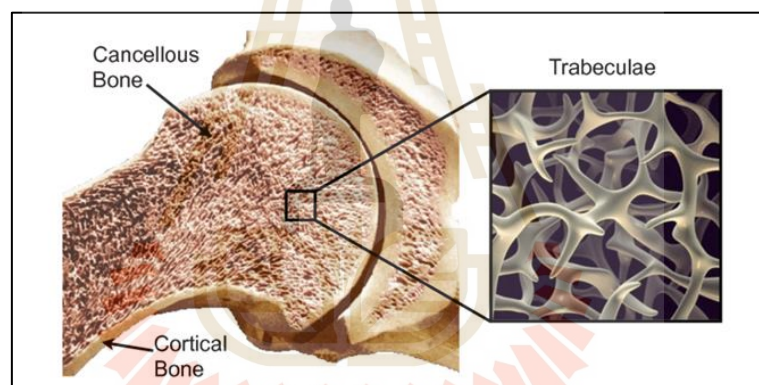
กระดูกสันเท้าเป็นกระดูกที่อยู่บริเวณเท้าส่วนหลัง ที่มีลักษณะบริเวณด้านบนของกระดูกสันเท้าติดกับกระดูกทาลัส และส่วนบริเวณด้านหน้าติดกับกระดูกคิวบอยด์ ซึ่งกระดูกทาลัสเป็นกระดูกที่เชื่อมต่อกับกระดูกหน้าแข้งและน่องในขาทำหน้าที่ในการถ่ายน้ำหนักของร่างกายไปที่กระดูกสันเท้าโดยตรง ซึ่งกระดูกทาลัสนี้ยังส่วนที่ยึดติดกับ sustentaculum tali ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของกระดูกสันเท้าอีกด้วยมีลักษณะคล้ายปีกของกระดูกสันเท้า (ดังรูปที่ 2.3)



รูปที่ 2.3 ลักษณะของกระดูกส่วน sustentaculum-tali

(ที่มา: <https://briansradiologylearningdiary.wordpress.com/contact/>)

ส่วนประกอบต่าง ๆ จึงทำให้กระดูกสันหลังรับน้ำหนักประมาณ 50% ของน้ำหนักตัว อย่างไรก็ตาม กระดูกสันหลังยังคงมีแรงปฏิกิริยาจากกระดูกคิวยอดต์จากกระดูกส่วนหน้าที่ได้รับน้ำหนักประมาณ 60% ของน้ำหนักตัว ซึ่งกระดูกสันหลังนั้น มีองค์ประกอบด้วยกัน 2 ส่วนได้แก่ Cortical bone คือกระดูกส่วนเปลือกนอก ซึ่งมีลักษณะแข็งและจับตัวกันอย่างหนาแน่นและมีโครงสร้างของแคลเซียมถึง 80% ซึ่งเป็นส่วนที่เห็นด้านนอกของโครงกระดูก และ Cancellous bone จะเป็นส่วนที่เป็นแผ่นเยื่อใยที่สอดไขว้สลับไปมาอยู่ในช่องโพรงกระดูกภายในกระดูกแต่ละท่อนของร่างกายซึ่งจะมีโครงสร้างของแคลเซียมเพียง 20% ซึ่งกระดูกทั้งสองถูกออกแบบให้เหมาะสมกับการรับแรงกดดันกระแทกในลักษณะต่างกันทั้งสองแบบมีการตอบสนองต่อ metabolism ของแคลเซียมแตกต่างกัน (ดังรูปที่ 2.4) โดยทั่วไปกระดูกสันหลังไม่ได้ยึดติดกระดูกเพียงอย่างเดียวแต่ยังมีเอ็นยึด เส้นเลือด เส้นประสาท และ เอ็นร้อยหวาย

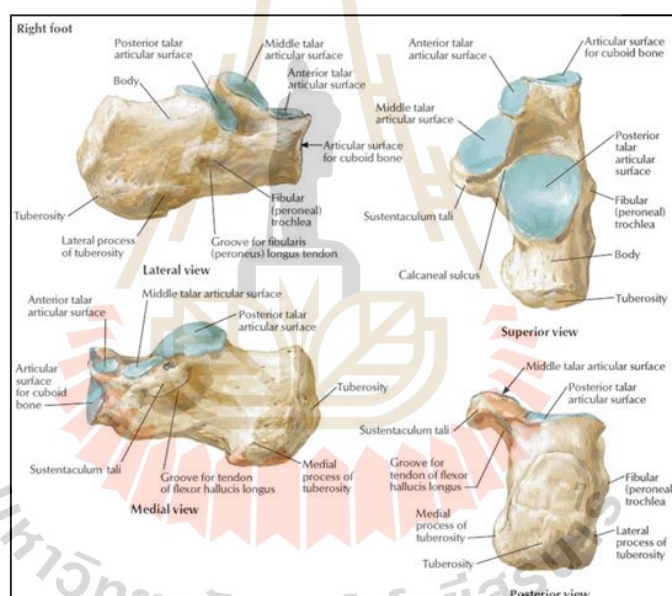


รูปที่ 2.4 โครงสร้างของกระดูกต้น cortical bone และ กระดูกพรุน cancellous bone (ที่มา: [https://www.researchgate.net/figure/Cortical-Cancellous-Bone-Adapted-from-41-and-42\\_fig2\\_262772501](https://www.researchgate.net/figure/Cortical-Cancellous-Bone-Adapted-from-41-and-42_fig2_262772501))

กระดูกสันหลังเป็นกระดูกที่มีลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ที่ซับซ้อน เนื่องจากกระดูกสันหลังนั้นประกอบไปด้วยหลายองค์ประกอบ ซึ่งมีส่วนประกอบหลักๆ ได้แก่ พื้นผิวข้อต่อต่าง ๆ, เส้นประสาทควบคุมหลอดเลือด เส้นเอ็นยึดต่างๆ และ เอ็นร้อยหวาย เป็นต้น

### 2.1.1 พื้นผิวข้อต่อของกระดูกสันเท้า (articular surface)

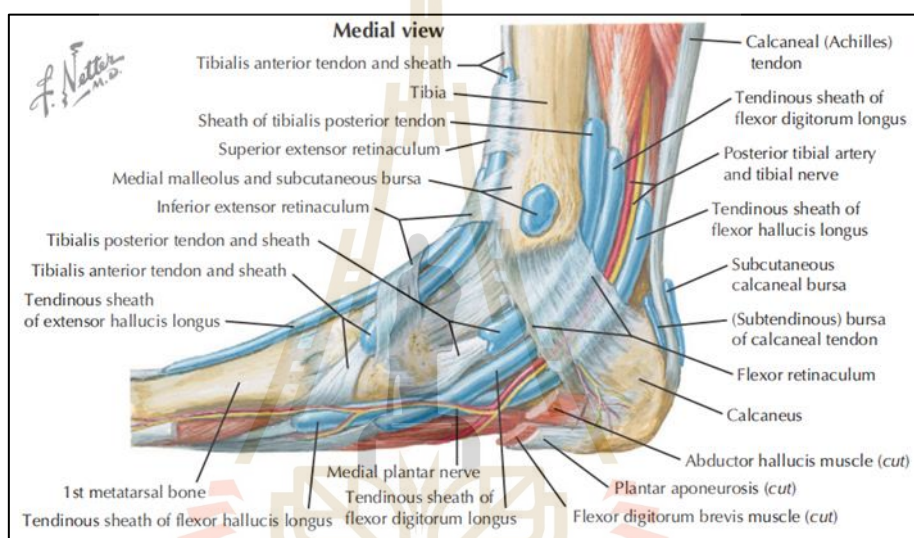
พื้นผิวข้อต่อของกระดูกสันเท้านั้นประกอบด้วย 4 ส่วนหลักๆ (ดังรูปที่ 2.5) ได้แก่ พื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนหน้า (anterior talar articular surface) พื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนกลาง (middle talar articular surface) พื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนหลัง (posterior talar articular surface) และ พื้นผิวข้อต่อสำหรับกระดูกคิวบอยด์ (articular surface for cuboid bone) ซึ่งพื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนหน้า ส่วนกลาง และส่วนหลังนั้นเป็นพื้นผิวข้อต่อระหว่างกระดูกสันเท้ากับกระดูกทาลัส เป็นส่วนที่รับน้ำหนักของร่างกายจากกระดูกทาลัสไปที่กระดูกสันเท้าโดยตรง ส่วนพื้นผิวข้อต่อสำหรับกระดูกคิวบอยด์ เป็นส่วนที่ติดกับกระดูกคิวบอยด์ซึ่งจะมีแรงปฏิกิริยาจากกระดูกเท้าส่วนหน้าอีกด้วย



รูปที่ 2.5 กายวิภาคของกระดูกสันเท้า (เท้าขวา) และ พื้นผิวข้อต่อของกระดูกสันเท้า  
(ที่มา: Anatomy Atlas, 10th ed.: Frank H. NETTER, MD, 2010, p. 490)

### 2.1.2 ประสาทควบคุมหลอดเลือด (posterior tibial neurovascular bundle)

ประสาทควบคุมหลอดเลือด ซึ่งจะแตกกิ่งก้านไปยังเท้าส่วนกลางและเท้าส่วนหลัง (ดังรูปที่ 2.6) ซึ่งจะค่อนข้างซับซ้อนอย่างมากในการผ่าตัดและการยึดตรึงอุปกรณ์ฝังใน ซึ่งประสาทควบคุมหลอดเลือด ประกอบด้วย 3 ส่วน ได้แก่ หลอดเลือดแดงโพสทีเรียร์ทิเบียล (Posterior tibial artery) หลอดเลือดดำโพสทีเรียร์ทิเบียล (Posterior tibial vein) และ เส้นประสาทส่วนปลายโพสทีเรียร์ทิเบียล (Posterior tibial nerve) ซึ่งส่วนที่สำคัญอย่างยิ่งในการผ่าตัดอย่างยิ่ง



รูปที่ 2.6 กายวิภาคหลอดเลือดและเส้นประสาทของกระดูกสันเท้า

(ที่มา: Netter's Concise Orthopaedic Anatomy, 2nd ed.: Jon C. Thompson, 2010,

p. 354)

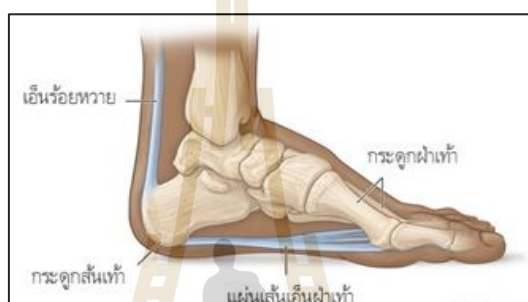
### 2.1.3 เอ็นยึด (ligament)

เอ็นยึด เป็นเนื้อเยื่อที่มีลักษณะเฉพาะในการบังคับให้ข้อต่าง ๆ ทำการเคลื่อนที่ได้เช่น งอ และเหยียด แต่จะไม่สามารถพับไปด้านข้างได้ ประกอบด้วย 2 ส่วนหลักๆ ได้แก่ เอ็นฝ่าเท้ายาว (Long plantar ligament) (ดังรูปที่ 2.7) เป็นเอ็นยึดระหว่างกระดูกสันเท้าส่วนล่างกับ กระดูกฝ่าเท้า Tuberosity 5 ชิ้นส่วนหน้า เพื่อป้องกันการขยับของกระดูกฝ่าเท้าทั้ง 5 นิ้ว เป็นต้น



### 2.1.4 เอ็นร้อยหวาย (Achilles Tendon)

เอ็นร้อยหวาย เป็นเส้นเอ็นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่และหนาที่สุด (ดังรูปที่ 9) และมีความสามารถในการทนต่อแรงดึงได้มากที่สุด นอกจากนี้ การเคลื่อนไหวของเอ็นร้อยหวาย ออกแรงมากที่สุดโดยรับแรงดึงได้มากถึงสิบเท่าของน้ำหนักโดยกายวิภาคศาสตร์ของเอ็นร้อยหวาย มีทั้งความยืดหยุ่น หดตัว และการดูดซับแรงกระแทกของเท้า ถือได้ว่าเป็นเส้นเอ็นที่แข็งแรงที่สุดในร่างกายมนุษย์ และสามารถรองรับแรงดึงที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของร่างกายได้



รูปที่ 2.9 เอ็นร้อยหวาย (Achilles Tendon) (ที่มา: <https://read.thai.run/6111/>)

เอ็นร้อยหวายเชื่อมต่อกับกล้ามเนื้อน่องกับกระดูกสันเท้าเข้าด้วยกัน ซึ่งจะมีผลในการเดิน วิ่ง และการกระโดด เอ็นร้อยหวายจะอยู่บริเวณส่วนหลังของกระดูกสันเท้าเป็นส่วนที่ยึดกับกล้ามเนื้อ Gastrocnemius (ดังรูปที่ 2.10)



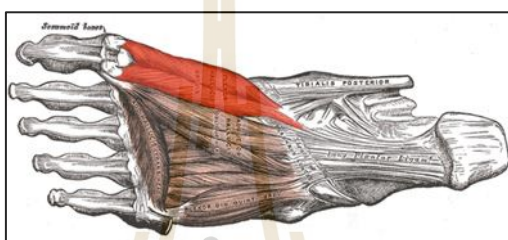
รูปที่ 2.10 กล้ามเนื้อ Gastrocnemius

(ที่มา: <https://www.blockdit.com/posts/5ed126584a05500c7689f9d9>)

ซึ่งเป็นส่วนที่งอหลังเท้า เหยียดนิ้วเท้า ถีบฝ่าเท้าลงและช่วยงอเข้าอีกด้วย ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อกล้ามเนื้อส่วนเท้า ดังนี้

#### 2.1.4.1 Flexor hallucis longus

Flexor hallucis longus เกาะจากด้านหลังของกระดูกช่วงล่าง ซึ่งส่วนปลายเป็นเอ็นเกาะที่กระดูกหัวแม่เท้า ส่วนปลายเท่านั้นมีหน้าที่อปลายนิ้วหัวแม่เท้า กระดูกข้อเท้าลง และบิดเท้าเข้าด้านใน (ดังรูปที่ 2.11)

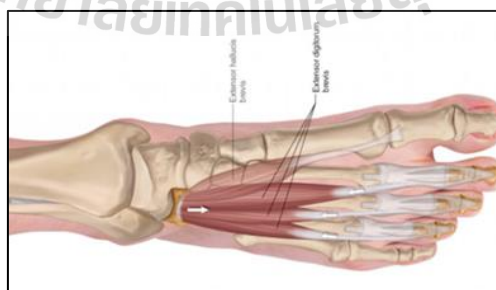


รูปที่ 2.11 Flexor hallucis longus

(ที่มา: [https://en.wikipedia.org/wiki/Flexor\\_hallucis\\_brevis\\_muscle](https://en.wikipedia.org/wiki/Flexor_hallucis_brevis_muscle))

#### 2.1.4.2 Extensor digitorum brevis

Extensor digitorum brevis เป็นกล้ามเนื้อด้านหลังเท้า ตรงปลายเป็นเอ็นไปเกาะที่นิ้วเท้าทั้ง 4 นิ้ว ยกเว้นนิ้วหัวแม่เท้า ซึ่งทำหน้าที่เหยียดข้อของนิ้วเท้าทั้ง 4 นิ้ว (ดังรูปที่ 2.12)



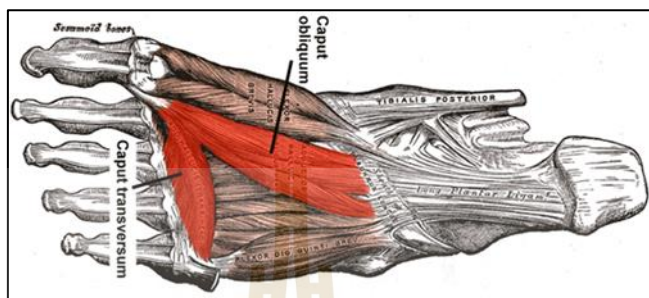
รูปที่ 2.12 Extensor digitorum brevis

(ที่มา: <https://learnmuscles.com/glossary/extensor-digitorum-brevis/>)



### 2.1.4.3 Adductor hallucis

Adductor hallucis เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ลึกสุด ทำหน้าที่เหยียดหัวแม่เท้า (ดังรูปที่ 2.13)

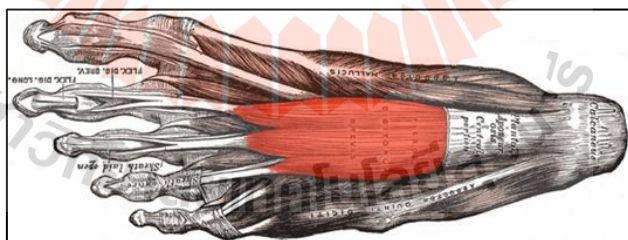


รูปที่ 2.13 Adductor hallucis

(ที่มา: [https://en.wikipedia.org/wiki/Adductor\\_hallucis\\_muscle](https://en.wikipedia.org/wiki/Adductor_hallucis_muscle))

### 2.1.4.4 Flexor digitorum brevis

Flexor digitorum brevis เป็นกล้ามเนื้อบริเวณอุ้งเท้า ทำหน้าที่ช่วยในการเคลื่อนไหว เป็นกล้ามเนื้อที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของเท้าเวลาเดิน (ดังรูปที่ 2.14)

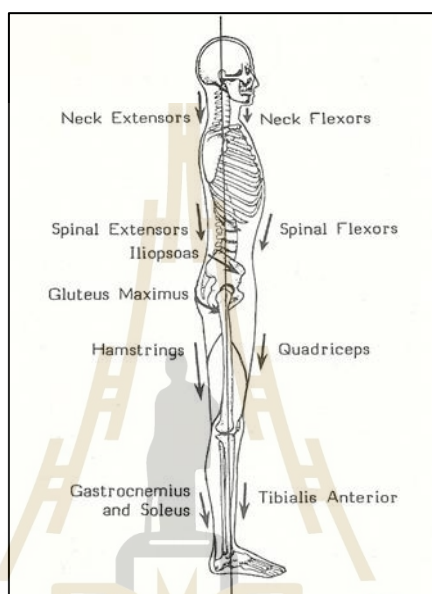


รูปที่ 2.14 Flexor digitorum brevis

(ที่มา: [https://en.wikipedia.org/wiki/Flexor\\_digitorum\\_brevis\\_muscle](https://en.wikipedia.org/wiki/Flexor_digitorum_brevis_muscle))

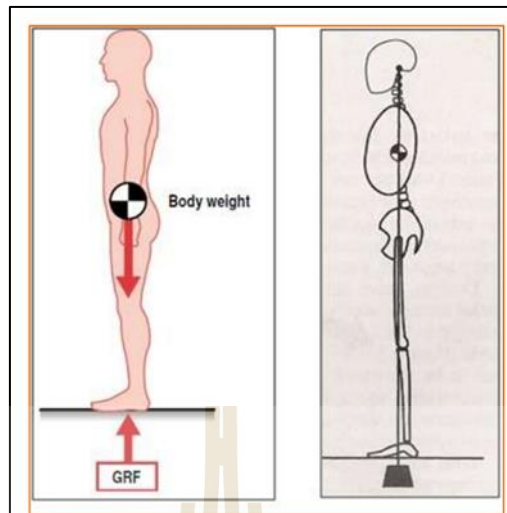
## 2.2 ชีวกลศาสตร์พื้นฐานของกระดูกสันหลัง

กระดูกสันหลังจะมีการเคลื่อนไหวตามการเคลื่อนที่ของร่างกาย เช่น การยืนนิ่ง การเดิน การวิ่ง และการกระโดด ซึ่งลักษณะการยืนนิ่ง (standing balance) หรือการรักษาสมดุลขณะยืนเป็นความสามารถของร่างกายมนุษย์ในการรักษาจุดศูนย์ถ่วงภายในฐานรองรับเพื่อป้องกันการล้ม (ดังรูปที่ 2.15)



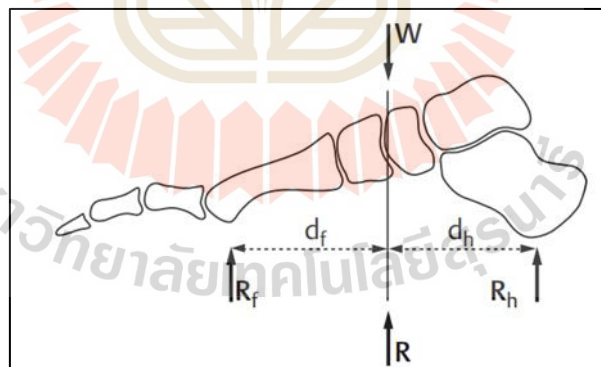
รูปที่ 2.15 การรักษาสมดุลขณะยืนที่มีผลต่อการต้านแรงโน้มถ่วง  
(ที่มา: [https://www.chiro.org/ACAPress/Body\\_Alignment.html](https://www.chiro.org/ACAPress/Body_Alignment.html))

การรักษาสมดุลขณะยืนนั้นจะมีแรงของน้ำหนักตัวพร้อมทั้งแรงโน้มถ่วงของโลกสู่พื้นดิน ซึ่งพื้นนั้นจะสร้างแรงปฏิกิริยา (ground reaction force (GRF)) ที่เท่ากันและตรงข้ามกับน้ำหนักตัวของบุคคลนั้นเป็นผลมาจากกฎข้อที่สามของนิวตัน ที่กล่าวว่า หากวัตถุ A ออกแรงกระทำต่อวัตถุ B แล้ววัตถุ B ต้องใช้แรงที่มีขนาดเท่ากันและมีทิศทางตรงกันข้ามกับวัตถุ A ซึ่งแรงปฏิกิริยาพื้นดิน (GRF) นี้เป็นค่าเฉลี่ยของแรงทั้งหมดที่กระทำของร่างกายหรือความดันใต้ฝ่าเท้า ซึ่งแรงที่กระทำนั้น เป็นแรงภายในของร่างกายมนุษย์ โดยไม่พิจารณาความกดอากาศ ความต้านทานสิ่งแวดล้อม แรงความเฉื่อย แรงเร่ง แรงปฏิกิริยาของพื้นผิวรองรับ แรงเสียดทาน และอื่นๆ หรือไม่พิจารณา รูปแบบของความต้านทานภายนอก ซึ่งทุกส่วนของพื้นเท้าจะรับแรงกดไม่เท่ากัน แรงของน้ำหนักตัวพร้อมทั้งแรงโน้มถ่วงของโลกสู่พื้นดินนั้นจะอยู่ส่วนกลางของกระดูกข้อเท้า (ดังรูปที่ 2.16)



รูปที่ 2.16 เวกเตอร์ GRF ในระหว่างการยืนนิ่ง  
(ที่มา: Biomechanics of Standing Balance, 2018)

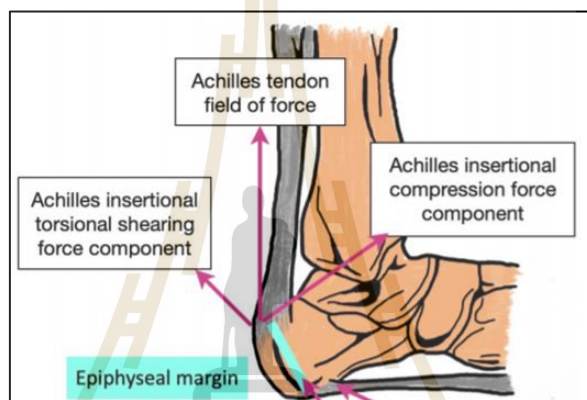
แรงของน้ำหนักตัวพร้อมทั้งแรงโน้มถ่วงของโลกสู่พื้นดินนั้นจะกระทำตัวอยู่ในสองส่วนหลัก ๆ ได้แก่ บริเวณกระดูกสันเท้า และ บริเวณข้อต่อเมตาทาร์โซฟาแลงเจียล (ดังรูปที่ 2.17)



รูปที่ 2.17 แผนภาพของเท้าที่แสดงโมเมนต์ของกระดูกเท้าหน้าและเท้าหลังสำหรับแรงปฏิกิริยาพื้น (R)  $R_f$  คือ แรงปฏิกิริยาที่พื้นกับบริเวณข้อต่อเมตาทาร์โซฟาแลงเจียล  $d_f$  คือระยะโมเมนต์ของเท้าส่วนหน้าถึงบริเวณข้อต่อเมตาทาร์โซฟาแลงเจียล  $R_h$  คือ แรงปฏิกิริยาที่พื้นกับบริเวณกระดูกสันเท้า และ  $d_h$  คือระยะโมเมนต์ของเท้าส่วนหลังถึงบริเวณกระดูกสันเท้า

(ที่มา: Biomechanics - UNSW Handbook, 2021, p. 384)

ระยะทาง  $df$  และ  $dh$  มีอัตราส่วนโดยประมาณ 2 : 3 ดังนั้น  $Rf$  และ  $Rh$  จึงมีค่าประมาณ 60% และ 40% ของน้ำหนักตัวตามลำดับ ในขณะที่การเคลื่อนไหวในลักษณะยืนนิ่งนี้ กระดูกข้อเท้าซ้ายและขวาแต่ละข้างจะรองรับน้ำหนักของร่างกาย หรือกล่าวได้ว่ากระดูกข้อเท้าแต่ละข้างนั้นรับน้ำหนักครึ่งหนึ่งของน้ำหนักตัวทั้งหมด จากรูปที่ 2.17 พบว่าโมเมนต์รอบข้อต่อของกระดูกข้อเท้าที่เกิดจากแรงโน้มถ่วงนั้นจะถูกชดเชยโดยแรงต้านทานของเอ็นร้อยหวายอีกด้วย (ดังรูปที่ 2.18) เนื่องจากเอ็นร้อยหวาย เป็นส่วนรองรับแรงดึงที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของรยางค์ล่าง และเป็นส่วนที่เชื่อมต่อก้ามเนื้อน่องเพื่อรักษาสมดุลขณะยืนนั่นเอง

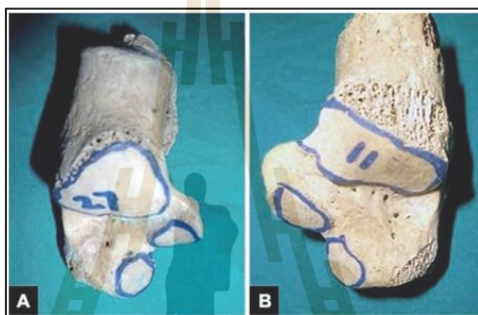


รูปที่ 2.18 ระบบ Achilles-calcaneal แรงจุดที่เกิดขึ้นบริเวณ tuberosity ของ calcaneal โดยเอ็นร้อยหวาย

(ที่มา: Simon Christopher McSweeney BHLthSci (Pod) MSc (Pod Med), 2019, p.23)

เอ็นร้อยหวาย มีพยาธิสภาพที่ผลิตจากคอลลาเจน ชนิดที่ 1 ก่อตัวขึ้นร้อยละ 90 ซึ่งจากการวัดแรงโดยตรงเผยให้เห็นโพลดในเอ็นร้อยหวายสูงถึง 9 KN ระหว่างการวิ่ง ซึ่งมากถึง 12.5 เท่าของน้ำหนักตัว และระหว่างการยืนนิ่งนั้น มีแรงปฏิกิริยามากถึง ร้อยละ 50 ของน้ำหนักตัวต่อข้าง และแรงปฏิกิริยาของเอ็นร้อยหวายนั้นขึ้นอยู่กับความยาวและความกว้างของตัวมันเองอีกด้วย ซึ่งความยาวเฉลี่ยของ เอ็นร้อยหวาย คือ 15 ซม. และอยู่ในช่วง 11-26 ซม. ความกว้างเฉลี่ยของ เอ็นร้อยหวาย คือ 6.8 ซม. อยู่ในช่วง 4.5-8.6 ซม.

พฤติกรรมการรักษาสมดุลงานยืนนิ่งนั้นจะขาดไม่ได้ นั่นคือ พื้นผิวข้อต่อที่รับแรงน้ำหนักของร่างกายทั้งหมด ได้แก่ พื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนหน้า พื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนกลาง พื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนหลัง และ พื้นผิวข้อต่อสำหรับกระดูกคิวยอด (ดังรูปที่ 2.19) ซึ่งพื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนหน้า พื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนกลาง พื้นผิวข้อต่อทาลาร์ส่วนหลังนี้ได้รับน้ำหนักตามแนวแกน และบริเวณพื้นผิวข้อต่อที่รองรับน้ำหนักตัว (เรียกรวมว่า subtalar joint) ของประชากรชาวไทยส่วนใหญ่ที่พบมีลักษณะที่มีสามด้านปรากฏอยู่บนพื้นผิวที่ด้านบนของกระดูกสันเท้า ซึ่งด้านหน้าและตรงกลางแยกออกจากกันอย่างสมบูรณ์ (ดังรูปที่ 2.20)

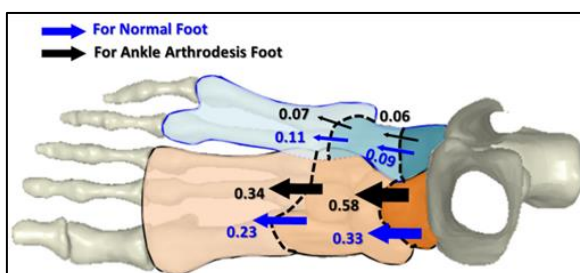


รูปที่ 2.19 ภาพแสดงให้เห็นถึงลักษณะพื้นผิวด้านบนของกระดูกสันเท้า

A) กระดูกสันเท้าข้างขวา และ B) กระดูกสันเท้าข้างซ้าย

(ที่มา: Ukoha Ukoha Ukoha , et al., 2017)

พื้นผิวข้อต่อสำหรับกระดูกคิวยอด เป็นส่วนที่ติดระหว่างกระดูกสันเท้ากับกระดูกคิวยอด ซึ่งมีแรงปฏิกิริยาที่มีกระทบต่อกระดูกสันเท้าถึง 0.09 ของน้ำหนักตัวที่กระทำ (ดังรูปที่ 2.20)



รูปที่ 2.20 ภาพแสดงการกระจายถ่ายเทโวลตรหว่างกระดูกคิวยอดกับกระดูกสันเท้า

(ที่มา: Yan Wang, et al., 2015)

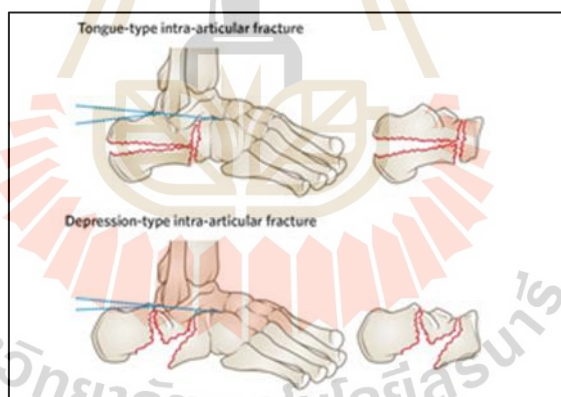
### 2.3 การจำแนกประเภทสำหรับกระดูกสันเท้าแตกหัก

กระดูกแตกหักคือสภาวะที่กระดูกนั้นได้รับแรงกระแทกมากเกินไป ส่งผลให้กระดูกไม่สามารถรองรับน้ำหนักจากแรงดังกล่าวได้ ซึ่งจะส่งผลต่อโครงสร้างกระดูกที่รองรับร่างกายในการเคลื่อนไหว และกระดูกในส่วนที่ต้องปกป้องอวัยวะภายในของร่างกายนั้นน้อยลง หากร่างกายได้รับแรงกระแทกอย่างรุนแรง จะส่งผลให้กระดูกแตกหรือหักได้ โดยทั่วไปศัลยแพทย์วินิจฉัยกระดูกแตกหัก โดยตรวจบริเวณที่ได้รับบาดเจ็บและเอกซเรย์กระดูกของผู้ป่วย ทั้งนี้ ผู้ป่วยบางรายที่ไม่พบความผิดปกติหลังเอกซเรย์แต่เกิดความเสี่ยงที่จะเกิดกระดูกแตกหักได้ ควรใส่เฝือกอ่อนตามกระดูกไว้ประมาณ 10-14 วัน แล้วเข้ารับการเอกซเรย์อีกครั้ง เพื่อตรวจเช็คว่ามีกระดูกหักจริงหรือไม่ หากผู้ป่วยเกิดกระดูกหัก จะปรากฏรอยแตกหักชัดเจน ซึ่งการวินิจฉัยกระดูกแตกหักมีหลายวิธี เช่น การเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หรือซีทีสแกน (CT scan) หรือตรวจด้วยเครื่องสร้างภาพด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าหรือเอ็มอาร์ไอ (MRI) หรือสแกนกระดูก ซึ่งอีกวิธีที่ได้รับความนิยมเนื่องจาก ง่ายต่อการประเมิน ราคาถูก และ เครื่องมีทุกโรงพยาบาล นั่นคือ ภาพถ่ายรังสีอาจจะต้องวิเคราะห์หลายๆ ท่า เช่น ท่าตรงของกระดูกเท้า (AP) เพื่อวิเคราะห์ดูว่ากระดูกที่มีการแตกหักนั้นขยายไปยังข้อต่อของกระดูก calcaneocuboid หรือไม่, ท่าด้านข้างของกระดูกสันเท้า เพื่อดูการทรุดลงของ posterior facet อาจเห็นเป็นลักษณะเงาซ้อนกันของผิวข้อของ double density sign ซึ่งลักษณะการแตกหักนั้นการวินิจฉัยและการประเมินวิธีการรักษาจะขึ้นกับระดับความเสียหายของกระดูกที่แตกหัก ระดับความเสียหายนั้นสามารถแบ่งได้ 2 ระดับ ได้แก่ กระดูกแตกหักเข้าในข้อ (intra-articular fracture) และกระดูกแตกหักนอกข้อ (extra-articular fracture) โดยกระดูกแตกหักเข้าข้อเป็นรอยแตกหักของกระดูกสันเท้าที่มีผลเนื่องมาจากแรงตามแนวแกน (แรงเฉือนและแรงบีบอัด) ซึ่งทำให้เกิดรอยแตกเป็น 2 ส่วน แบ่งเป็น กระดูกชิ้นส่วนด้านหน้า และกระดูกชิ้นส่วนด้านหลัง จากสถิติพบว่าผู้ป่วยมากถึง 70-75 % ที่เกิดการแตกหักนี้ โดยตำแหน่งของการแตกหักนี้ ขึ้นกับลักษณะตำแหน่งของข้อเท้าเมื่อรับแรงตามแนวแกน ถ้าข้อเท้าขณะรับแรงอยู่ในตำแหน่ง varus ลักษณะเส้นการแตกจะขยายไปยังกระดูกส่วนหน้า แต่หาก ข้อเท้าขณะรับแรงอยู่ในตำแหน่ง valgus เส้นการแตกหักนั้นจะขยายไปยังกระดูกส่วนหลัง (ดังรูปที่ 2.21)

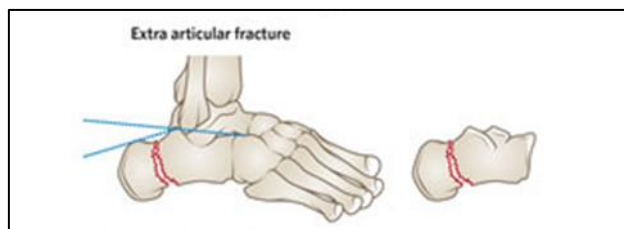


รูปที่ 2.21 ข้อมูลทางการแพทย์เกี่ยวกับเท้า varus และ valgus  
(ที่มา: <https://www.pixtastock.com/illustration/40696099>)

หากรอยแตกหักนี้เกิดจากแรงกดที่มากขึ้น จะทำให้เกิดรอยแตกที่ขยายออกไปด้านหลัง หรือส่วนของ กระดูก tuberosity ทำให้เกิดเส้นการแตกหักกรอง เช่น ลักษณะการแตกหักแบบ Joint depression และ Tongue type (ดังรูปที่ 2.22) เป็นต้นและกระดูกแตกหักนอกข้อ คิดเป็น 25-30 % (ดังรูปที่ 2.23)

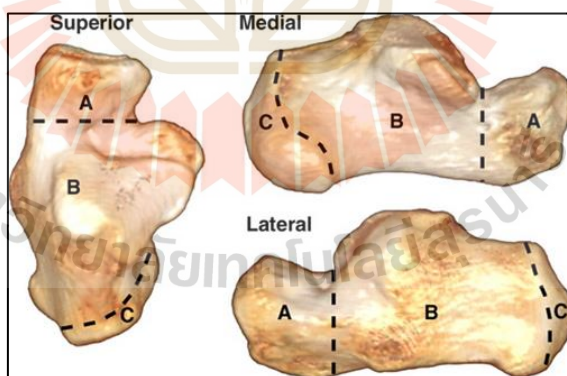


รูปที่ 2.22 ภาพแสดงตัวอย่างของรอยแตกหักแบบ Intra-articular  
(ที่มา:[https://www.rch.org.au/clinicalguide/guideline\\_index/fractures/Calcaneus\\_Fractures\\_-\\_Emergency\\_Department/](https://www.rch.org.au/clinicalguide/guideline_index/fractures/Calcaneus_Fractures_-_Emergency_Department/))



รูปที่ 2.23 ภาพแสดงลักษณะรอยแตกหักแบบ Extra-articular Fractures  
(ที่มา: [https://www.rch.org.au/clinicalguide/guideline\\_index/fractures/Calcaneus\\_Fractures\\_-\\_Emergency\\_Department/](https://www.rch.org.au/clinicalguide/guideline_index/fractures/Calcaneus_Fractures_-_Emergency_Department/))

ซึ่งการแตกหักส่วนใหญ่จะเกิดขึ้นจากโรคกระดูกพรุน และภาวะของ Nonunion ซึ่งเป็นโครงสร้างของส่วนกระดูกที่ไม่ต่อเนื่องกันเป็นส่วนที่ทางการแพทย์ต้องระมัดระวังอย่างมาก ซึ่งการแตกหักประเภทนี้ จะเกิดขึ้น 3 บริเวณหลักๆ ได้แก่ กระดูกสันเท้าส่วนหน้า กระดูกสันเท้าส่วนกลาง และกระดูกสันเท้าส่วนหลัง (ดังรูปที่ 2.24) การแตกหักประเภทนี้ ซับซ้อนมากต่อการพิจารณาการแตกหักประเภทนี้ มีสาเหตุหลักๆ มาจาก การบวมของเนื้อเยื่ออ่อน และ การบาดเจ็บที่โครงสร้างของกระดูก เป็นต้น



รูปที่ 2.24 มุมมองด้านบน ตรงกลาง และด้านข้างของกระดูกสันเท้าที่แสดงขีดจำกัดทางกายวิภาคของลักษณะการแตกหักของกระดูกสันเท้า 3 ส่วน

(ที่มา: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.311105036>)



ปัจจุบันการแตกหักของกระดูกสันเท้าที่นิยมมากที่สุดในการจำแนกประเภท 2 ประเภท ได้แก่ การจำแนกประเภท Essex-Lopresti และการจำแนกประเภทเซนเดอร์

### 2.3.1 การจำแนกประเภท Essex-Lopresti

การจำแนกประเภท Essex-Lopresti: ขึ้นอยู่กับเส้นแตกหักโดยใช้ภาพรังสีด้านข้าง (radiographical images) ซึ่งการแตกหักประเภทนี้สามารถแบ่งออกได้ 2 ชนิด ได้แก่ Joint depression type และ Tongue type

#### 2.3.1.1 Joint depression type

เป็นรอยแตกที่แบ่งกระดูกออกเป็น 3 ส่วน ซึ่งจะมีรอยแตก 2 เส้นหลัก ได้แก่ Primary fracture line และ secondary fracture line โดยเริ่มจากรอยแตกหักของ Primary fracture line แนวการหักนี้แตกผ่าน Gissane angle ลงสู่ขอบล่างของกระดูกสันเท้า ซึ่งรอยแตกหักแบ่งกระดูกที่หักออกเป็น 2 ส่วน คือ กระดูกสันเท้าส่วนหน้า (anteromedial) และกระดูกสันเท้าส่วนหลัง (posterolateral fragment) เมื่อแบ่งเป็น 2 ส่วนแล้วกระดูกสันเท้าส่วนหลัง จะมีแนวการแตกเพิ่มเป็น secondary fracture line ซึ่งจะวิ่งไปผ่านทางด้านหลังต่อ posterior facet (ดังรูปที่ 2.26-A) ซึ่งประเภทการแตกหักนี้ จะเริ่มจากข้อต่อและขยายออกไปผ่านเส้นมุม Gissane (ดังรูปที่ 2.25) เพื่อแยกกระดูกสันเท้าส่วนหน้าและส่วนหลังแยกออกจากกัน



รูปที่ 2-25 ภาพแสดงมุม Gissane ของกระดูกสันเท้า

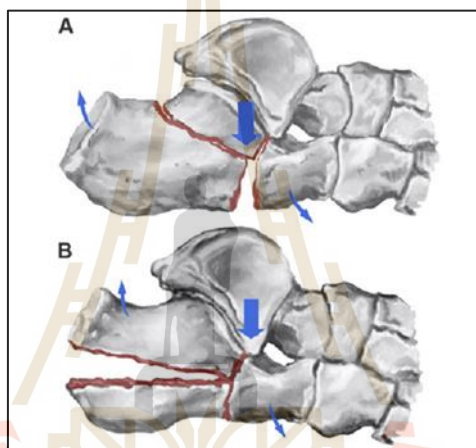
(ที่มา: <https://radiopaedia.org/cases/gissane-angle?lang=us>)

มุม Gissane หรือเรียกว่า "มุมวิกฤต" เป็นการวัดเชิงมุมจากด้านข้างของเท้าโดยตรง มันเกิดขึ้นจากความลาดเอียงที่ขึ้นและลงของพื้นผิวของกระดูกสันเท้าที่บริเวณด้านบน ซึ่งจะมองเห็นได้ดีกว่าบนแผ่นฟิล์มเรียบ โดยช่วงค่าปกติมักจะอยู่ระหว่าง  $105^{\circ}$  ถึง  $145^{\circ}$  และมีหลักฐานงานวิจัยบางส่วนมี

การคาดการณ์ว่า ถ้ามุม Gissane ที่ผิดปกติเกี่ยวข้องกับอาการแตกหักของส้นเท้า นั้น เริ่มตั้งแต่ 130 - 145 ° เป็นต้น

### 2.3.1.2 Tongue type

แนวทางการแตกรูปแบบนี้ จะคล้ายกับ Joint depression type ที่รอยแตกหักของ Primary fracture line แต่ต่างจาก Joint depression type ที่ secondary fracture line ซึ่งจะขยายผ่านใต้ posterior facet ไปออกทางด้านหลังผ่านขึ้น tuberosity (ดังรูปที่ 2.26-B)



รูปที่ 2.26 ภาพมุมมองด้านข้างของเท้าขวาแสดงภาพ Essex-Lopresti

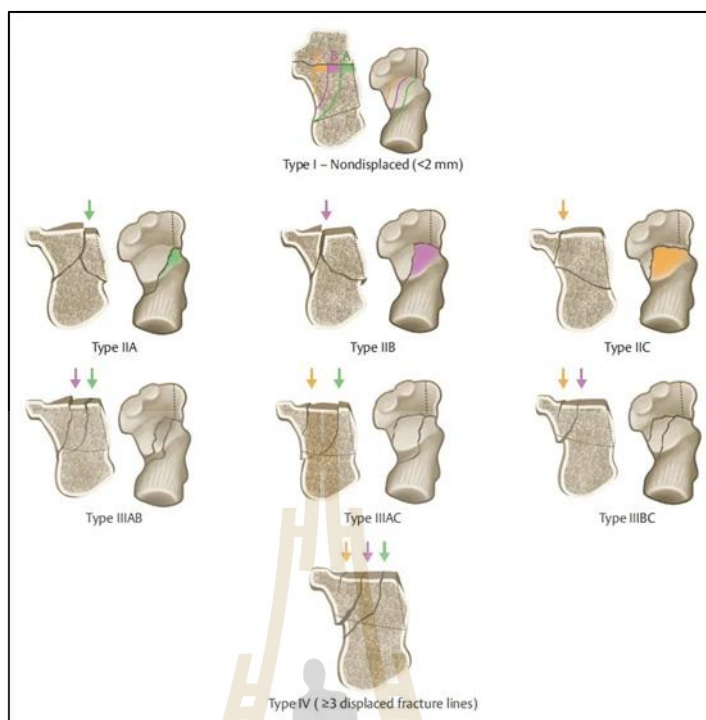
(A) รูปแบบ Joint depression และ (B) รูปแบบ Tongue type

(ที่มา: Paul R. Allegra, MD, et al., 2020)

อย่างไรก็ตามการจำแนกประเภท Essex-Lopresti ยังคงมีข้อจำกัด ซึ่งไม่สามารถสะท้อนถึงความสัมพันธ์ระหว่างข้อต่อ subtalar และผนังอยู่ตรงกลางของกระดูกส้นเท้าได้

### 2.3.2 การจำแนกประเภท Sander's

การจำแนกประเภทแซนเดอร์เป็นการจำแนกประเภทที่ใช้ภาพ CT ที่ซึ่งแสดงลักษณะจากด้านหลัง ระบบการจำแนกประเภทแซนเดอร์มีประโยชน์ไม่เพียงแต่ในการวางแผนการรักษาแต่ยังช่วยในการระบุการพยากรณ์โรคอีกด้วยด้วยการแตกหักมี 4 ประเภทตามจำนวนและตำแหน่งของชิ้นส่วนข้อต่อ ได้แก่ Type I, Type II, Type III และ Type IV (ดังรูปที่ 2.27)



รูปที่ 2.27 การจำแนกประเภท Sanders CT

(ที่มา: <https://musculoskeletalkey.com/45-calcaneus-fractures/>)

อย่างไรก็ตามการจำแนกประเภท Sander's ยังคงมีข้อจำกัด ซึ่งไม่สามารถอธิบายการเปลี่ยนแปลงทางพยาธิวิทยาของการแตกหักของกระดูกสันเท้าได้

## 2.4 การรักษากระดูกสันเท้าแตกหัก

สภาวะกระดูกสันเท้าแตกหักจะทำให้เกิดการลงน้ำหนักตัวไปที่กระดูกเท้าได้ไม่เต็มที่ ซึ่งการรักษานั้น โดยทั่วไปศัลยแพทย์จะพิจารณาปัจจัยหลายประการในการวางแผนก่อนการรักษา เช่น สาเหตุของการบาดเจ็บ สุขภาพโดยรวม ความรุนแรงของการบาดเจ็บ และขอบเขตของความเสียหายของเนื้อเยื่ออ่อน เนื่องจากกระดูกสันเท้าแตกหักส่วนใหญ่ทำให้กระดูกนั้นมิกว้างและสั้นลง เป้าหมายของการรักษาคือการฟื้นฟูกายวิภาคของกระดูกสันเท้าได้ตามปกติ โดยทั่วไปแล้วผู้ป่วยที่มีลักษณะทางกายวิภาคของสันเท้าปกติจะได้ผลดีกว่า ในกรณีส่วนใหญ่ การสร้างกายวิภาคของกระดูกสันเท้าปกตินั้นเกี่ยวข้องกับการผ่าตัด ศัลยแพทย์จะวางแผนเกี่ยวกับตัวเลือกการรักษาต่าง ๆ ซึ่งวิธีการรักษากระดูกสันเท้าแตกหักมีหลัก ๆ อยู่ 2 วิธี ได้แก่

### 2.4.1 การรักษาแบบไม่ผ่าตัด

การรักษาโดยไม่ผ่าตัดนั้นทำได้หากชิ้นส่วนของกระดูกสันเท้าที่แตกหักนั้นไม่ได้ถูกเคลื่อนย้ายโดยแรงของการบาดเจ็บมาก หรือไม่แตกหักจนห่างกันมาก โดยอาศัยการยึดด้วยเฝือกหรือเหล็กดัด เป็นต้น (ดังรูปที่ 2.28) เพื่อยึดกระดูกสันเท้าไว้ที่เท่าในตำแหน่งที่เหมาะสม ในขณะที่รักษาต้องสวมเฝือกเป็นเวลา 6 ถึง 8 สัปดาห์ หรืออาจนานกว่านั้น ณ ช่วงเวลานี้ ผู้ป่วยจะไม่สามารถวางน้ำหนักบนเท้าได้จนกว่ากระดูกจะหายสนิท



รูปที่ 2.28 การรักษาโดยไม่ผ่าตัดโดยการยึดด้วยเฝือก  
(ที่มา: <https://supachokclinic.com/ankle-fracture/>)

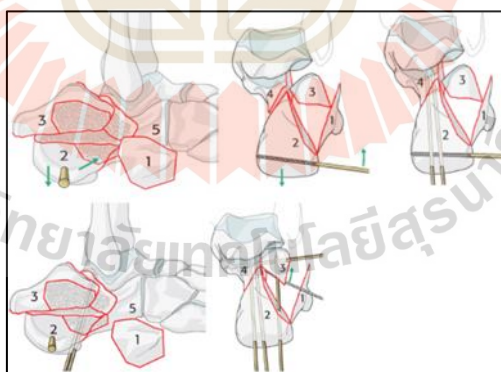
### 2.4.2 การรักษาแบบผ่าตัด

การผ่าตัดรักษานั้นหากกระดูกเคลื่อนออกจากตำแหน่งมากจนผิดรูปหรือเสียหายรุนแรง ศัลยแพทย์อาจแนะนำให้ทำการผ่าตัด ซึ่งการผ่าตัดเพื่อซ่อมแซมกระดูกสามารถฟื้นฟुरुปร่างปกติของกระดูกได้ แต่บางครั้งอาจเกี่ยวข้องกับภาวะแทรกซ้อน เช่น ปัญหาการสมานแผล การติดเชื้อ และความเสียหายของเส้นประสาท อย่างไรก็ตาม การรักษากระดูกหักบางส่วนโดยไม่ผ่าตัด อาจนำไปสู่ภาวะแทรกซ้อนในระยะยาวได้ เช่น อาการปวด ข้ออักเสบ และเดินกะเผลก ศัลยแพทย์จะตรวจสอบรายละเอียดของอาการบาดเจ็บและพูดคุยเกี่ยวกับความเสี่ยงและประโยชน์ของการรักษาแบบผ่าตัดและไม่ผ่าตัด ระยะเวลาในการผ่าตัด หากผิวหนังบริเวณกระดูกหักยังไม่แตก ศัลยแพทย์อาจแนะนำให้รอจนกว่าอาการบวมจะหายไปก่อนทำการผ่าตัด การยกขาขึ้นและทำให้ไม่สามารถขยับได้เป็นเวลาหลายวันจะช่วยลดอาการบวมได้ นอกจากนี้ยังจะเปิดโอกาสให้ผิวที่ยึดเยื่อพื้นตัว

การรอก่อนการผ่าตัดอาจช่วยให้การฟื้นตัวโดยรวมดีขึ้นจากการผ่าตัดและลดความเสี่ยงในการติดเชื้อ ซึ่งการรักษาแบบผ่าตัดมีอยู่ 2 วิธี ได้แก่

#### 2.4.2.1 Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation

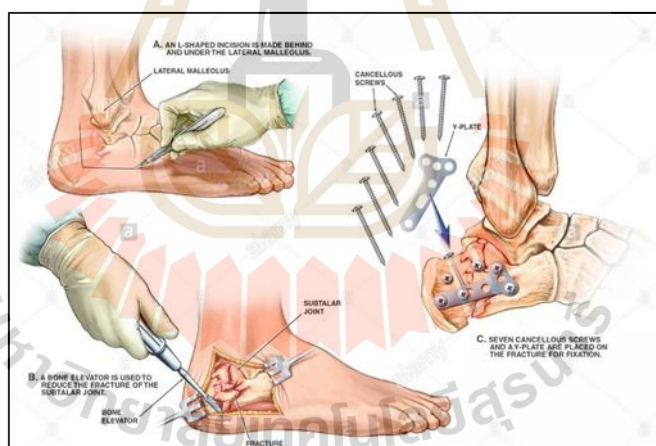
การรักษาผ่าตัดแบบ Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation นั้นสกรู หรือ Kirschner wire (K-wire) ถูกสอดเข้าทางผิวหนังผ่านทางด้านข้างของเอ็นร้อยหวายที่ขอบด้านหลังส่วนบนของกระดูกสันเท้า (ดังรูปที่ 2.29) จากนั้นสกรู หรือ K-wire ถูกเจาะเข้าไปในตำแหน่งที่ต่ำกว่าจุดส่วนปลายของส่วนหลังของข้อต่อ subtalar เล็กน้อย ซึ่งกระทำด้วยมุม  $15^{\circ}$ – $20^{\circ}$  ปลายของ สกรู หรือ K-wire หยุดอยู่ที่ตำแหน่งด้านล่างของส่วนหลังของข้อต่อ subtalar ประมาณ 1 ซม. แต่อยู่ด้านนอกของข้อต่อ สัมผัสกับบล็อกรองกระดูกส่วนด้านหลังของกระดูกสันเท้า จากนั้น กระดูกสันเท้า และ กระดูกข้อเท้าส่วนกลาง กิ่งอไปทางด้านข้างของฝ่าเท้า ด้วยความการพยุ่งของ สกรู หรือ K-wire ในขั้นตอนสุดท้าย ด้านหลังของข้อต่อได้กระดูกทาลาร์ ถูกย้ายเข้าไปใกล้ sustentaculum tali โดยการปรับ valgus ของเท้าหลัง โดยการรักษาผ่าตัดแบบ Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation เป็นการเปิดแผลที่น้อยมาก จึงส่งผลทำให้ภาวะแทรกซ้อน การติดเชื้อ และการอักเสบ น้อยลงจึงปลอดภัยอย่างมากต่อผู้ป่วย และการสมานแผลนั้นจะทำได้รวดเร็วกว่าการรักษาโดยการผ่าตัดด้วยวิธีอื่น



รูปที่ 2.29 การรักษาผ่าตัดแบบ Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation (ที่มา: Zheng G, et al., 2020)

### 2.4.2.2 Open Reduction with Internal Fixation

การเปิดแผลและการยึดตรึงภายใน (ORIF) คือการผ่าตัดเพื่อแก้ไขกระดูกสันเท้าที่แตกหัก ซึ่งจะทำเมื่อกระดูกที่แตกหักนั้นมีขนาดใหญ่ หรือเมื่อกระดูกแตกหักเป็นหลายชิ้น นอกจากนี้ยังอาจทำได้หากเส้นประสาท เส้นเอ็น และหลอดเลือดเสียหายด้วย เนื่องจากการเปิดแผลและการยึดตรึงภายใน (ORIF) มีรอยบากคล้ายรูปตัว L ในตำแหน่งด้านข้าง แผล ซึ่งมีต้นกำเนิดในแนวตั้งฉากจาก 5 เซนติเมตร เหนือ Malleolus และในแนวราบโดยประมาณ 5 เซนติเมตร (ดังรูปที่ 2.30) ซึ่ง ORIF ของการแตกหักของกระดูกสันเท้าจะใช้สกรู และแผ่นตามกระดูกพิเศษเพื่อประกอบกระดูกที่หักกลับเข้าด้วยกัน เครื่องมือเหล่านี้ใช้ยึดกระดูกไว้กับที่ขณะรักษา ศัลยแพทย์อาจวางกระดูกใหม่เข้าไปในช่องว่างระหว่างกระดูกที่แตกหักหรือรอบ ๆ กระดูกที่แตกหัก อาจใช้เฝือกหรือเฝือกหลังการผ่าตัดเพื่อป้องกันและจำกัดการเคลื่อนไหวของเท้าที่ได้รับผลกระทบ ซึ่งอาจถูกขอให้จำกัดกิจกรรมจนกว่าเท้าจะหายดี วิธีแบบ ORIF การแตกหักของกระดูกสันเท้าอาจได้รับการรักษาและกิจกรรมตามปกติและการเล่นกีฬาจะกลับมาโดยเร็วที่สุด

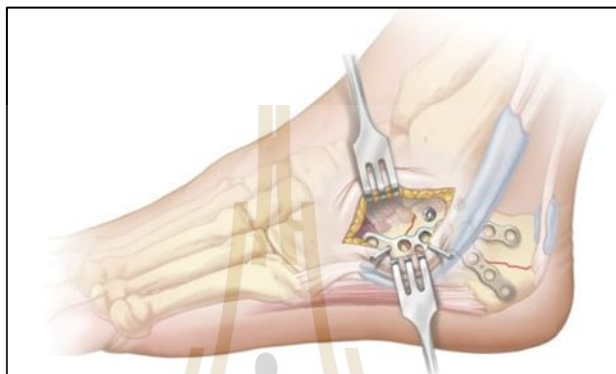


รูปที่ 2.30 การรักษาผ่าตัดแบบ Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation (ที่มา: Zheng G, et al., 2020)

### 2.4.2.3 Sinus Tarsi fixation

การรักษาผ่าตัดแบบ Sinus Tarsi ทำการกรีดตามแนวยาวจากปลาย malleolus ด้านข้างถึงโคนกระดูกฝ่าเท้าที่สี่ และมีความยาวประมาณ 3-5 ซม. (ดังรูปที่ 2.33) รอยบากนี้ทำให้มองเห็น posterior facet, anterior process และ ข้อต่อ calcaneocuboid

ซึ่งสามารถสอด สกรูและแผ่นตามกระดูกได้ คล้ายกับ การรักษาผ่าตัดแบบ Percutaneous Screw Fixation แต่มีแผลผ่าตัดที่เล็กกว่า ส่งผลให้เส้นประสาท เส้นเอ็น และหลอดเลือดเสียหายน้อยกว่า ซึ่งนิยมใช้ในศัลยแพทย์โดยทั่วไป และผู้ป่วยสามารถหายได้เร็วขึ้น ใกล้เคียงกับการรักษาผ่าตัดแบบ Percutaneous Screw Fixation เนื่องจากการสมานแผลนั้นจะทำได้รวดเร็วกว่าวิธีผ่าตัดแบบเปิด



รูปที่ 2.31 การรักษาผ่าตัดแบบ Sinus Tarsi fixation

(ที่มา: <https://trimedortho.com/sinus-tarsi-gonzalez/#content>)

## 2.5 อุปกรณ์ฝังใน

อุปกรณ์ฝังใน (implant) คือวัสดุหรืออุปกรณ์ที่ใช้สำหรับรักษาหรือทดแทนส่วนที่แตกหักหรือส่วนที่สึกหรอ เพื่อให้ร่างกายส่วนนั้นทำหน้าที่ได้ตามปกติ ซึ่งอาจจะฝังแบบถาวรหรือชั่วคราวก็ได้

### 2.5.1 ประเภทของวัสดุฝังใน

วัสดุฝังในในการใช้งานทางออร์โธปิดิกส์ สามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท ได้แก่

#### 2.5.1.1 วัสดุเทียม

เป็นวัสดุที่นำไปใช้ทดแทนในส่วนที่มีการเสื่อมสภาพ และไม่สามารถทำงานได้อย่างปกติ เช่น ข้อต่อเทียม หมอนรองกระดูกเทียม ฟันเทียม เป็นต้น

#### 2.5.1.2 อุปกรณ์ยึดตรึง

เป็นอุปกรณ์ที่สร้างความมั่นคงของกระดูกเมื่อมีการแตกหัก เป็นต้น เพื่อให้กระบวนการรักษากระดูกได้ประสิทธิภาพสูงสุด เช่น เส้นลวด (wire) แผ่นตามกระดูก (plate)

สกรู (screw) เป็นต้น ซึ่งจากการแตกหักของกระดูกสันเท้านั้นส่วนใหญ่ได้รับความนิยมนของอุปกรณ์ยึดตรึงส่วนใหญ่

## 2.5.2 อุปกรณ์ยึดตรึง

อุปกรณ์ยึดตรึง เป็นอุปกรณ์ที่สร้างความมั่นคงของกระดูกเมื่อมีการแตกหัก ซึ่งส่วนใหญ่ต้องมีคุณสมบัติดังนี้ ไม่ก่อให้เกิดปฏิกิริยาตอบสนองต่อเนื้อเยื่อรอบข้าง ไม่เป็นพิษต่อเนื้อเยื่อและร่างกาย มีคุณสมบัติเชิงกลที่เหมาะสม และทนต่อการกัดกร่อน เป็นต้น อุปกรณ์เหล่านี้ ทำขึ้นหลากหลายคุณสมบัติวัสดุ เช่น สแตนเลส สแตนเลสเหล็กกล้าไร้สนิม และ ไททาเนียม เป็นต้น อุปกรณ์ยึดตรึงส่วนใหญ่ในการรักษากระดูกสันเท้าแตกหักของศัลยแพทย์ส่วนใหญ่ ได้แก่ แผ่นตามกระดูกแบบล็อก (Locking plate) และ สกรู (screw) มีรายละเอียดดังนี้

### 2.5.2.1 แผ่นตามกระดูกแบบล็อก (Locking plate)

เป็นวัสดุอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้สำหรับยึดตรึงกระดูกสันเท้า เป็นวัสดุที่ทำมาจากโลหะชนิดไททาเนียม ที่สามารถใช้กับร่างกายมนุษย์ได้ และยังสามารถ อบอุ่น เชื้อต่าง ๆ โดยผ่านความร้อนได้โดยปราศจากการเสื่อมสภาพ มีรูล๊อคกับสกรูมีเกลียวที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางขนาด 3.5 มิลลิเมตร ที่มี 5 รู 6 รู และ 7 รู และเป็นวัสดุที่สามารถปรับตำแหน่งการใส่สกรูทั้งด้านหน้าและด้านหลังได้ ซึ่งแผ่นตามกระดูกแบบล็อกทางออโรโธปิดิกส์ มี 2 ชนิดหลัก ๆ ได้แก่

#### 1) แผ่นตามกระดูกแบบล็อกแบบทั่วไป

เป็นแผ่นตามกระดูกที่มีลักษณะเป็นแผ่น ซึ่งจะแตกต่างกับแผ่นตามกระดูกตามกายวิภาค เพื่อรักษาความแข็งแรงและความมั่นคงของกระดูกได้เป็นอย่างดี แต่ลักษณะตรงแบบนี้จะทำให้ระยะห่างระหว่างของแผ่นตามกระดูกและกระดูกนั้นห่างกันซึ่งอาจจะส่งผลต่อการติดเชื่อของเนื้อเยื่อเป็นต้น (ดังรูปที่ 2.32)



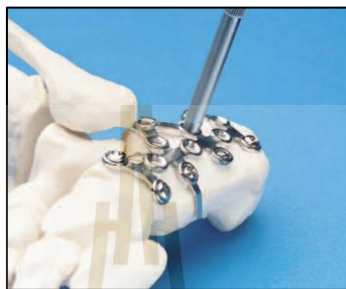
รูปที่ 2.32 แผ่นตามกระดูกแบบล็อกแบบทั่วไป

(ที่มา: The Locking Calcaneal Plate Technique Guide DePuy Synthes, 2014)



## 2) แผ่นตามกระดูกแบบล็อกตามกายวิภาคของกระดูกสันเท้า

เป็นแผ่นตามกระดูกที่มีลักษณะโค้งงอตามลักษณะของกระดูกสันเท้า ซึ่งจะทำให้การยึดตรึงใกล้ชิดกับกระดูกได้มากขึ้นกว่าแผ่นตามกระดูกแบบทั่วไป ซึ่งส่งผลต่อการติดเชื่อมระหว่างเนื้อเยื่อกับแผ่นตามกระดูกลดลงเป็นต้น (ดังรูปที่ 2.33)



รูปที่ 2.33 แผ่นตามกระดูกแบบล็อกตามกายวิภาคของกระดูก

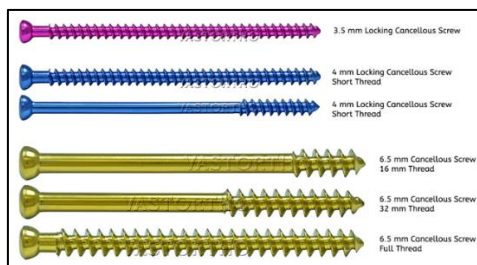
(ที่มา: The Locking Calcaneal Plate Technique Guide DePuy Synthes, 2014)

### 2.5.2.2 สกรู (screw)

เป็นวัสดุอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้สำหรับยึดตรึงกระดูกร่วมกับแผ่นตามกระดูก (plate) เป็นเครื่องมือที่เปลี่ยนจากแรงบิดเป็นแรงอัด ซึ่งสกรูทางออร์โธปิดิกส์ มี 7 ชนิด ได้แก่

#### 1) cancellous screw

เป็นสกรูที่มีลักษณะเกลียวค่อนข้างใหญ่ เพื่อให้เข้าไปในกระดูกได้เป็นอย่างดี และช่องว่างระหว่างเกลียวนั้นค่อนข้างกว้างเพื่อลดการแตกร้าวของกระดูกได้ สกรูชนิดนี้จึงเหมาะสำหรับใช้กับ กระดูกพรุน (cancellous bone) ซึ่งสกรูชนิดนี้มีลักษณะเกลียว 2 แบบหลัก ๆ ได้แก่ เกลียวตลอดทั้งความยาว (fully thread) และ เกลียวไม่ตลอดทั้งความยาว (partial thread) (ดังรูปที่ 2.34)



รูปที่ 2.34 cancellous screw 2 แบบ เกลียวตลอดทั้งความยาว และ เกลียวไม่ตลอดทั้งความยาว  
(ที่มา: <https://www.vastortho.com/5mm-locking-cancellous-screw/>)

## 2) cortical screw

เป็นสกรูที่ใช้สำหรับการยึดตรึงกระดูกต้น (cortical bone) เนื่องจากลักษณะเกลียวจะถี่ หรือระยะห่างระหว่างเกลียวน้อยมากและเล็กกว่าเมื่อเทียบกับ cancellous screw สกรูนี้มีลักษณะเกลียวตลอดความยาว สกรูชนิดนี้มีความแข็งแรงมากกว่าถึง 1.5 เมื่อเทียบกับ Pedicular screw (สกรูฝังกระดูกสันหลัง) และลักษณะของการใส่ของสกรูนั้นจะเป็นแบบใส่จากข้างในออกมาข้างนอก บริเวณตำแหน่งกึ่งกลางของแผล (midline) แผลที่ได้จึงค่อนข้างเล็กเพราะใช้แผลเดียวกับที่เจาะเข้าไปเพื่อขยายโพรงประสาทโดยไม่จำเป็นต้องเปิดบาดแผลและเนื้อเยื่อเพิ่ม และ สกรูชนิดนี้ นั้นเหมาะสมสำหรับผู้ป่วยทุกช่วงวัย โดยเฉพาะกลุ่มผู้ป่วยสูงอายุ หรือมีภาวะกระดูกบาง เนื่องจากตำแหน่งที่ใส่สกรูนั้นจะเป็นส่วนของ กระดูก cortical ซึ่งกระดูกนี้ จะมีความแข็งแรงมากเป็นพิเศษ แต่จะถูกยกเว้นในกรณีของผู้ป่วยที่มีกระดูกผิดปกติ (ดังรูปที่ 2.35)



รูปที่ 2.35 cortical screw ขนาดต่าง ๆ

(ที่มา: <https://szjmyl.en.made-in-china.com/product/eyAJHIXlCjct/China-Cortical-Bone-Screw-Cortex-Bone-Screw-Orthopedic-Implant-Medical-Products.html>)

### 3) malleolar screw

เป็นสกรูที่มีลักษณะปลายแหลมเพื่อสามารถใส่สกรูเข้าไปได้เลย ภายหลังจากเจาะรูบริเวณกระดูกโดยไม่ต้องทำเกลียวก่อน ซึ่งสกรูชนิดนี้มีลักษณะเกลียวคล้าย สกรูแบบ cortical (ดังรูปที่ 2.36)



รูปที่ 2.36 ลักษณะของสกรูแบบ malleolar

(ที่มา: <https://sites.google.com/a/jmshealth.com/jindalmedisurge/home/or-thopedic-implants/orthopedic-screw-implants/malleolar-in>)

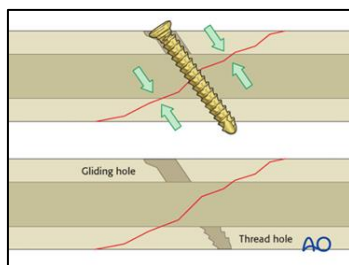
### 4) shaft screw

เป็นสกรูชนิดเดียวกับสกรูแบบ cortical แต่สกรูชนิดนี้นั้นจะมีเกลียวที่ไม่ตลอดทั้งความยาว (ดังรูปที่ 2.37) ซึ่งมีลักษณะเกลียวแบบนี้เพื่ออำนวยความสะดวก lag screw fixation ได้ (ดังรูปที่ 2.38)



รูปที่ 2.37 ลักษณะของสกรูแบบ shaft

(ที่มา: <https://www.aliexpress.com/i/32773923185.html>)



รูปที่ 2.38 ลักษณะวิธีการรักษาโดยใช้เทคนิค lag screw fixation

(ที่มา: <https://surgeryreference.aofoundation.org/cm/trauma/mandible/symphysis-and-parasymphysis-simple/orif-two-lag-screw-fixation>)

### 5) interference screw

สกรูแบบ interference screw หรือ สกรูแบบ PC-Fix เป็นสกรูแทรกแซง ซึ่งสกรูเหล่านี้เป็นสกรูนำร่องให้ชั้นเกลียวอย่างแน่นหนาเพื่อให้ได้สภาพการเริ่มต้นที่ดีสำหรับการใส่สกรูและการยึดด้วยกราฟต์อย่างแน่นหนา การใช้สกรูแทรกแซงประเภทนี้สำหรับการตรึงการปลูกถ่ายเนื้อเยื่ออ่อนอาจนำไปสู่การฉีกขาดของเนื้อเยื่อกราฟต์ในระหว่างการเสียบสกรู โดยเฉพาะอย่างยิ่งหากสร้างแรงบิดในการแทรกสูง ดังนั้น สกรูแทรกสอดแบบเกลียวกลมที่แตกต่างกันจึงได้รับการพัฒนาสำหรับการตรึงการปลูกถ่ายเนื้อเยื่ออ่อน (ดังรูปที่ 2.39)

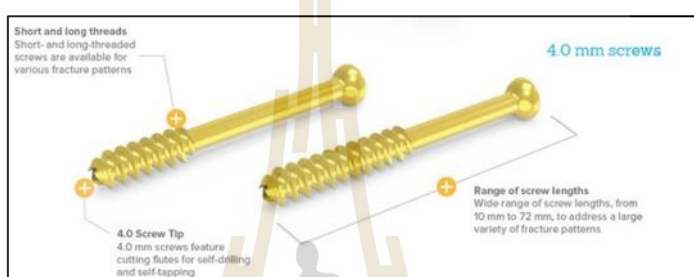


รูปที่ 2.39 ลักษณะของสกรูแบบ interference (A) สกรูแทรกโลหะในช่วงต้นมีลักษณะเกลียวแหลม; (B) สกรูที่ย่อยสลายได้ทางชีวภาพมีลักษณะเกลียวกลม; (C) สกรูแทรกสอด cannulated cannulated (RCI) วัสดุโลหะมีลักษณะเกลียวกลม; (D) สกรูแทรกที่ย่อยสลายได้ทางชีวภาพ MegaFix เกลียวปลายแหลม และ(E) เกลียวมนที่ตัวเครื่อง

(ที่มา: <https://plasticsurgerykey.com/hamstring-tendon-interference-screw-fixation/>)

## 6) cannulated screw

สกรูแบบ cannulated หรือ สกรูแบบ cannulated cancellous เป็น สกรูที่มีลักษณะคล้าย สกรูแบบ cancellous แต่มีรูกลวงตลอดความยาวของสกรู ซึ่งทำหน้าที่จัดกระดูก เพื่อใช้ guide wire ยึดไว้ชั่วคราว หลังจากสอด guide wire แล้วจึงถอดออกมา สกรูชนิดนี้มีเกลียวที่มีขนาดใหญ่ ซึ่งจะเป็นการลดการเจาะรูที่สามารถส่งผลกระทบต่อกระดูกได้ (ดังรูปที่ 2.40)



รูปที่ 2.40 ลักษณะของสกรูแบบ cannulated

(ที่มา: <https://www.acumed.net/products/screw-pin/cannulated-screw-system/>)

## 7) locking screw

เป็นสกรูที่สามารถไขเข้าไปในกระดูกได้เลยโดยไม่จำเป็นต้องอาศัยการเจาะรูก่อน สกรูแบบนี้ หัวสกรูมีเกลียวเพื่อขันรับกับแผ่นตามกระดูกและตัวเกลียวจะขันล็อกกับแผ่นตามกระดูกได้อย่างแน่นหนา เมื่อขันสกรูให้แน่นแล้ว เกลียวบนหัวสกรูจะประกอบเข้ากับเกลียวของแผ่นตามกระดูก ส่งผลให้สกรูเกิดล็อกเข้ากับแผ่นตามกระดูกที่มุมคงที่ 90 องศา โดยไม่ต้องกดเพลทกับกระดูก (ดังรูปที่ 2.41)



รูปที่ 2.41 ลักษณะของสกรูแบบล็อก

(ที่มา: <https://szjmyrl.en.made-in-china.com/product/yCsEQGJyrjhN/China-Torx-Dynamic-Titanium-Locking-Screw-Surgical-Orthopedic-Implant-.html>)

## 2.6 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีการโดยนำหลักการทางคณิตศาสตร์มาประยุกต์ใช้เพื่อการแก้ปัญหาทางวิศวกรรมวิธีหนึ่ง การศึกษาและวิเคราะห์ในเชิงพฤติกรรมของวัสดุ และอื่นๆ โดยอาศัยการแก้ปัญหาระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (partial differential equation) ด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (numerical methods) เพื่อหาผลลัพท์โดยประมาณ (approximate solution) ของปัญหาที่กำหนดผ่านคอมพิวเตอร์ โดยองค์ประกอบพื้นฐานการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่สำคัญ ประกอบด้วย สมการเชิงคณิตศาสตร์หรือวิธีเชิงตัวเลข (numerical methods) แบบจำลองสำหรับวิเคราะห์หรือรูปร่างของปัญหา (geometry) และ เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions) ดังนี้

### 2.6.1 สมการเชิงคณิตศาสตร์หรือวิธีเชิงตัวเลข (numerical methods)

เป็นการนำทฤษฎีทางคณิตศาสตร์สำหรับการสร้างวิธีการในการแก้ปัญหาทางคณิตศาสตร์ และทางวิศวกรรมศาสตร์ได้ โดยมีการพัฒนาการใช้ร่วมกับเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์ เพื่อให้สอดคล้องกับทฤษฎีเชิงวิศวกรรมได้ เช่น กฎการอนุรักษ์มวล, กฎการอนุรักษ์พลังงาน และกฎการอนุรักษ์โมเมนตัม และการชน เป็นต้น

## 2.6.2 แบบจำลองสำหรับวิเคราะห์หรือรูปร่างของปัญหา (geometry)

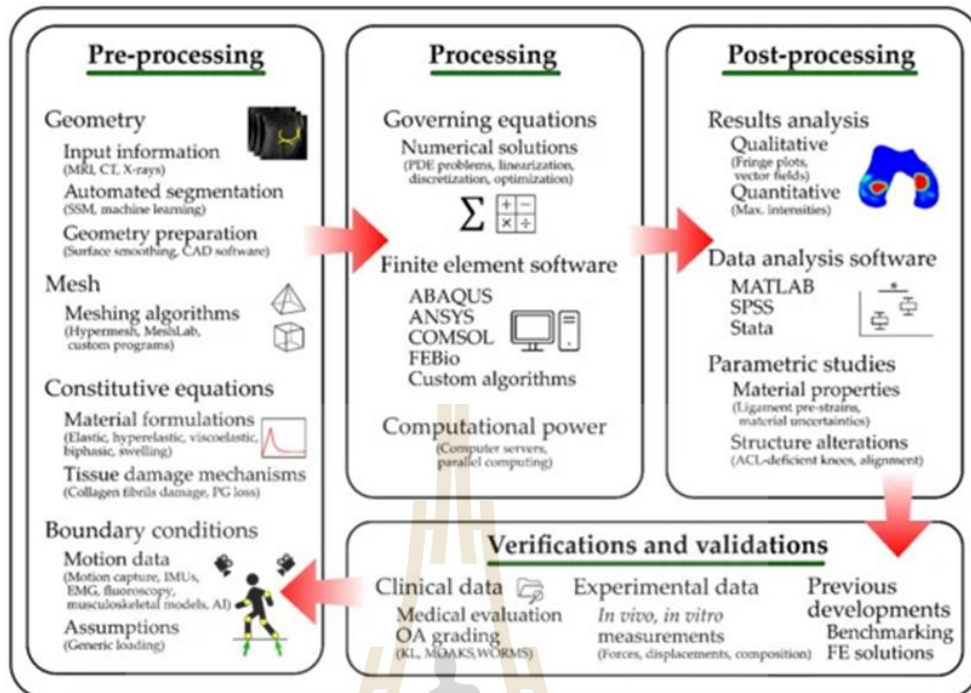
เป็นการสร้างแบบจำลองด้วยเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์และอื่นๆ เพื่อให้มีความเหมือนจริงกับปัญหาที่ต้องการแก้ไข เช่น กระจุกสันเท้า อุปกรณ์ยึดตรึง และ รูปแบบรอยแตกหัก เป็นต้น

## 2.6.3 เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions)

เป็นการสร้างแบบจำลองของพฤติกรรมต่างๆ ทั้งพฤติกรรมทางกายวิภาคศาสตร์ และ พฤติกรรมทางกลศาสตร์ เป็นต้น เพื่อให้มีความเหมือนจริงกับปัญหาที่ต้องการแก้ไข เช่น ลักษณะชั้นของกระจุกสันเท้า, พฤติกรรมของแรงกระทำโดยรอบบริเวณกระจุกสันเท้า และ แรงกระทำภายนอกจากกระดูกทาลัสที่ส่งผ่านจากน้ำหนักตัว เป็นต้น อีกทั้งการศึกษาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มีขั้นตอน แบ่งเป็น 4 ขั้นตอนหลักๆ (ดังรูปที่ 2.42) โดยมีรายละเอียด ดังนี้

### 2.6.3.1 ระยะก่อนประมวลข้อมูล (pre-processing phase)

เป็นกระบวนการเริ่มต้นและเป็นกระบวนการที่ใช้เวลานานเทียบเท่ากับกระบวนการอื่นๆ โดยในกระบวนการนี้เป็นกระบวนการที่ค่อนข้างสำคัญ เนื่องจาก เป็นกระบวนการที่ต้องใช้เพื่อนำไปวิเคราะห์ต่อในกระบวนการถัดไป ซึ่งกระบวนการนี้จะเกี่ยวข้องกับพฤติกรรมของวัสดุที่พิจารณาอีกด้วย เช่น การสร้างรูปร่างหรือแบบจำลองของปัญหา, การสร้างอกราทิมของเอลิเมนต์, การสร้างสมการเชิงคณิตศาสตร์ของเอลิเมนต์ และ การสร้างเงื่อนไขขอบเขตของปัญหา เป็นต้น



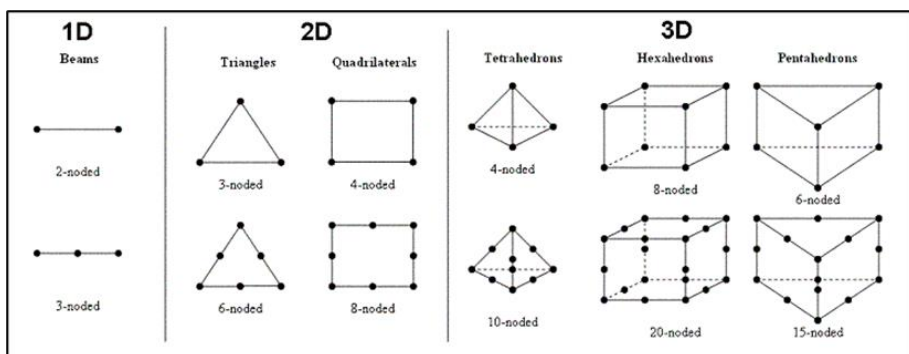
รูปที่ 2.42 ขั้นตอนต่างๆ ของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

(Alexander Paz, Gustavo A. Orozco, Rami K. Korhonen, José J. García and Mika E. Mononen. “Expediting Finite Element Analyses for Subject-Specific Studies of Knee Osteoarthritis: A Literature Review”, 2021)

1) การสร้างรูปร่างหรือแบบจำลองของปัญหา เป็นการสร้างแบบจำลองของปัญหาที่ต้องการแก้ปัญหา เพื่อนำแบบจำลองไปวิเคราะห์ต่อ เช่น แบบจำลองรถยนต์, เรือ และ ชิ้นส่วนกระดูก เป็นต้น

2) การสร้างออกาทิมของเอลิเมนต์ เป็นการสร้าง รูปทรงเรขาคณิตในรูปร่างของปัญหา สองมิติและ สามมิติ โดยรูปทรงแต่ละรูปจะมีจุดต่อที่มุม (ดังรูปที่ 2.43) โดยจุดนั้นสามารถเพิ่มระหว่างจุดต่อที่มุมได้ โดยจำนวนจุดต่อที่มุมยังมีจำนวนมาก จะได้ผลลัพธ์ที่เที่ยงตรงมากยิ่งขึ้น แต่กระบวนการแก้ไขปัญหานั้นก็จะใช้ระยะเวลาสั้นเช่นกัน





รูปที่ 2.43 รูปร่างรูปทรงขององค์ประกอบเอลิเมนต์ สองมิติ และ สามมิติ

3) การสร้างสมการเชิงคณิตศาสตร์ของเอลิเมนต์ เป็นการสร้างสมการพีชคณิตจากทุกๆ เอลิเมนต์ย่อย มารวมกันเพื่อเป็นระบบสมการพีชคณิตที่เหมาะสม เพื่อนำไปสู่การแก้ปัญหาได้อย่างแม่นยำมากยิ่งขึ้น

4) การสร้างเงื่อนไขขอบเขตของปัญหา เป็นการกำหนดพฤติกรรมต่างๆ ทั้งภายในและภายนอกให้เหมือนกับพฤติกรรมของปัญหานั้นๆ เพื่อความแม่นยำและถูกต้องมากยิ่งขึ้น อีกทั้ง เป็นการกำหนดค่าตัวแปรหนึ่งในระบบสมการซึ่งเป็นข้อมูลรับเข้า (input) เป็นต้น

### 2.6.3.2 ระยะประมวลข้อมูล (solution phase)

เป็นการนำระบบคอมพิวเตอร์และซอฟต์แวร์ทางวิศวกรรม (computer aided engineering; CAE) นำมาช่วยประมวลผลจากระบบสมการคณิตศาสตร์ของแต่ละเอลิเมนต์ที่เกิดขึ้น โดยความแม่นยำที่ได้ขึ้นกับการกำหนดขนาด รูปร่าง จำนวนของเอลิเมนต์ เป็นต้น ปัจจุบันมีซอฟต์แวร์ที่รองรับเพื่อคำนวณระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่นิยมใช้ ได้แก่ Abaqus, Ansys, Hyper mesh เป็นต้น

### 2.6.3.3 ระยะหลังประมวลข้อมูล (postprocessing phase)

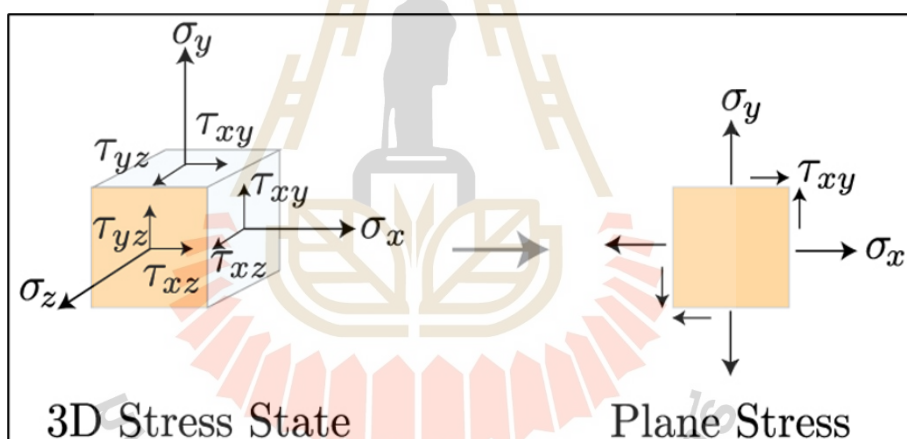
เป็นกระบวนการสร้างวิธีการวิเคราะห์ผลลัพธ์อีกทั้งยังเป็นการแสดงผลลัพธ์ต่างๆ สำหรับปัญหานั้นๆ โดยมีหลายวิธี เช่น แผนภาพหรือ ทิศทางของตัวแปรต่างๆ ได้แก่ การเสียรูป, ความเค้น, ความเครียด และ ค่าความปลอดภัย เป็นต้น

### 2.6.3.4 การตรวจสอบความถูกต้อง (Validation)

เป็นการตรวจสอบความถูกต้องโดยการเปรียบเทียบผลลัพธ์ทั้งแบบจำลอง และผลลัพธ์ของข้อมูลสำหรับปัญหา กับทฤษฎี หรือการทดลอง หรือการคำนวณ เป็นต้น เพื่อยืนยันความสมเหตุสมผลกันของผลลัพธ์ทั้งสอง

## 2.7 ทฤษฎีความเค้น Von Mises

เป็นทฤษฎีที่ความเค้นหลัก และความเค้นระนาบ ในการวิเคราะห์ถึงความสามารถในการทนต่อแรงกระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ได้ ซึ่งสามารถวิเคราะห์ถึงความเสียหายได้ เป็นต้น โดยใช้องค์ประกอบของความเค้นเพื่อมาวิเคราะห์ (ดังรูปที่ 2.44) โดยความเค้นหลักๆ ของทฤษฎี von mises stress ได้แก่



รูปที่ 2.44 องค์ประกอบของความเค้น สามมิติ และ แนวนระนาบ

### 2.7.1 ความเค้นตั้งฉาก (Normal Stress)

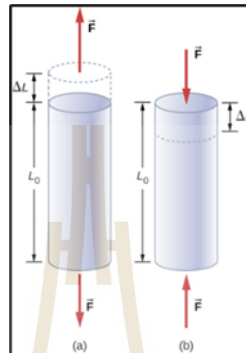
เป็นอัตราส่วนของแรงกระทำที่ตั้งฉากกับผิว ต่อ พื้นที่หน้าตัด หน่วยเป็น Pa ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิด

#### 2.7.1.1 ความเค้นแรงดึง (Tensile stress)

เป็นความเค้นที่มีแรงกระทำในแนวตั้งฉากกับผิวต่อพื้นที่ระนาบตัดขวาง ซึ่งส่งผลให้วัตถุที่มีความยาวเพิ่มขึ้น (ดังรูปที่ 2.45 (a))

### 2.7.1.2 ความเค้นแรงอัด (Compressive stress)

เป็นความเค้นที่มีแรงกระทำในแนวตั้งฉากกับผิวต่อพื้นที่ระนาบตัดขวาง ซึ่งส่งผลให้วัตถุสั้นลง ทำให้วัตถุหดสั้นลง (ดังรูปที่ 2.45 (b))

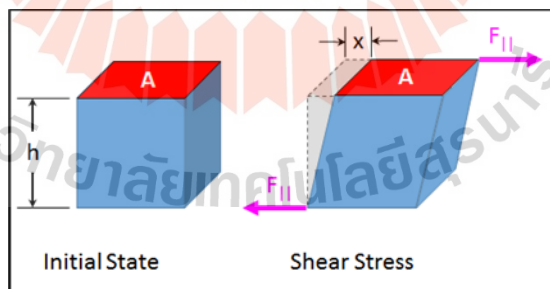


รูปที่ 2.45 ภาพแสดงแรงกระทำต่อวัตถุในแนวแกน

(a) ความเค้นแรงดึง และ (b) ความเค้นแรงอัด

### 2.7.2 ความเค้นเฉือน (Shear Stresses)

เป็นความเค้นที่มีแรงกระทำในทิศทางขนานกับพื้นที่ภาคระนาบตัดขวาง ทำให้วัตถุเคลื่อนผ่านจากกัน (ดังรูปที่ 2.48)



รูปที่ 2.46 ความเค้นเฉือน

โดยทฤษฎีความเค้น Von Mises นั้น มักถูกนำมาใช้ในกรณีของการทำนายหรือคาดการณ์ความเสียหายของวัสดุได้ ซึ่งสามารถใช้ความเค้นในระบบสามมิติ ได้จากสมการที่ 1 ดังนี้

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \quad \text{-----}(1)$$

เมื่อ  $\sigma_v$                       คือ ค่าความเค้น Von Mises

$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$         คือ ค่าความเค้นหลัก

## 2.8 ทฤษฎีความเค้น Von Mises

ทฤษฎีความเครียดของ Perren's เป็นการนำเอาหลักการของความเครียด เพื่อมาวิเคราะห์ โดยเปรียบเทียบเป็นเปอร์เซ็นต์ทำเป็นอัตราส่วน เป็นต้น โดยความเครียด เป็นการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัตถุ ซึ่งความเครียดนั้นเป็นปริมาณเทนเซอร์ ความเครียด สามารถแบ่งออกทั้งหมดได้ 2 องค์ประกอบ ได้แก่ ความเครียดตั้งฉาก (normal strain) และความเครียดเฉือน (shear strain) เมื่อวัตถุถูกเปลี่ยนรูปร่าง ความเครียดตั้งฉาก สามารถบ่งบอกถึงอัตราส่วนการเปลี่ยนแปลงของขนาด หรือความยาวของวัตถุ ในขณะที่ ความเครียดเฉือนบ่งบอกถึงมุมที่วัตถุใดๆ ถูกเบือนจากทิศทางตั้งต้น โดยความเครียดทั้งสองแบบนี้บ่งบอกถึงการเปลี่ยนรูปร่างในทิศตั้งฉากกัน ถ้าความยาวของวัตถุเพิ่มขึ้น ความเครียดเฉือนตั้งฉากจะเรียกว่า ความเครียดดึง (tensile strain) ในทางกลับกันถ้าความยาวลดลง เราจะเรียกว่า ความเครียดอัด (compressive strain) โดยความเครียดนั้นสามารถหาได้ ดังสมการที่ 2

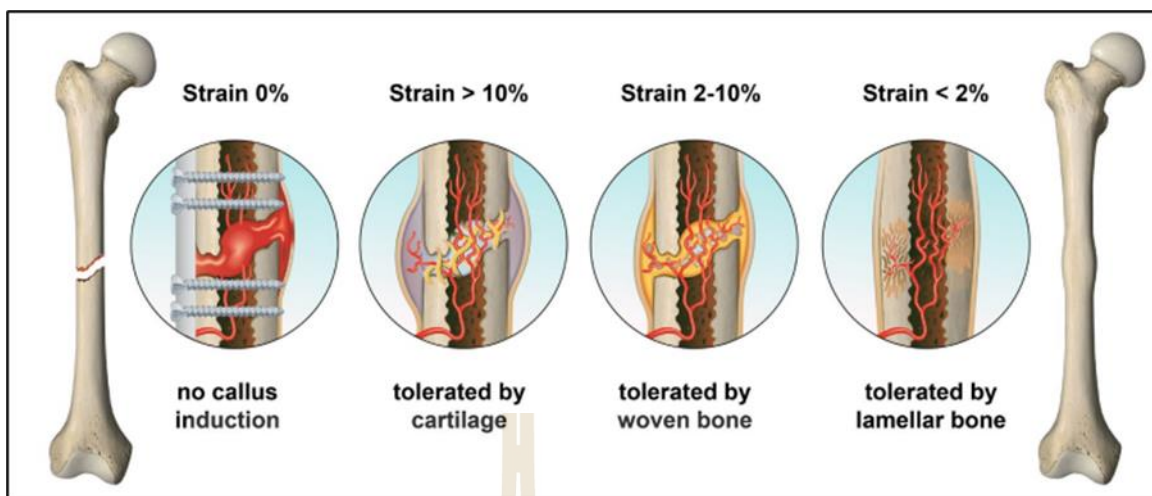
$$\epsilon = \frac{L_0 - L}{L_0} \quad \text{-----}(2)$$

เมื่อ  $\epsilon$                               คือ ค่าความเครียด

$L_0$                                 คือ ค่าความยาวเริ่มต้น

$L$                                     คือ ค่าความยาวสิ้นสุด

โดยค่าเครียดนั้นสามารถนำไปวิเคราะห์กับกระบวนการการรักษาบริเวณรอยแตกของกระดูกได้ ซึ่งหลักชีววิทยาของการซ่อมแซมบริเวณรอยแตก (The biology of fracture repair) นั้น จะเกิดการสร้างเนื้อเยื่อขึ้นมาทดแทน โดยจะมีทั้งสิ้น 4 ระยะ (ดังรูปที่ 2.47)

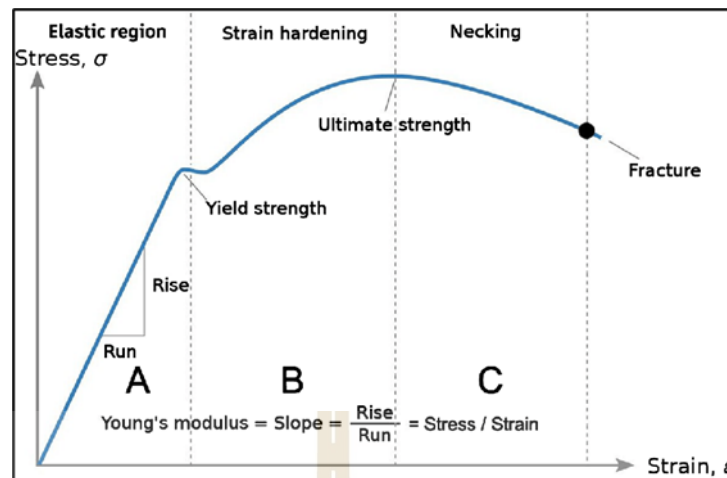


รูปที่ 2.47 รูปภาพของเปอร์เซ็นต์ความเครียด ของรอยแตกในระยะต่าง ๆ

โดยการรักษากระดูกมักเกี่ยวเนื่องกันใน 4 ระยะ ดังนี้ ระยะที่ 1 ความเครียด 0% ของรอยแตก จะเกิดการแตกหักของกระดูก, ระยะที่ 2 ความเครียด > 10% ของรอยแตก ซึ่งจะเกิดการสร้างเนื้อเยื่ออ่อนมาซ่อมแซม, ระยะที่ 3 ความเครียด 2-10% ของรอยแตก ซึ่งจะเกิดการสมานของเนื้อเยื่อมากขึ้นกว่าระยะที่ 2 และ ระยะที่ 4 ความเครียด < 2% ของรอยแตก ซึ่งเกิดการสมานกันของเนื้อเยื่อหรือกระดูกอ่อนเกือบสมบูรณ์ เป็นต้น ซึ่งหลักการนี้สามารถนำไปวิเคราะห์ของกระบวนการการหาความเสถียรภาพเมื่อเกิดการยืดตรงของอุปกรณ์ได้ อีกทั้งสามารถประมาณการสมานของกระดูกในระยะเวลาที่แตกต่างกันได้ เป็นต้น

## 2.9 กฎของฮุก (Hooke's Law)

ค่าความเค้นและความเครียดสามารถนำมาสร้างความสัมพันธ์ระหว่าง อัตราส่วนความเค้นต่อความเครียดได้ โดยกฎนี้มักใช้สำหรับวัสดุในช่วงยืดหยุ่นเท่านั้น เนื่องจากความสัมพันธ์ดังกล่าวจะอยู่ในรูปแบบของเชิงเส้น ดังรูปที่ 2.51 โดยมีองค์ประกอบ ดังนี้



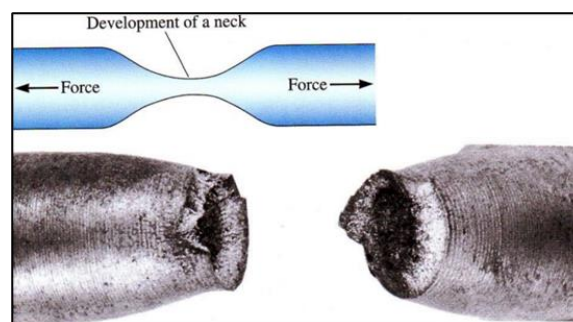
รูปที่ 2.48 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับความเครียด

### 2.9.1 ความแข็งแรง ณ จุดคราก (Yield strength)

เป็นจุดเปลี่ยนระหว่าง เส้นการเปลี่ยนแปลงรูปร่างแบบยืดหยุ่น (Elastic-Deformation) คือ เมื่อออกแรงกระทำต่อวัสดุจนเกิดความเค้นค่าหนึ่งทำให้วัสดุเกิดการเปลี่ยนแปลงกลับคืนสู่สภาพเดิมได้ กับ เส้นการเปลี่ยนแปลงรูปร่างแบบ (Plastic Deformation) คือ เมื่อออกแรงกระทำต่อวัสดุจนเกิดความเค้นค่าหนึ่งทำให้วัสดุเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างถาวรหรือไม่สามารถกลับคืนสู่สภาพเดิมได้ โดยทั่วไปมักใช้วิธีเพื่อหาจุดของค่าความเครียดออฟเซต (Offset strain-value) ส่วนใหญ่มีค่า 0.002 หรือ 0.2%

### 2.9.2 ความแข็งแรง ณ จุดสูงสุด (Ultimate Strength)

เป็นความเค้นสูงสุด ที่วัสดุรองรับได้ก่อนถึงจุดแตกหัก หากมีแรงกระทำต่อวัสดุจนเกิดความเค้นค่าหนึ่งจะเกิด Neck (ดังรูปที่ 2.49)



รูปที่ 2.49 ภาพแสดงการเปลี่ยนแปลงของการเกิด Neck ของวัสดุ

### 2.9.3 ความแข็งแรง ณ จุดแตกหัก (Fracture Point)

เป็นค่าความเค้นเมื่อเกิดแรงกระทำจนทำให้วัสดุเกิดความเครียดมากจนทำให้วัสดุนั้นเกิดการสูญเสียความยืดหยุ่นไปจนหมด และไม่สามารถกลับคืนสู่สภาวะปกติได้ โดยความสัมพันธ์ดังกล่าวสามารถหาค่าความชันของกราฟได้ โดยอยู่ในช่วงยืดหยุ่นตามความสัมพันธ์ของกฎของฮุก ดังนี้

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad \text{-----}(3)$$

เมื่อ $E$	คือ ค่าโมดูลัสยืดหยุ่น
$\sigma$	คือ ค่าความเค้น
$\epsilon$	คือ ค่าความเครียด

โดยค่าโมดูลัสยืดหยุ่นเป็นตัวบ่งบอกถึงค่าความแข็งแรง (Stiffness) ของวัสดุ ซึ่งวัสดุแข็งที่มีค่าโมดูลัสยืดหยุ่นสูงจะมีการเปลี่ยนแปลงขนาดรูปร่างได้น้อยกว่าเมื่ออยู่ภายใต้ภาระแรงกระทำเดียวกัน ในทางกลับกัน พบว่าหากให้แรงกระทำน้อย วัสดุแข็งที่มีค่าโมดูลัสยืดหยุ่นต่ำจะมีการเปลี่ยนแปลงขนาดรูปร่างได้มากกว่า เป็นต้น

## 2.10 ทฤษฎีความเค้น Von Mises

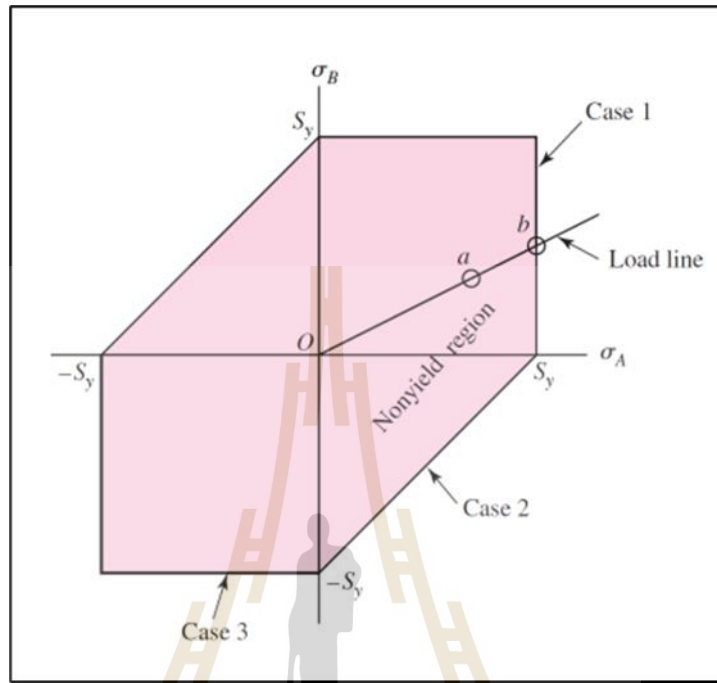
โดยส่วนใหญ่การออกแบบหรือการวิเคราะห์ต่างๆ นั้นจะต้องออกแบบมาเพื่อให้ชิ้นงานทำงานได้อย่างเต็มประสิทธิภาพและมีความปลอดภัย ดังนั้นจึงต้องมีการวิเคราะห์ความเสียหายเกิดขึ้น โดยปกติ หากค่าความเค้นของวัสดุใดๆ (Stress,  $\sigma$ ) มากกว่าหรือเท่ากับ ความสามารถสูงสุดในการรับภาระของวัสดุ (Yield strength หรือ Ultimate Strength) ส่งผลให้วัสดุนั้นเกิดความเสียหาย เป็นต้น โดยการตรวจสอบความเสียหายนั้น ไม่มีทฤษฎีความเสียหายใดที่ใช้ได้กับวัสดุทุกชนิด ส่วนใหญ่ แบ่งตามพฤติกรรมของวัสดุภายใต้แรงกระทำ 2 ประเภท ได้แก่

### 2.10.1 วัสดุเหนียว (Ductile)

#### 2.10.1.1 Maximum shear stress theory (MSS)

เป็นการทำนาย เมื่อค่าความเค้นเฉือนสูงสุดของจุดใดๆ มากกว่าหรือเท่ากับ ค่าความเค้นเฉือนสูงสุดจากการทดสอบ จะเกิดความเสียหายได้ หรือ เมื่อ ค่าความเค้น

อยู่นอกเขต หกเหลี่ยมสี่ชมพู (ดังรูปที่ 2.50) หรือค่าความแข็งแรง ณ จุดคราก จะเกิดความเสียหาย เป็นต้น



รูปที่ 2.50 ภาพแสดงทฤษฎีความเสียหาย ชนิด Maximum shear stress theory (MSS)

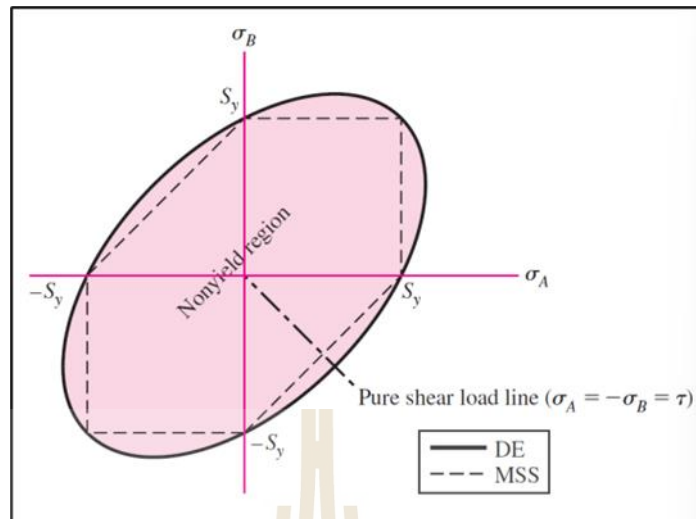
### 2.10.1.2 Distortion energy theory (DE)

เป็นการทำนาย เมื่อ Distortion strain energy per unit volume ณ จุดใดๆ มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ Distortion strain energy per unit volume ที่ได้จากการทดสอบ จะเกิดความเสียหายได้ หรือ เมื่อ ค่าความเค้น อยู่นอกเขต วงรีสี่ชมพู (ดังรูปที่ 2.51) หรือค่าความแข็งแรง ณ จุดคราก จะเกิดความเสียหาย เป็นต้น โดยทฤษฎีนี้จะมีลักษณะพื้นที่ที่กว้างกว่าซึ่งจะครอบคลุมมากกว่าอีกด้วย จึงทำให้ เป็นที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง ซึ่งทฤษฎีนี้อาจเรียกอีกชื่อว่า “ทฤษฎี Von Mises stress” หรือ ค่าความเค้น Von Mises ( $\sigma'$ ) มากกว่าหรือเท่ากับ ค่าความแข็งแรง ณ จุดคราก พบว่า จะเกิดความเสียหาย โดยพิจารณาได้จากสมการ ดังนี้

$$\sigma' = \left[ \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2} \text{-----(4)}$$

เมื่อ  $\sigma$  คือ ค่าความเค้น

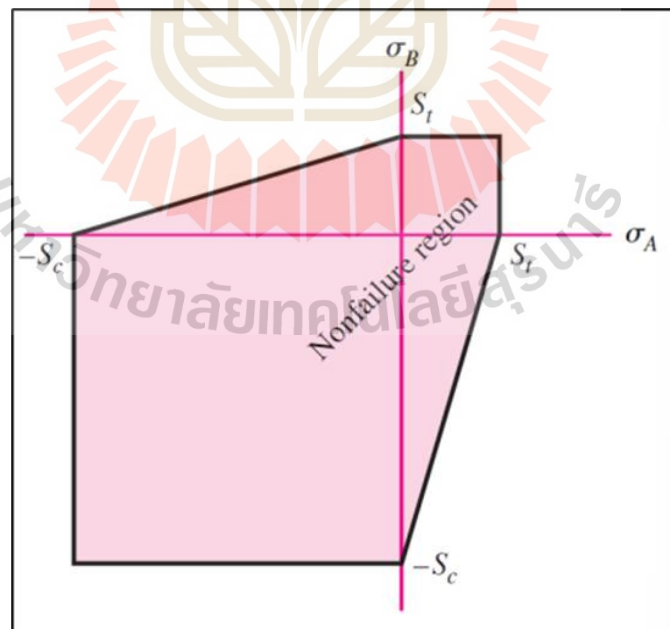




รูปที่ 2.51 ภาพแสดงทฤษฎีความเสียหาย ชนิด Distortion energy theory (DE)

### 2.10.1.3 Ductile Coulomb-Mohr (DCM)

เป็นการทำนาย เมื่อวัสดุใดๆ มีคุณสมบัติความแข็งแรงไม่ถึงกับความแข็งแรง หากอัตราค่าความเค้นต่อค่าความแข็งแรง อยู่นอกเขต ทกเหลี่ยมด้านไม่เท่าสี่มุม (ดังรูปที่ 2.52) หรือค่าความแข็งแรงแรง ณ จุดคราก จะเกิดความเสียหาย เป็นต้น



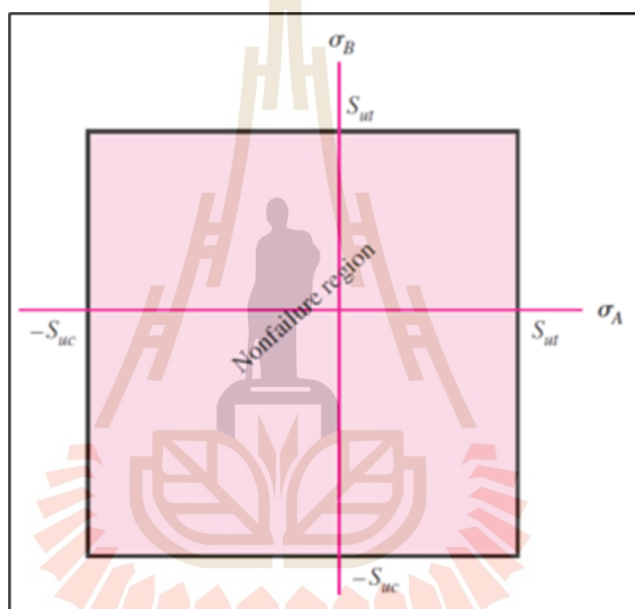
รูปที่ 2.52 ภาพแสดงทฤษฎีความเสียหาย ชนิด Ductile Coulomb-Mohr (DCM)

## 2.10.2 วัสดุเปราะ (Brittle)

โดยส่วนใหญ่ วัสดุเปราะนั้น ไม่มีค่าความแข็ง ณ จุดครากที่ชัดเจน ดังนั้น จึงมักใช้ค่าความแข็งสูงสุด (Ultimate Stress) แทน

### 2.10.2.1 Maximum normal stress theory (MNS)

เป็นการทำนาย เมื่อค่าความเค้นหลัก (Principal Stress) ตัวใดตัวหนึ่ง นั้น มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ ค่าความแข็ง หรือ ค่าความเค้นอยู่นอกเขต สีเหลี่ยมสี่ชมพู (ดังรูปที่ 2.53) หรือค่าความแข็งสูงสุด จะเกิดความเสียหาย เป็นต้น



รูปที่ 2.53 ภาพแสดงทฤษฎีความเสียหาย ชนิด Maximum normal stress theory (MNS)

### 2.10.2.2 Brittle Coulomb-Mohr (BCM)

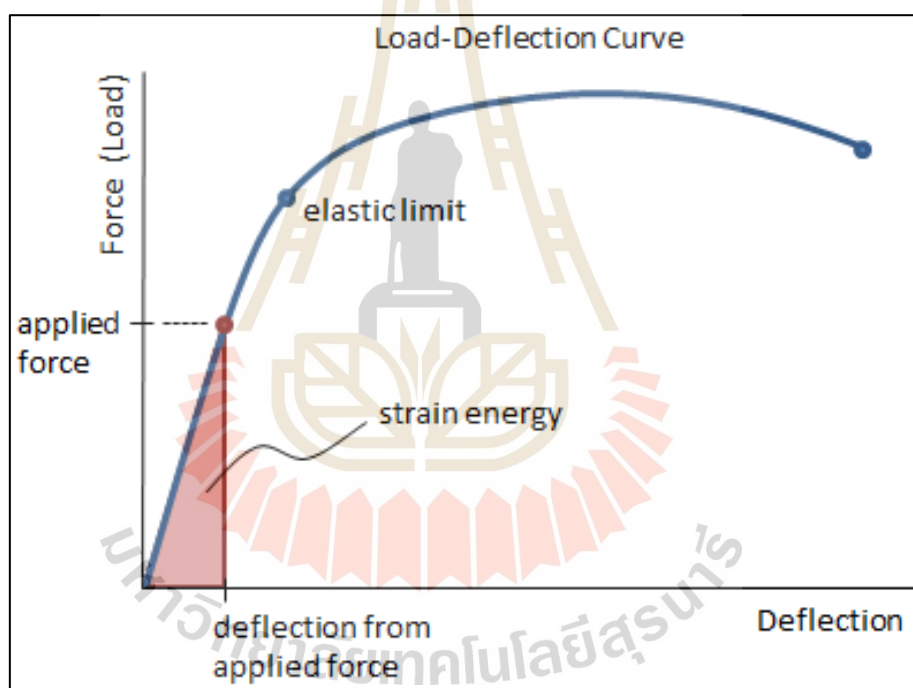
เป็นการทำนาย เมื่อหากอัตราค่าความเค้นต่อค่าความแข็ง มากกว่าหรือเท่ากับ ค่าความแข็งสูงสุด จะเกิดความเสียหาย เป็นต้น

### 2.10.2.3 Modifier Mohr (MM)

เป็นการทำนาย เมื่อหากอัตราค่าความเค้นต่อค่าความแข็ง มากกว่าหรือเท่ากับ ค่าความแข็งสูงสุด จะเกิดความเสียหาย เป็นต้น โดยทั้งสองวิธีสุดท้ายนั้น จะพิจารณาในกรณีของ ความเค้นแนวระนาบ พร้อมทั้งคิด ค่าความเผื่อความปลอดภัย เป็นต้น

## 2.11 ทฤษฎี Griffith's

เป็นหนึ่งในทฤษฎีการเจริญเติบโตของรอยแตกที่ไม่แน่นอน โดยอาศัยการปลดปล่อยพลังงานความเครียดของวัสดุ ซึ่งเรียกว่า พลังงานความเครียด โดย พลังงานความเครียดนั้น หมายถึง พลังงานที่สะสมอยู่ในวัตถุหนึ่งๆ เมื่อเกิดการเสียรูปจะเกิดการปลดปล่อยพลังงานอย่างหนึ่งออกมาในรูปแบบของพลังงานความเครียดต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร ซึ่งสามารถพิจารณาได้โดยการคำนวณหรือพื้นที่ใต้กราฟความเค้น-ความเครียดไปยังจุดที่เกิดการเสียรูป (ดังรูปที่ 2.54) ซึ่งเมื่อวัตถุนั้นมีหลายๆวัสดุ การหาพลังงานความเครียดที่ปลดปล่อยออกมาในทุกๆ วัสดุของ ชิ้นงานนั้นๆ สามารถทราบถึงการเกิดค่าความเครียดสูงสุดในบริเวณนั้นๆ ได้ เป็นต้น



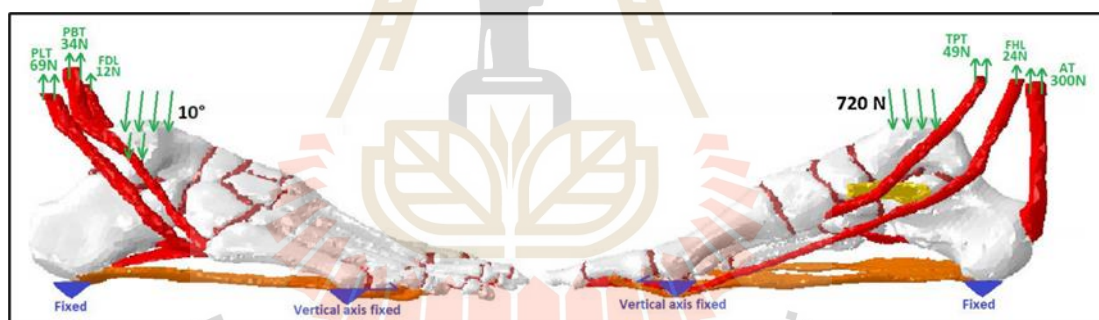
รูปที่ 2.54 ภาพแสดงพื้นที่ใต้กราฟของพลังงานความเครียด

## 2.12 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.12.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมการรักษาสมดุลงของร่างกายและแรงที่มีผลต่อการวิเคราะห์การยึดตรึงของกระดูกสันเท้าแตกหัก

2.12.1.1 Analysis of biomechanical stresses caused by hindfoot joint arthrodesis in the treatment of adult acquired flatfoot deformity: A finite element study (Christian Cifuentes-De la Portilla, et al., 2019)

การศึกษานี้ได้ประเมินผลกระทบทางชีวกลศาสตร์ของการรักษาความผิดปกติของเท้าแบนในผู้ใหญ่ในระยะเริ่มแรกเหล่านี้ เนื่องจากความยากลำบากในการวัดค่าพารามิเตอร์เหล่านี้ในทางคลินิก วัตถุประสงค์คือการหาปริมาณความเครียดทางชีวกลศาสตร์ที่เกิดจากทั้ง arthrodesis ขาหลังที่แยกได้และข้อต่อสามส่วนบนเนื้อเยื่อหลักที่รองรับส่วนโค้งของฝ่าเท้า ซึ่งการศึกษานี้ทำให้ทราบถึงการจำลองโมเดลที่ถูกสร้างขึ้นจาก CT-image โดยสร้างตำแหน่งโหลดแบบยึดตรึงการจำลองทั้งหมดดำเนินการโดยใช้เงื่อนไขการโหลดและขอบเขต (ดังรูปที่ 2.55)

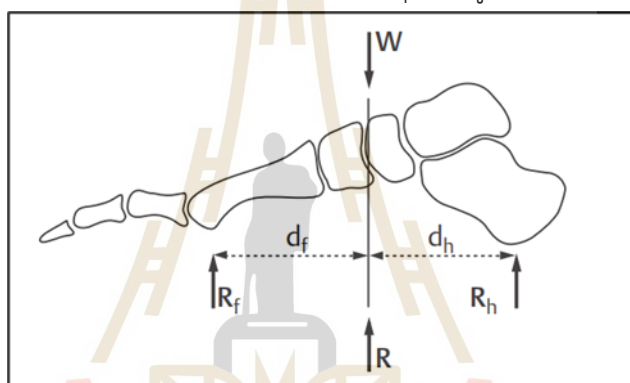


รูปที่ 2.55 การตั้งค่าขอบเขตและการโหลดที่ใช้กับกระดูกเท้า ส่วนโค้งของเท้าของแบบจำลองที่สร้างขึ้นใหม่

น้ำหนักบรรทุก 720 นิวตันแสดงถึงน้ำหนักเต็มของผู้ใหญ่ประมาณ 73 กก. โดยดึงเท้าข้างหนึ่ง ซึ่งจำลองสถานการณ์ดั้งเดิมของการประเมินการวินิจฉัยของ AAJD รวมโหลดในแนวตั้งจากมากไปน้อยและเอียง 10 องศา กระจายดังนี้: Tibia – Talus ข้อต่อ (90%) และ Fibula – Talus (10%) การจำลองทั้งหมดดำเนินการเพื่อรักษาโหนดคงที่ที่ส่วนล่างของกระดูกสันเท้าและปิดกั้นการกระจัดของแกน Z (แนวตั้ง) ของโหนดด้านล่างของ metatarsals ที่หนึ่งและห้า ด้วยวิธีนี้ เอฟเฟกต์พื้นดินในระยะกลางจึงถูกจำลองขึ้น

### 2.12.1.2 Biomechanics of the Foot (UNSW Handbook, 2021)

การศึกษานี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับแรงสถิติของเท้า เนื่องจากส่วนโค้งตามยาวของเท้า การโหลดของเท้าขณะยืนจึงเกิดขึ้นส่วนใหญ่ในสองบริเวณทางกายวิภาค: บริเวณส้นเท้า ที่ตำแหน่งของ กระดูกสันเท้า (calcaneus) เป็นส่วนรองรับกระดูกข้างหนึ่ง และส่วนปลายของเท้า โดยมีหัวกระดูกฝ่าเท้าเป็นส่วนรองรับกระดูกอีกข้างหนึ่ง เพื่อให้แน่ใจว่ามีท่าทางที่มั่นคง เส้นแรงโน้มถ่วง—แนวการกระทำของแรงโน้มถ่วง  $W$ —ต้องผ่านเท้าที่จุดระหว่างส่วนรองรับในเท้าหน้าและเท้าหลัง ในการทำเช่นนั้น จะทำให้เกิดแขนสองช่วง อันหนึ่งเป็นเท้าส่วนหน้าและเท้าหลังหนึ่งข้าง แทนด้วย  $d_f$  และ  $d_h$  ตามลำดับ แรงปฏิกิริยาพื้นดินที่กระทำต่อเท้าส่วนหน้าและเท้าหลังแสดงโดย  $R_f$  และ  $R_h$  ตามลำดับ ในช่วงเวลาที่สมดุล (ดังรูปที่ 2.56)



รูปที่ 2.56 แผนภาพของเท้าที่แสดงโมเมนต์ของกระดูกเท้าหน้าและเท้าหลังสำหรับแรงปฏิกิริยาพื้น  $R$   $R_f$  คือ แรงปฏิกิริยาที่พื้นกับบริเวณข้อต่อเมตาทาร์โซฟาแลงเจียล  $d_f$  คือระยะโมเมนต์ของเท้าส่วนหน้าถึงบริเวณข้อต่อเมตาทาร์โซฟาแลงเจียล  $R_h$  คือ แรงปฏิกิริยาที่พื้นกับบริเวณกระดูกสันเท้า และ  $d_h$  คือระยะโมเมนต์ของเท้าส่วนหลังถึงบริเวณกระดูกสันเท้า

ผลรวมของ  $R_f$  และ  $R_h$  เท่ากับแรงปฏิกิริยาพื้น  $R$  ซึ่ง  $R$  อยู่ตรงข้ามและเท่ากับแรงโน้มถ่วง  $W$  ในท่าที่ยืนแบบผ่อนคลาย เส้นแรงโน้มถ่วงจะวิ่งผ่านเท้าใกล้กับข้อต่อ Lisfranc และระยะทาง  $d_f$  และ  $d_h$  อยู่ในอัตราส่วนโดยประมาณ 2 : 3 ดังนั้น  $R_f$  และ  $R_h$  จึงมีค่าประมาณ 60% และ 40% ของน้ำหนักตัวตามลำดับ

### 2.12.1.3 Study of the morphologic and morphometric patterns of talar articular facets on dry adult calcaneal bones in South-Eastern Nigerian population (Ukoha Ukoha Ukoha, et al., 2017)

การศึกษานี้พยายามที่จะสังเกตความผันแปรในสัณฐานวิทยาและสัณฐานวิทยาของข้อต่อทาลาร์บนพื้นผิวที่เหนือกว่าของกระดูกสันเท้าแห่งของมนุษย์ผู้ใหญ่ในประชากรไนจีเรียตะวันออกเฉียงใต้ ผลลัพธ์พบว่า รูปแบบที่ 1 เป็นเรื่องธรรมดาในการศึกษาปัจจุบัน (59.6% ทางขวาและ 51.4%) รูปแบบที่ 2 มีอุบัติการณ์ 7.3% ทางด้านขวาและ 8.1% ทางด้านซ้าย พบแบบที่ 3 อุบัติการณ์ที่ 11.9% ทางด้านขวา และ 13.5% ทางด้านซ้าย และ แบบที่ 4 พบว่าแบบที่ 4 แบบที่ปรากฏ แบบที่ 21.1% ทางขวา และ 27% ทางฝั่งซ้าย ถือเป็นแบบที่สองที่พบบ่อยที่สุดของข้อต่อทาลาร์ ด้านที่ผิวด้านบนของกระดูกสันเท้า (ดังรูปที่ 2.57)



รูปที่ 2.57 สัณฐานวิทยาของข้อต่อทาลาร์บนพื้นผิวที่เหนือกว่าของกระดูกสันเท้าแห่งของมนุษย์  
4 รูปแบบ

#### 2.12.1.4 A morphological and morphometric study of human calcanei and their articular facets (Vijay Laxmi, et al., 2018)

การศึกษานี้พยายามที่จะสังเกตความผันแปรของสัณฐานวิทยาและสัณฐานวิทยาของข้อต่อทาลาร์บนพื้นผิวที่เหนือกว่าของกระดูก calcaneal แห่งของมนุษย์ผู้ใหญ่ ผลลัพธ์ที่ได้ คือประเภทที่ 1 - ส่วนตั้งด้านหน้าและตรงกลางที่หลอมละลายโดยแยกส่วนหน้าและกลางใน 33 กรณี - 66%, ประเภทที่สอง - ตั้งด้านหน้าและตรงกลางแยกจากกัน 10 ราย - 20%, แยกส่วนหลังของส่วนกราม, ประเภทที่ 3 - ไม่มีส่วนหน้าของข้อใน 2 กรณี - 4% และ ประเภทที่ 4 - ทั้งสามด้าน ได้แก่ ด้านหน้า, ตรงกลางและด้านหลังเห็นบนพื้นผิวที่เหนือกว่าของกระดูกสันเท้า แต่ ด้านหน้าและด้านกลางแยกออกจากกันไม่สมบูรณ์ใน 5 กรณี - 10% (ดังรูปที่ 2.58)



รูปที่ 2.58 สัณฐานวิทยาของข้อต่อทาลาร์บนพื้นผิวที่เหนือกว่าของกระดูก calcaneal 4 รูปแบบ

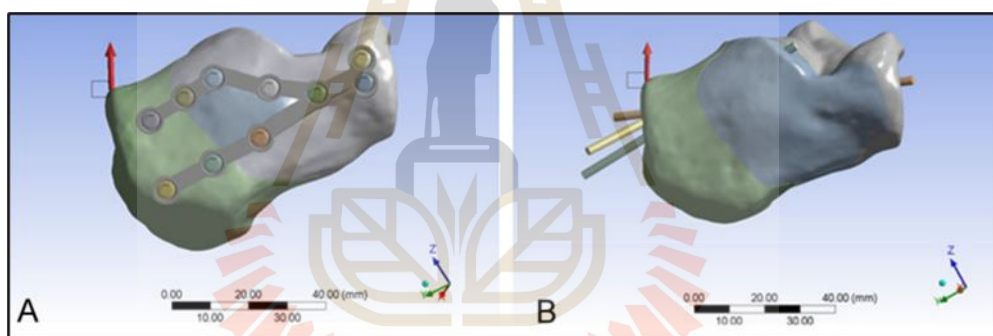
#### 2.12.1.5 Functional anatomy of the Achilles tendon (Mahmut N, Doral, et al., 2010)

การศึกษานี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับกายวิภาคของเอ็นร้อยหวายและการทำงาน ซึ่งเส้นเอ็นร้อยหวายมีความแข็งแรงและหนาที่สุดเส้นเอ็นในร่างกายมนุษย์ หลักฐานบ่งชี้ว่าเส้นเอ็นฉีกขาดหรือพยาธิสภาพผลิตคอลลาเจนชนิดที่ 3 มากขึ้น ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อแรงดึงความแข็งแรงของเอ็น เปิดเผยการวัดแรงโดยตรงโพลดในเอ็นร้อยหวายได้สูงถึง 9 KN ระหว่างวิ่ง ซึ่งมีน้ำหนักมากถึง 12.5 เท่าของน้ำหนักตัว เนื่องจากทิศทางการเปลี่ยนแปลงของเส้นใยเอ็น ในตัวอย่างซากศพ 52 จาก 100 ตัวอย่าง soleus มีส่วนร่วม 52% และgastrocnemius 48% ของเอ็นร้อยหวาย ซึ่งกล้ามเนื้อ Soleus เป็นหนึ่งในสองกล้ามเนื้อที่ตั้งอยู่ที่ด้านหลังของขาส่วนล่าง ร่วมกับgastrocnemius ทำให้ครึ่งหนึ่งของกล้ามเนื้อกลุ่มที่เรียกว่าน่อง Soleus เป็นกล้ามเนื้ออันทรงพลัง

แต่ถ้ามันทำงานไม่ถูกต้องอาจทำให้เกิดอาการหลายอย่างเช่นอาการปวดเข่าและข้อเท้า หน้าที่หลักของกล้ามเนื้อ Soleus คือการเพิ่มมุมระหว่างเท้าและข้อเท้าซึ่งเป็นที่รู้จักกันว่า การงอฝ่าเท้า

### 2.12.1.6 Comparison of the biomechanical function and clinical effects of plate and multi-pin fixation in the treatment of Sanders II calcaneal fractures (Pengfei Lei, et al., 2017)

จุดมุ่งหมายของการศึกษานี้เพื่อเปรียบเทียบการทำงานทาง ชีวกลศาสตร์ และผลทางคลินิกของการตรึงเพลาและการตรึงแบบหลายขาในการรักษากระดูกหักของแซนเดอร์ส II การศึกษานี้ใช้คนที่มีน้ำหนัก 64 กก. แรงบนเท้าข้างเดียวจะอยู่ที่ประมาณ 320 N ในสภาพที่ไม่รับน้ำหนักแบบคงที่ ตามรายงานก่อนหน้านี้แรงที่เอ็นร้อยหวายอยู่ที่ประมาณ 50% ของเท้าในช่วงที่ไม่ได้ รับน้ำหนักคงที่ ดังนั้นแรงที่สอดคล้องกันของเอ็นร้อยหวายในระหว่างการยืนสองเท้าคือประมาณ 160 นิวตัน (ดังรูปที่ 2.59)



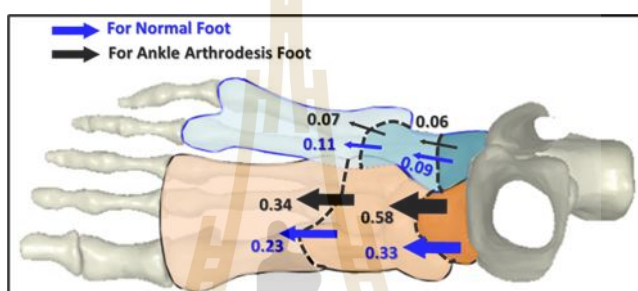
รูปที่ 2.59 ภาพแสดงการใช้แรงแนวตั้งที่ 160 นิวตันกับกระดูกแคลเซียมที่หักผ่าน (A) เอ็นร้อยหวายที่  $0^\circ$  สำหรับกลุ่มเพลา และ (B)  $30^\circ$  สำหรับกลุ่มที่มีหลายขา ตามลำดับ

### 2.12.1.7 Effects of Ankle Arthrodesis on Biomechanical Performance of the Entire Foot (Yan Wang, et al., 2015)

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทำความเข้าใจชีวกลศาสตร์ผลกระทบของภาวะข้อเสื่อมที่ข้อเท้าต่อเท้าและข้อเท้าทั้งหมดโดยใช้การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของเท้าและข้อเท้า ซึ่งเกี่ยวข้องกับกระดูก 28 ชิ้น เอ็น 103 เส้น ฟังซีดฝ่าเท้า กลุ่มกล้ามเนื้อหลัก และเนื้อเยื่ออ่อนที่ห่อหุ้ม ได้รับการพัฒนาและตรวจสอบ ซึ่งการศึกษานี้ยังได้การรองรับว่าแรงที่กระทำของกระดูกข้อเท้าส่วนหน้า ส่วนกลาง และส่วนหลัง (ดังรูปที่ 2.60) ในเท้าปกติ



มีการถ่ายโอนน้ำหนักตัวประมาณ 0.33 เท่า ผ่านข้อต่อตาโลนาวิคิวลาร์ถึงสามนิ้วแรกและประมาณ 0.09 เท่าของน้ำหนักตัวผ่านข้อต่อ calcaneocuboid กับนิ้วที่สี่และห้า กลางเท้าขยับ 0.23 ครั้ง ให้น้ำหนักตัวถึงปลายเท้าผ่านสามแฉกแรกและ 0.11 ถึงสี่และห้านิ้วในข้อเท้า arthrodesis ภาระที่ถ่ายโอนผ่านข้อต่อ talonavicular เพิ่มขึ้นเป็น 0.58 เท่าของน้ำหนักตัวและลดลงเหลือ 0.06 ที่ข้อต่อ calcaneocuboid NS แรงที่ถ่ายโอนจากกลางเท้าไปยังปลายเท้าเพิ่มขึ้นเป็น 0.34 เท่าของน้ำหนักตัวในครั้งแรก สามนิ้วและลดลงเหลือ 0.07 ในกระดูกนิ้วด้านข้างทั้งสอง โดยทั่วไปแล้ว การถ่ายเทกำลังเปลี่ยนไปไปทางด้านตรงกลางเนื่องจากข้อเข้าเสื่อม



รูปที่ 2.60 การรับน้ำหนักของน้ำหนักตัว ในรูปแบบเท้าปกติและข้อเท้าที่ไม่ปกติ

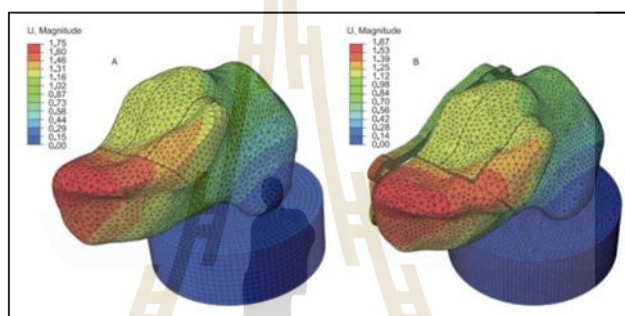
2.12.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการยึดตรึงด้วยวิธีการรักษาแบบ Percutaneous Screw Fixation หรือ Minimally Invasive Fixation และ การยึดตรึงด้วยวิธีการรักษาแบบ Open Reduction with Internal Fixation

2.12.2.1 Comparison of the biomechanical function and clinical effects of plate and multi-pin fixation in the treatment of Sanders II calcaneal fractures (Pengfei Lei, et al., 2017)

จุดมุ่งหมายของการศึกษานี้เพื่อเปรียบเทียบการทำงานทาง ชีวกลศาสตร์ และผลทางคลินิกของการตรึงเพลทและการตรึงแบบหลายขาในการรักษากระดูกหักของแซนเดอร์ส II ซึ่งในที่สุดการศึกษาทางคลินิกย้อนหลังได้ดำเนินการโดยผู้ป่วย 59 รายได้รับทั้งแผ่นเหล็กหรือการตรึงแบบ multipin fixation เพื่อสำรวจความพึงพอใจและภาวะแทรกซ้อนของเนื้อเยื่ออ่อน การตรึงแบบหลายขามีอัตราที่ตีเย็บและตีกว่าเล็กน้อยเมื่อเทียบกับการตรึงเพลท (83.4% เทียบกับ 78.3%) ( $P > 0.05$ ) การตรึงแผ่นตามกระดูกมีอัตราการเกิดภาวะแทรกซ้อนของเนื้อเยื่ออ่อนโดยรวมสูงกว่าการตรึงแบบหลายขา ( $P < 0.05$ )

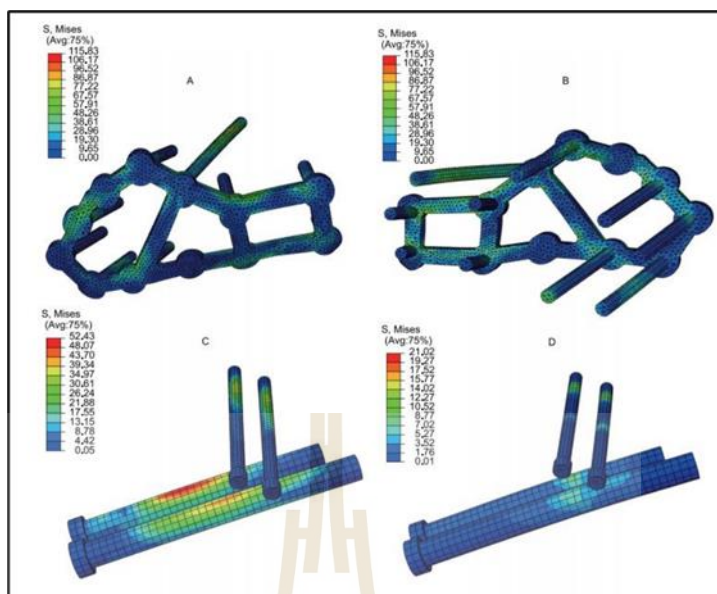
### 2.12.2.2 Biomechanical comparison of locking plate and crossing metallic and absorbable screws fixations for intra-articular calcaneal fractures (Ming Ni, et al., 2016)

การศึกษานี้เปรียบเทียบความเสถียรทางชีวกลศาสตร์ของกระดูกหักที่ยึดโดยใช้แผ่นล๊อคและสกรูไขว้ โดยแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของแคลคานีที่ไม่บวมสลายและแตกหักได้รับการพัฒนาโดยใช้ภาพ CT ของตัวอย่างซากศพ โดยทั่วไปแล้วการยึดด้วยสกรูโลหะแบบไขว้จะดีกว่าการยึดแผ่นล๊อคเนื่องจากให้ความมั่นคงเพียงพอและมีการป้องกันความเครียดน้อยกว่า (ดังรูปที่ 2.61)



รูปที่ 2.61 การเคลื่อนไหวขนาดเล็กของกระดูกแตกหัก (มม.) ใน (A) การขันสกรูโลหะและ (B) การยึดแผ่นล๊อค ซึ่งมีผลต่อความมั่นคงของการเคลื่อนไหวของกระดูกสันเท้า

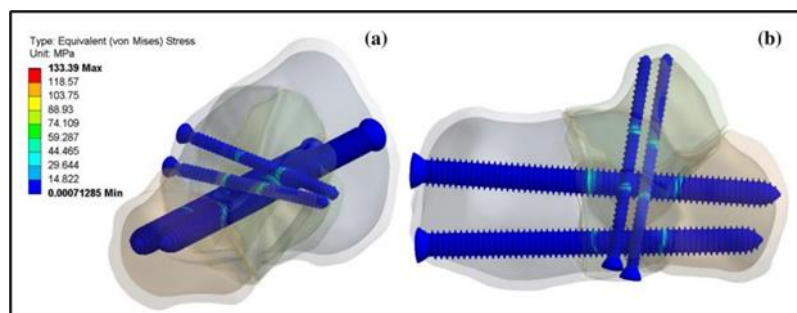
และหลังจากนั้นมีการตรวจสอบแบบจำลองความเครียด von Mises ถูกคำนวณเพื่อประเมินความเสี่ยงความล้มเหลว ของอุปกรณ์ฝังในและกระดูก (ดังรูปที่ 2.62) ความเค้นสูงสุดบนแผ่นตามกระดูกคือ 115.83 MPa ซึ่งค่อนข้างสูงกว่าความเค้นของสกรูข้าม ซึ่งความเครียดปรากฏขึ้นที่สกรูมากขึ้นที่ sustentaculum tali และตำแหน่งที่สกรูเชื่อมต่อแผ่นตามกระดูก นอกจากนี้ความเครียดยังกระจุกตัวอยู่ที่ด้านหน้าของแผ่นตามกระดูกใกล้กับด้านหลังของข้อต่อ และ สำหรับการยึดสกรูความเค้นจะสูงขึ้นรอบ ๆ บริเวณที่มีการแตกหัก ความเค้นสูงสุดที่กระทำกับสกรูโลหะนั้นสูงกว่าสกรู PLLA มาก ซึ่งส่งผลให้อาจจะเกิดความเสียหายบริเวณแผ่นตามกระดูกได้ อีกทั้ง สกรูและแผ่นตามยึดนั้นจะเป็นรองรับแรงขึ้นที่น้ำหนักกระทำต่อกระดูกอีกด้วย



รูปที่ 2.62 การกระจายของ von Mises stress (MPa) A, มุมมองด้านข้าง B, มุมมองตรงกลางในการยึดแผ่นล๊อค C, สกรูยึดโลหะ D, การยึดสกรูกรดโพลี -แอล -แลคติก

### 2.12.2.3 Primary Stability of Absorbable Screw Fixation for Intraarticular Calcaneal Fractures: A Finite Element Analysis (Ming Ni, et al., 2013)

การศึกษานี้ศึกษาความมั่นคงหลักของสกรูแบบดูดซับที่ใช้ในการแก้ไขกระดูกหักด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การแตกหักของกระดูกแซนเดอร์ชนิด III ถูกสร้างแบบจำลองตาม X-ray และภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยที่เป็นอาสาสมัคร การตรึงด้วยสกรูดูดซับไขว้สี่ตัวถูกจำลองโดยใช้ชุดซอฟต์แวร์ไฟไนต์เอลิเมนต์ตามการดำเนินการทางคลินิก ซึ่งผลลัพธ์ คือ ความเค้นของสกรูอยู่ที่จุดเชื่อมต่อระหว่างสกรูและพื้นผิวที่แตกหัก สำหรับสกรูตามขวางสองตัวความเค้นสูงสุดของ von Mises ของสกรูที่ด้อยกว่านั้นเกือบสองเท่าของสกรูที่เหนือกว่า (ดังรูปที่ 2.63) สำหรับสกรูตามยาวสองตัวสกรูตรงกลางมีความเค้นพอนมิเชสที่ใหญ่กว่า 64% เมื่อเทียบกับสกรูด้านข้าง การกระจัดของสกรูตามขวางทั้งสองมีความใกล้เคียงกันและมีขนาดใหญ่กว่าสกรูตามยาว การกระจัดของสกรูตามยาวตรงกลางนั้นมากกว่าสกรูด้านข้างเล็กน้อย

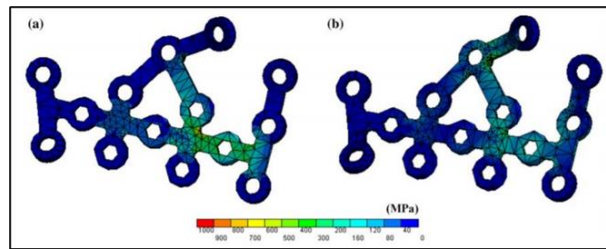


รูปที่ 2.63 ภาพแสดงความเค้นสูงสุดของ von Mises ของสกรู a) ด้านหน้า และ b) ด้านข้าง

จากการกระจายความเค้นเชิงคำนวณควรแนะนำให้ใช้สกรูที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดใหญ่เพื่อแก้ไข ส่วนหน้าของด้านหลังและ tuberosity อยู่ตรงกลางของ calcaneus การยึดด้วยสกรูที่ตูดจับได้แบบ ไชว้้นั้นปลอดภัยและควรแนะนำสำหรับกระดูกหักภายในข้อกระดูกแซนเดอร์ประเภท III ที่มีคุณภาพ กระดูกดี

#### 2.12.2.4 Biomechanical evaluation of reconstruction plates with locking, nonlocking, and hybrid screws configurations in calcaneal fracture: a finite element model study (Ching-Hsuan Chen, et al., 2017)

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์อิทธิพลทางชีวกลศาสตร์ของการตรึงเพลทด้วยการผสมสกรูล็อคและสกรูแบบไม่ล็อคที่แตกต่างกันในช่วงการรับน้ำหนักในช่วงแรก โดยแบบจำลองเท้า FE สามมิติก่อตั้งขึ้นโดยใช้ซอฟต์แวร์ ANSYS ซึ่งประกอบด้วยกระดูกกระดูกอ่อน ฟังผืดฝ่าเท้าและเนื้อเยื่ออ่อน แผ่น Calcaneal ได้รับการแก้ไขด้วยการล็อคทั้งตัว (WLS) การไม่ล็อคทั้งตัว (WNS) และการกำหนดค่าสกรูไฮบริดสำหรับการวิเคราะห์ FE ซึ่ง WNS สร้างมุม Bohler ลดลง 6.1 ° และ 2.2 ° เมื่อเทียบกับรุ่นที่ไม่เสียหาย และ WLS (WNS: 18.9; WLS: 21.1; เหมือนเดิม: 25.0 °) การกำหนดค่าสกรูแบบไฮบริดบางแบบ (มุมของโบห์เลอร์: 21.5 ° และ 21.2 °) (ตั้งรูปที่ 2.64 และ 2.65) สร้างความเสถียรใกล้เคียงกับ WLS



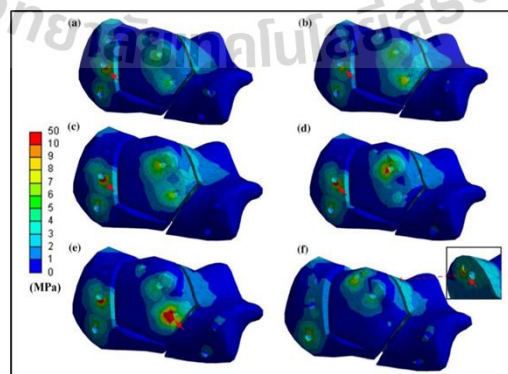
รูปที่ 2.64 ภาพแสดงการกระจายความเค้นของแผ่นตามกระดูก (a) WLS และ (b) WNS

	WNS	HS-L378	HS-L478	HS-L3478	HS-L3-8	WLS	Intact
S1	1.5	4.2	3.1	0.5	0.7	0.9	–
S2	1.7	1.5	0.9	1	1.3	1.8	–
S3	<b>12.1</b>	<b>23.3</b>	5.9	7.3	9.1	5.9	–
S4	5.3	5.1	<b>13.4</b>	7.9	6.7	5.7	–
S5	<b>11.6</b>	5.2	8.1	6.1	8.7	7.4	–
S6	2.1	1.1	1	0.9	2.3	3.6	–
S7	2.7	<b>14.1</b>	<b>14.2</b>	<b>12.9</b>	<b>10.7</b>	<b>11.9</b>	–
S8	9.4	8.6	8.6	8.5	7.5	8.8	–
Bohler angle	18.9	20.6	20.8	21.2	21.5	21.1	25

Values larger than MPa are highlighted in bold

รูปที่ 2.65 ความเค้นสูงสุดโดยวัดจากมุมของ Bohler

ผล FE แสดงให้เห็นว่าชิ้นส่วนที่ด้านหลังและ tuberosity ด้านหลังช่วยให้ความเครียดได้มากขึ้น (ดังรูปที่ 2.66) การศึกษานี้แนะนำว่าการกำหนดค่าสกรูไฮบริดที่มีสกรูล็อคอย่างน้อยสี่ตัวโดยสองตัวที่ชิ้นส่วนด้านหลังและอีกสองชิ้นที่ ส่วนของท่อนหลังเป็นทางเลือกที่ดีที่สุดสำหรับการยึดกระดูกหักของ แชนเดอร์ประเภท IIB.

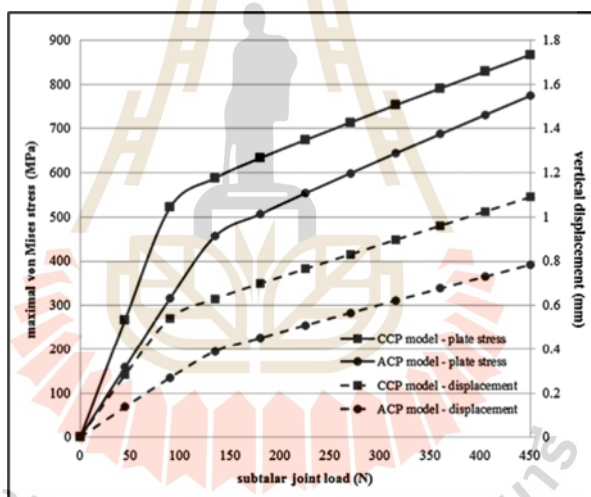


รูปที่ 2.66 การกระจายความเค้นของกระดูกสันเท้า (a) WLS, (b) HS-L3-8, (c) HS-L3478, (d) HS-L478 (e) HS-L378 และ (f) WNS

### 2.12.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ของกระดูกสันเท้าแตกหัก

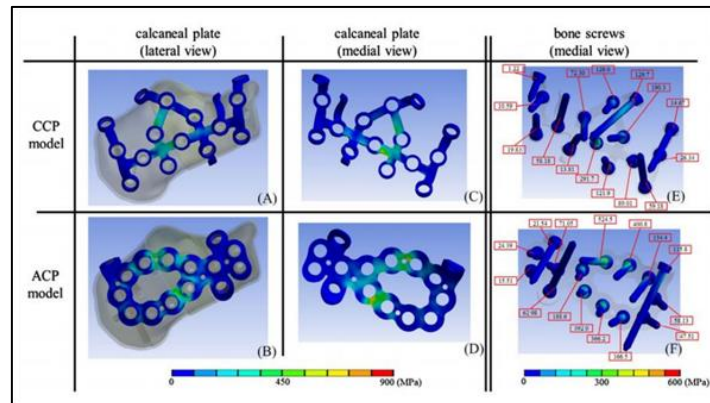
#### 2.12.3.1 Biomechanical comparison of conventional and anatomical calcaneal plates for the treatment of intraarticular calcaneal fractures – a finite element study (Bin Yu, et al., 2016)

การศึกษานี้เพื่อประเมินประสิทธิภาพของแผ่นแคลเซียมโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และเพื่อประเมินความมั่นคงและความปลอดภัยของแผ่นตามกระดูกสันเท้าและโครงสร้างกระดูกสันเท้า ผลการศึกษาพบว่าแบบจำลองแผ่นกระดูกสันเท้าทางกายวิภาคมีความแข็งของโครงสร้างโดยเฉลี่ยมากกว่า (585.7 N/mm) และความเค้นของ von Mises บนแผ่นตามกระดูกลดลง (774.5 MPa) เมื่อเทียบกับที่พบในแบบจำลองแผ่นตามกระดูกสันเท้าทั่วไป (ความแข็ง: 430.9 N/mm; ความเค้น บนแผ่น: 867.1 MPa) (ดังรูปที่ 2.67)



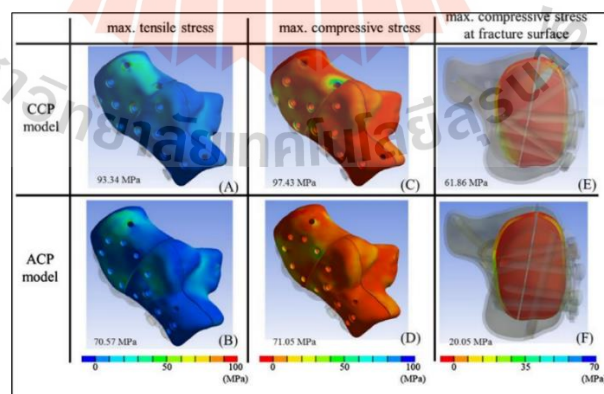
รูปที่ 2.67 ภาพแสดง ความเค้นสูงสุดเมื่อเทียบระหว่าง ACP และ CCP

แม้ว่าทั้งความเค้นและความเครียดแรงอัดสูงสุดและแรงดึงสูงสุดจะต่ำกว่าในกลุ่มแผ่นกระดูกสันเท้าทางกายวิภาค แต่พบว่าการไหลตกรูยึดมากกว่า (เฉลี่ย 172.7 MPa เทียบกับ 82.18 MPa ในแผ่นกระดูกสันเท้าทั่วไป) (ดังรูปที่ 2.68) ซึ่งมีข้อสังเกตว่าความเข้มข้นของความเครียดในระดับสูงจะเกิดขึ้นที่แผ่นกระดูกเชื่อมแนวรอยแตกที่ด้านข้างของกระดูกสันเท้าความแข็งแรงในการตรึงที่เพียงพอที่กระดูกสันเท้าบริเวณด้านหลังเป็นสิ่งสำคัญในการรักษาภาวะของข้อต่อใต้ตาหลังจากการลดและการตรึงของการแตกหักของกระดูกสันเท้า Type II-B ของแซนเดอร์ส



รูปที่ 2.68 การกระจายของ (A – D) von Mises ความเครียดบนแผ่นกระดูกสันเท้า และ สกรู (E – F) ในแบบจำลอง CCP และ ACP

นอกจากนี้ควรคำนึงถึงการออกแบบทางเรขาคณิตของแผ่นกระดูกสันเท้าเพื่อความปลอดภัยเชิงกลในการใช้งานจริง ซึ่งจากการศึกษานี้ได้ศึกษาจากความเข้ากันได้ระหว่างกระดูกกับแผ่นตามกระดูก โดยผ่านความเค้นของแผ่นตามกระดูกและความเค้นของกระดูกสันเท้า (ดังรูปที่ 2.69) ผลจากการศึกษาคู่ประกอบ ในปัจจุบันนี้แสดงให้เห็นว่า ACP มีความแข็งแรงของโครงสร้าง 108% (ก่อนที่จะมีส่วนของการแตกหัก) และ 20% (หลังการยึดส่วนของการแตกหัก) มากกว่าแบบจำลอง CCP ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเสถียรภาพของโครงสร้างหลังจากการลดการแตกหักได้ ได้รับการดูแลให้ดีขึ้นโดยแผ่นตามกระดูกสันเท้าแบบกายวิภาค



รูปที่ 2.69 การแจกแจงของ (A – B) ความเค้นแรงดึงสูงสุดของโครงสร้างกระดูก (C – D) ความเค้นอัดสูงสุดของโครงสร้างกระดูกและ (E – F) ความเค้นอัดสูงสุดที่พื้นผิวการแตกหักในแบบจำลอง CCP และ ACP

### 2.12.3.2 Single lag screw and reverse distal femur locking compression plate for concurrent cervicotrochanteric and shaft fractures of the femur: biomechanical study validated with a clinical series

เพื่อศึกษาทางชีวกลศาสตร์โดยใช้วิธีการยึดตรึงแบบ Single lag screw และ reverse distal femur locking compression plate สำหรับ cervicotrochanteric และ shaft fractures พร้อมทั้งตรวจสอบด้วยชุดข้อมูลทางการแพทย์ ซึ่งการจัดการการผ่าตัดที่ดีที่สุดของ cervicotrochanteric และ shaft fractures ของ femur พร้อมกันยังไม่ได้ได้รับความยินยอม ผู้เขียนจึงได้ตรวจสอบความน่าเชื่อถือของสกรูยึดแบบ single lag แบบผสมผสานและ reverse distal femur locking compression plate (LCP-DF) โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FE) เพื่ออธิบายถึงชีวกลศาสตร์ของเทคนิคเหล่านี้ โดยการศึกษา FE นี้ สำหรับการวิเคราะห์ประสิทธิภาพทางชีวกลศาสตร์จำเป็นต้องมีการสร้างแบบจำลองกระดูกโคนขาและรากฟันเทียมสามมิติ (3D) ซึ่งสร้างและประกอบขึ้นจริงโดยซอฟต์แวร์ CAD มี 6 กรณีในการวิเคราะห์ FE ซึ่งมาจากตำแหน่งการแตกหัก 2 ตำแหน่งที่มีการยึดตรึง 3 ประเภทที่แตกต่างกัน ทุกกรณีได้รับการวิเคราะห์โดยแพ็คเกจซอฟต์แวร์เชิงพาณิชย์ของ FE ซึ่งคุณสมบัติวัสดุทั้งหมดที่กำหนดให้กับแบบจำลอง FE ของกระดูกและอุปกรณ์ยึดตรึงจะถือว่ามีลักษณะเป็น homogenous และ linearly elastic โดยแบบจำลอง Cortical bone และ Cancellous bone เป็น anisotropic และอุปกรณ์ยึดตรึงทั้งหมดทำจากไททานเนียมอัลลอยด์เป็นแบบ isotropic และบริเวณที่แตกหักถูกกำหนดเป็น initial connective tissue (ดังรูปที่ 2.70)

Materials	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio	Shear modulus (MPa)
Cortical bone	$E_1 = 17,900$	$\nu_{12} = 0.26$	$G_{12} = 5,710$
	$E_2 = 18,800$	$\nu_{23} = 0.31$	$G_{23} = 7,110$
	$E_3 = 22,800$	$\nu_{31} = 0.38$	$G_{31} = 6,580$
Cancellous bone	$E_1 = 676$	$\nu_{12} = 0.30$	$G_{12} = 370$
	$E_2 = 968$	$\nu_{23} = 0.30$	$G_{23} = 292$
	$E_3 = 1,352$	$\nu_{31} = 0.30$	$G_{31} = 505$
Titanium	$E = 110,000$	$\nu = 0.33$	–
Initial connective tissue	$E = 3$	$\nu = 0.40$	–

รูปที่ 2.70 คุณสมบัติวัสดุของงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง



ดังนั้นผลลัพธ์ที่ได้คือ เกี่ยวกับความเสี่ยงในความเครียดของอุปกรณ์ยึดตรึง ความคงตัวของกระดูกแตกหัก ความเครียดของกระดูก และ SED ในแบบจำลองการแตกหักแบบขวางและระหว่างเซลล์ซึ่งได้มาจากผลลัพธ์ของ FE การรวมกันของสกรู single lag และ LCP-DF แบบย้อนกลับเป็นเทคนิคที่มีประสิทธิภาพสำหรับการยึดตรึงกระดูกแตกหัก อีกทั้งผลลัพธ์ทางการแพทย์ แสดงให้เห็นว่าเทคนิคที่เสนอนี้อาจเป็นทางเลือกที่ปฏิบัติได้จริงและจำเป็นสำหรับการแตกหักของกระดูกซี่โครงและกระดูกโคนขาพร้อมกันโดยเฉพาะอย่างยิ่งในสถานการณ์ที่ไม่เหมาะสมสำหรับ intramedullary nailing และ dual-system devices

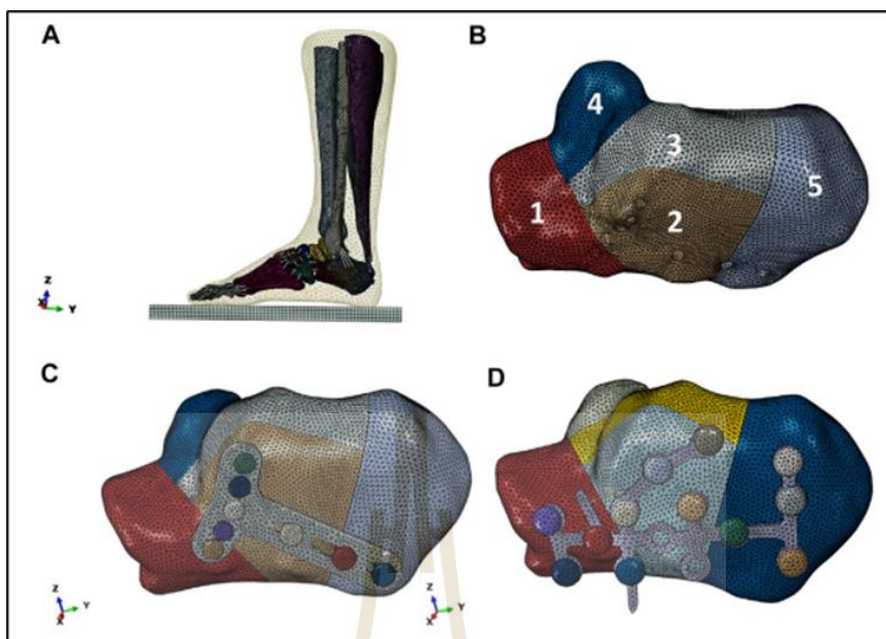
### 2.12.3.3 Ducti Biomechanical Analysis of a Novel Double-Point Fixation Method for Displaced Intra-Articular Calcaneal Fractures le Coulomb-Mohr (DCM)

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษานี้เพื่อเสนอ "การตรึงแบบสองจุด" ซึ่งเป็นเทคนิคแบบใหม่สำหรับการรักษาด้วยวิธียึดตรึงสำหรับการดูกลสันเท้าแตกหัก และเปรียบเทียบความเสถียรทางชีวกลศาสตร์กับเทคนิคแบบเดิมคือ "การตรึงแบบสามจุด" (ดังรูปที่ 2.72) โดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของเท้าที่มีการแตกหักของกระดูกสันเท้าประเภท Sanders ชนิด IIIAB ซึ่งทุกกรณีได้รับการวิเคราะห์ ดังนี้ การกระจายความเค้น การเคลื่อนตัวของรอยแตก และการเปลี่ยนแปลงของมุม Böhler และมุม Gissane ซึ่งจากรูป (ดังรูปที่ 2.71) พบว่า การยึดตรึงแบบสองจุดแสดงให้เห็นความเครียดของกระดูกสันเท้าส่วนล่าง (103.3 เทียบกับ 199.4 MPa) แต่ความเครียดของอุปกรณ์ยึดตรึงนั้นสูงขึ้น (1,084.0 เทียบกับ 577.9 MPa) อีกทั้งการเคลื่อนตัวของการยึดตรึงแบบสองจุดนั้นสูงกว่าการเคลื่อนตัวของยึดตรึงแบบสามจุด (3.68 มม. เทียบกับ 2.53 มม.) และอีกทั้งการเคลื่อนตัวของบริเวณข้อต่อ นั้น คือ 0.127 เทียบกับ 0.150 มม. และการเปลี่ยนแปลงของมุมโบห์เลอร์ (0.9° เทียบกับ 1.4°) และมุมของ Gissane (0.7° เทียบกับ 0.9°) โดยการยึดตรึงแบบสองจุดนั้นค่อนข้างต่ำกว่าเมื่อเทียบกับการยึดตรึงแบบสามจุด

Parameter	Condition	Heel strike	Midstance	Push-off
Total displacement (mm)	DPF	1.60	1.90	3.68
	TPF	1.22	1.61	2.53
Posterior joint facet fracture displacement (mm)	DPF	0.076	0.048	0.127
	TPF	0.160	0.060	0.150
Böhler angle (°)	DPF	31.6	31.2	30.7
	TPF	31.4	30.5	30.0
Gissane's angle (°)	DPF	129.2	129.6	129.9
	TPF	129.9	130.5	130.7

DPF, double-point fixation; TPF, three-point fixation

รูปที่ 2.71 การแสดงผลลัพธ์ในรูปแบบการยึดตรึงแบบสองจุด และ สามจุด



รูปที่ 2.72 รูปแบบจำลองท่าทางการวิเคราะห์ (A), รูปแบบจำลองรอยแตก (B), รูปแบบการยึดตรึงของทั้งสองอุปกรณ์ คือ สองจุด (C) และ สามจุด (D)

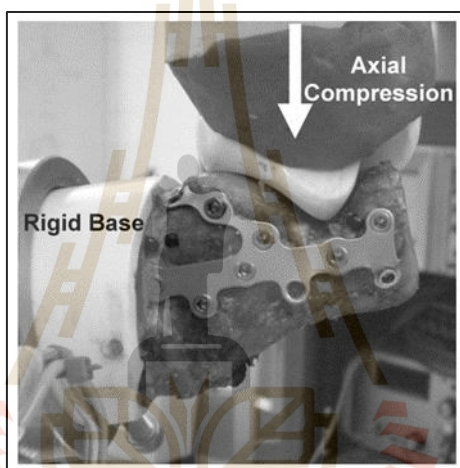
ดังนั้นผลการวิจัยพบว่า รูปแบบการยึดตรึงของทั้งสองอุปกรณ์สองจุด ทำให้เกิดความเครียดบนกระดูกสันเท้าน้อยลง การเคลื่อนตัวของบริเวณรอยแตกน้อยลง และการเปลี่ยนแปลงในมุมโบทเลอร์และมุมกิสแซน ซึ่งบ่งชี้ถึงความเสถียรในการยึดตรึงที่ดีขึ้น และความเสี่ยงต่อการเกิดกระดูกสันเท้าแตกหักจากความเครียดน้อยลงได้ เป็นต้น

#### 2.12.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการทดสอบคุณสมบัติสมบัติทางกลของแบบจำลองกระดูกสันเท้าแตกหัก

2.12.4.1 Biomechanical Evaluation of a Locking and Nonlocking Reconstruction Plate in an Osteoporotic Calcaneal Fracture Model (Matthew H. Blake, et al., 2011)

การศึกษานี้ประเมินประสิทธิภาพทางชีวกลศาสตร์ของแผ่นเพลตแบบล็อกเปรียบเทียบกับแผ่นเพลตแบบไม่ล็อกเมื่อยึดเข้ากับกระดูกสันเท้าของศพ ซึ่งแบบจำลองที่ใช้นั้นมีรูปแบบการแตกหักแบบ Saunders II B ซึ่งตัวอย่างถูกแรงกระทำในแนวแกนเป็นเวลา 1,000 รอบ

ผ่านกระดูกทาลัสตามด้วยการแรงกระทำจนเกิดความล้มเหลว (ดังรูปที่ 2.73) ผลลัพธ์ที่ได้นั้นไม่พบความแตกต่างที่มีนัยสำคัญระหว่างโครงสร้างของแผ่นเพลตแบบการลีดและของแผ่นเพลตแบบไม่ลีดในการเคลื่อนที่ระหว่างการแรงกระทำแบบรอบ ( $p > 0.2$ ) สรุปได้ว่าการศึกษานี้ไม่ได้เปิดเผยความได้เปรียบทางกลของการยึดแผ่นเพลตแบบลีดสำหรับการแตกหักของกระดูกสันเท้าด้วยการเลือกรูปแบบแผ่นและรอยแตก อย่างไรก็ตามความเกี่ยวข้องทางคลินิกถึงแม้ว่าเทคโนโลยีแผ่นเพลตแบบลีดได้แสดงให้เห็นถึงข้อได้เปรียบทางกลสำหรับการจัดการกระดูกแตกหักในแบบจำลองโรคกระดูกพรุนอื่นๆ แต่ไม่พบในแบบจำลองการแตกหักและโครงสร้าง ซึ่งยังไม่ชัดเจนว่าเทคนิคการตรึงใดมีประโยชน์มากที่สุดในการแตกหักของกระดูกสันเท้าเหล่านี้

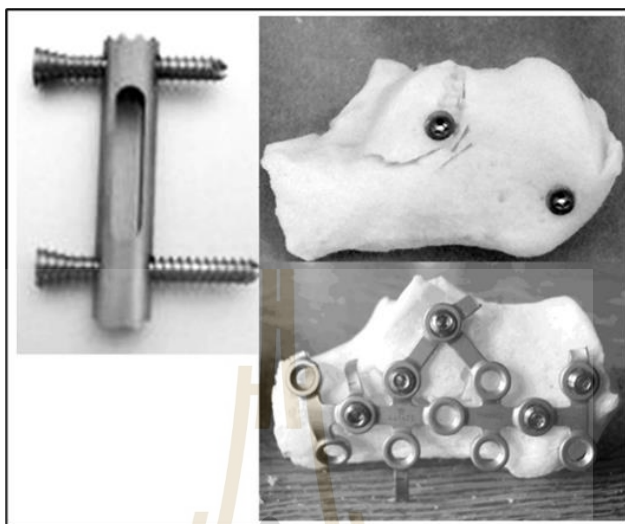


รูปที่ 2.73 รูปถ่ายของการตั้งค่าการทดสอบทดลองในการทดสอบทางกลของกระดูกสันเท้าที่มีรอยแตกแบบ Sander's II B

#### 2.12.4.2 Primary stability of an intramedullary calcaneal nail and an angular stable calcaneal plate in a biomechanical testing model of intraarticular calcaneal fracture (M. Goldzak, et al., 2014)

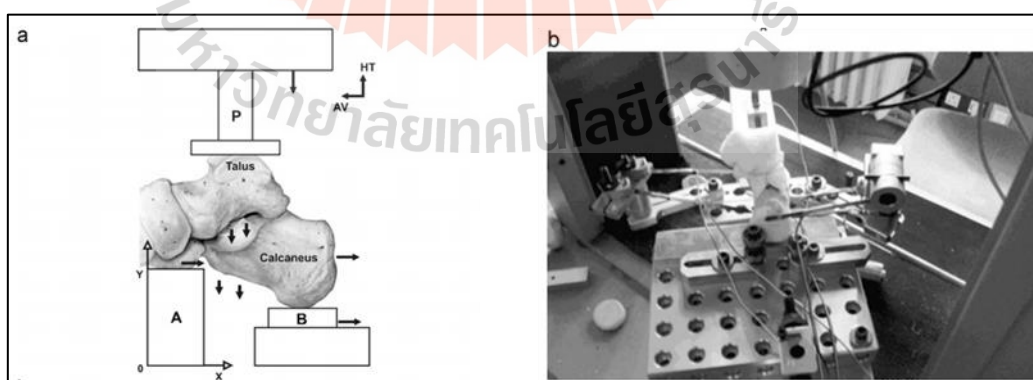
ปัจจุบันการยึดตรึงด้วยวิธีการจัดกระดูกโดยวิธีผ่าตัด (ORIF) และการตรึงภายในถือได้ว่าเป็นการรักษาที่มีสำคัญสำหรับการแตกหักภายในข้อที่ถูกแทนที่ของกระดูกสันเท้า แต่เนื่องจากการใช้แผ่นเพลตยึดกระดูกสันเท้าด้วยวิธีเปิดแผลด้านข้างของข้อเท้าจะมีความเสี่ยงที่จะเกิดโรคแทรกซ้อนจำนวนมาก รวมถึงการหายช้า ผิวนิ่งตาย หรือการติดเชื้อ ทางแพทย์จึงได้คิดค้นเทคนิคใหม่ ได้แก่ เทคนิคการเปิดแผลขนาดเล็ก ซึ่งได้รับการจัดตั้งเพื่อรักษาเสถียรภาพการแตกหักและการสนับสนุนของข้อต่อ subtalar จุดมุ่งหมายของการศึกษานี้เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพ

ทางชีวกลศาสตร์เบื้องต้นของอุปกรณ์ใหม่ (แกนโลหะตามในช่องไขกระดูก) กับแผ่นเพลตยึดด้านข้าง (ดังรูปที่ 2.74) โดยทำการทดสอบทางชีวกลศาสตร์บนเท้ามนุษย์ 14 ชิ้น (7 คู่)



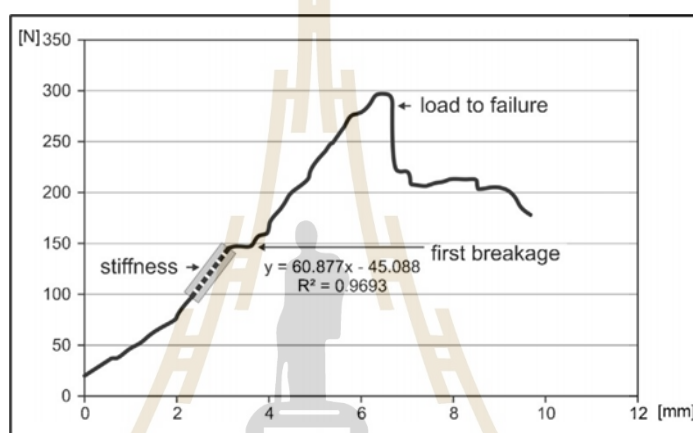
รูปที่ 2.74 แกนโลหะตามในช่องไขกระดูก (ซ้ายบน) และมุมมองด้านข้างของกระดูกสันเท้าที่ลือคอยู่ (ด้านบนขวา) และเพลตลือคกระดูกสันเท้าแบบมุ่มคงที่ (ด้านล่าง)

ซึ่งกระดูกสันเท้าแห้งแตกทำให้เกิดรูปแบบการแตกหักแบบ Sanders type IIB และยึดตรึงด้วยแผ่นเพลตยึดกระดูกสันเท้าหรือแกนโลหะตามในช่องไขกระดูกโดยการทดสอบนั้นใช้แรงกดผ่านทาลัส ซึ่งความเร็วของแรงกระทำคงที่จนกระทั่งเกิดความเสียหายกับเครื่องทดสอบและอุปกรณ์ติดตั้งเฉพาะเพื่อหลีกเลี่ยงแรงเฉือน (ดังรูปที่ 2.75)

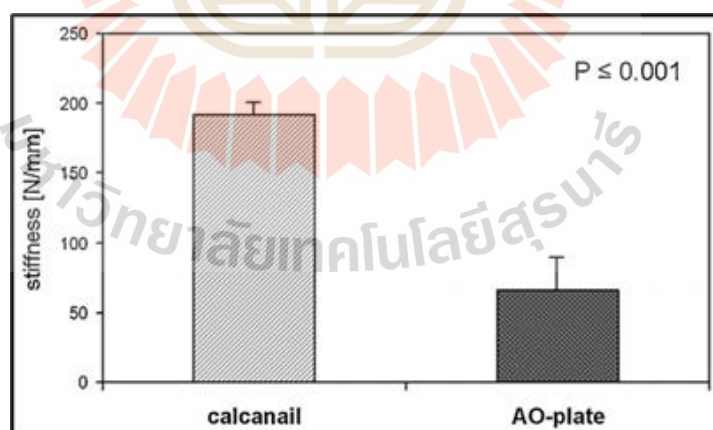


รูปที่ 2.75 ภาพแสดงการตั้งค่าการทดสอบทางกลต่างๆ ของงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง  
(a) การตั้งค่าการทดลองแบบแผนผังตามงานวิจัยของ Bardet และคณะ. (b) การตั้งค่าการทดลอง (มุมมองด้านหลังของกระดูกสันเท้า)

ผลลัพธ์ คือการกระจัดของชิ้นส่วนของข้อต่อใต้เท้าลารลดลงอย่างมากในชิ้นงานทดสอบที่ตรึงด้วยแกนโลหะตามในช่องไขกระดูก (ดังรูปที่ 2.76) ซึ่งความแข็งและแรงกระทำต่อความล้มเหลวนั้นสูงขึ้นอย่างมีนัยสำคัญหลังจากการตรึงด้วยแกนโลหะตามในช่องไขกระดูกมากกว่าหลังการใช้แผ่นยึด ความล้มเหลวของโหมตการตรึงทั้งสองแบบมักเกิดขึ้นที่ส่วนหน้าของกระดูกสันเท้า (ดังรูปที่ 2.77) สรุปคือ ความคงตัวเบื้องต้นของแกนโลหะตามในช่องไขกระดูกดูเหมือนจะดีกว่าแผ่นยึด ซึ่งแสดงถึงเทคนิคมาตรฐานในปัจจุบันในการสร้างกระดูกสันเท้าที่หักแบบเปิดขึ้นใหม่ ผลลัพธ์จากแบบจำลองการทดลองพุดถึงการใช้แกนโลหะตามในช่องไขกระดูกในทางคลินิก



รูปที่ 2.76 กราฟแสดงระหว่างแรงกระทำกับระยะเคลื่อนตัวพร้อมคำจำกัดความที่ใช้ในข้อความ

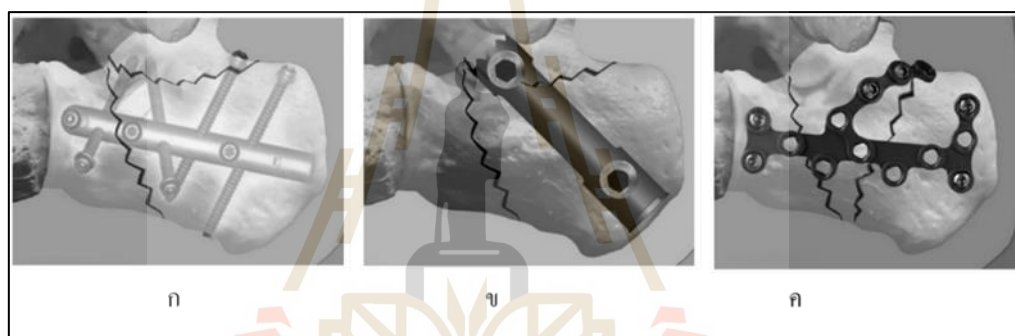


รูปที่ 2.77 ความแข็งจากแผนภาพแสดงระหว่างแรงกระทำกับระยะเคลื่อนตัว

แสดงความแข็งที่สูงกว่าแผ่นล้อยึดอย่างมีนัยสำคัญ

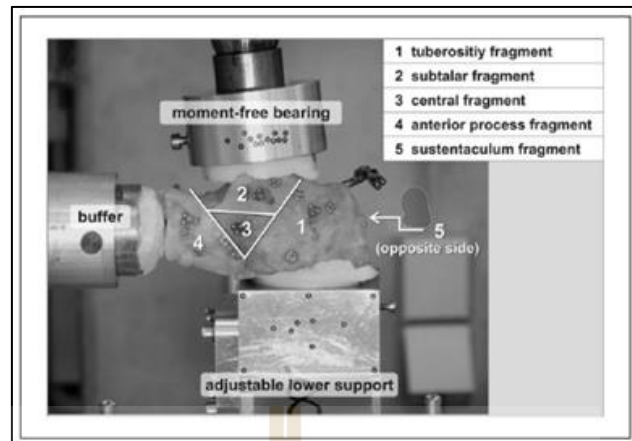
### 2.12.4.3 Interlocking Nailing Versus Interlocking Plating in Intra-articular Calcaneal Fractures: A Biomechanical Study (Sophia Reinhardt, et al., 2016)

การยึดตรึงด้วยวิธีการจัดกระดูกโดยวิธีผ่าตัด (ORIF) ด้วยเพลทถือเป็นมาตรฐานหลักของการผ่าตัดรักษาภาวะกระดูกแตกหักภายในข้อที่เคลื่อนออกจากตำแหน่ง แต่วิธีดังกล่าวเกิดความเสี่ยงสูงต่อภาวะแทรกซ้อนของบาดแผล ดังนั้นเทคนิคการเปิดแผลน้อยที่สุดอาจหลีกเลี่ยงภาวะแทรกซ้อนของบาดแผลได้ดีกว่า แต่ให้ความมั่นคงของโครงสร้างที่จำกัด ดังนั้นจุดมุ่งหมายของการศึกษานี้คือการหาความเสถียรเบื้องต้นของการรักษาการเชื่อมติดของกระดูกสันเท้าที่มีการเปิดแผลน้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับแผ่นเพลตยึดปรับมุมได้ (ดังรูปที่ 2.78)



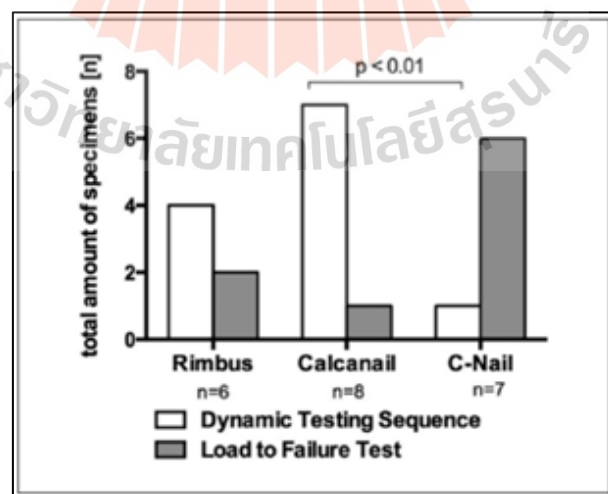
รูปที่ 2.78 ภาพแสดงการวางตำแหน่งของอุปกรณ์ยึดตรึงของงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (ก) อุปกรณ์จับยึดในการเปิดแผลน้อยที่สุด แบบระบบฝังใน C-Nail , (ข) อุปกรณ์จับยึดในการเปิดแผลน้อยที่สุด แบบระบบฝังใน Calcanail และ (ค) อุปกรณ์จับยึดแบบแผ่นเพลตยึดปรับมุมได้

วัสดุและวิธีการ: การสร้างแบบจำลองการแตกหักของ Sanders type IIB ที่ได้จากภาพถ่ายด้วยคอมพิวเตอร์ที่ได้มาตรฐานถูกสร้างขึ้นจากกระดูกสันเท้า 21 ศพ ที่แช่แข็ง โดยการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ประกอบด้วยลำดับแรงกระทำแบบไดนามิกส์ (เริ่มต้นจากแรงกระทำ 20 N, 1000 N ถึง 2500 N, เพิ่มขึ้นทีละ 100 N ทุก 100 รอบ, 0.5 มม./วินาที) และลำดับแรงกระทำไปจนถึงความเสียหายสูงสุด (แรงกระทำสูงสุดที่ 5000 N, 0.5 มม./วินาที) (ดังรูปที่ 2.79)



รูปที่ 2.79 แบบจำลองการแตกหักและอุปกรณ์จับยึดที่ติดตั้งอยู่ภายในเครื่อง servohydraulic

ผลลัพธ์: ไม่พบความแตกต่างที่มีนัยสำคัญเกี่ยวกับภาระต่อความเสียหายสูงสุด ความแข็ง มุมของโบลเดอร์ หรือการเคลื่อนที่ระหว่างชิ้นส่วนระหว่างระบบการยึดตรึงด้วยแบบต่างๆ พบว่าความแตกต่างที่มีนัยสำคัญกับลำดับการทดสอบความเสียหายสูงสุดแบบไดนามิกส์ที่ 87.5% ของระบบฝังใน Calcanail เกิดความเสียหายสูงสุดในทางตรงกันข้ามกับ 14% ของกลุ่ม C-Nail ( $P < .01$ ) และ 66% ของแผ่น Rimbus ซึ่ง C-Nail ตรวจพบแรงกระทำสูงสุดที่นำไปสู่ความเสียหายสูงสุด และมุมของโบลเดอร์ ซึ่งแสดงช่วงของระบบทางสรีรวิทยากับการปลุกถ่ายทั้งหมดก่อนและหลังการทดสอบในทางชีวกลศาสตร์ (ดังรูปที่ 2.80) สรุป: เทคนิคการเปิดแผลน้อยที่สุดทั้งสองระบบนั้นมีความเสถียรขั้นต้นสูงซึ่งไม่ได้ด้อยกว่าแผ่นเพลตยึดปรับมุมได้



รูปที่ 2.80 ความเสียหายในลำดับการทดสอบแบบไดนามิกส์

(n = จำนวนชิ้นส่วนที่ได้รับการทดสอบ)

## บทที่ 3

### วิธีการดำเนินการวิจัย

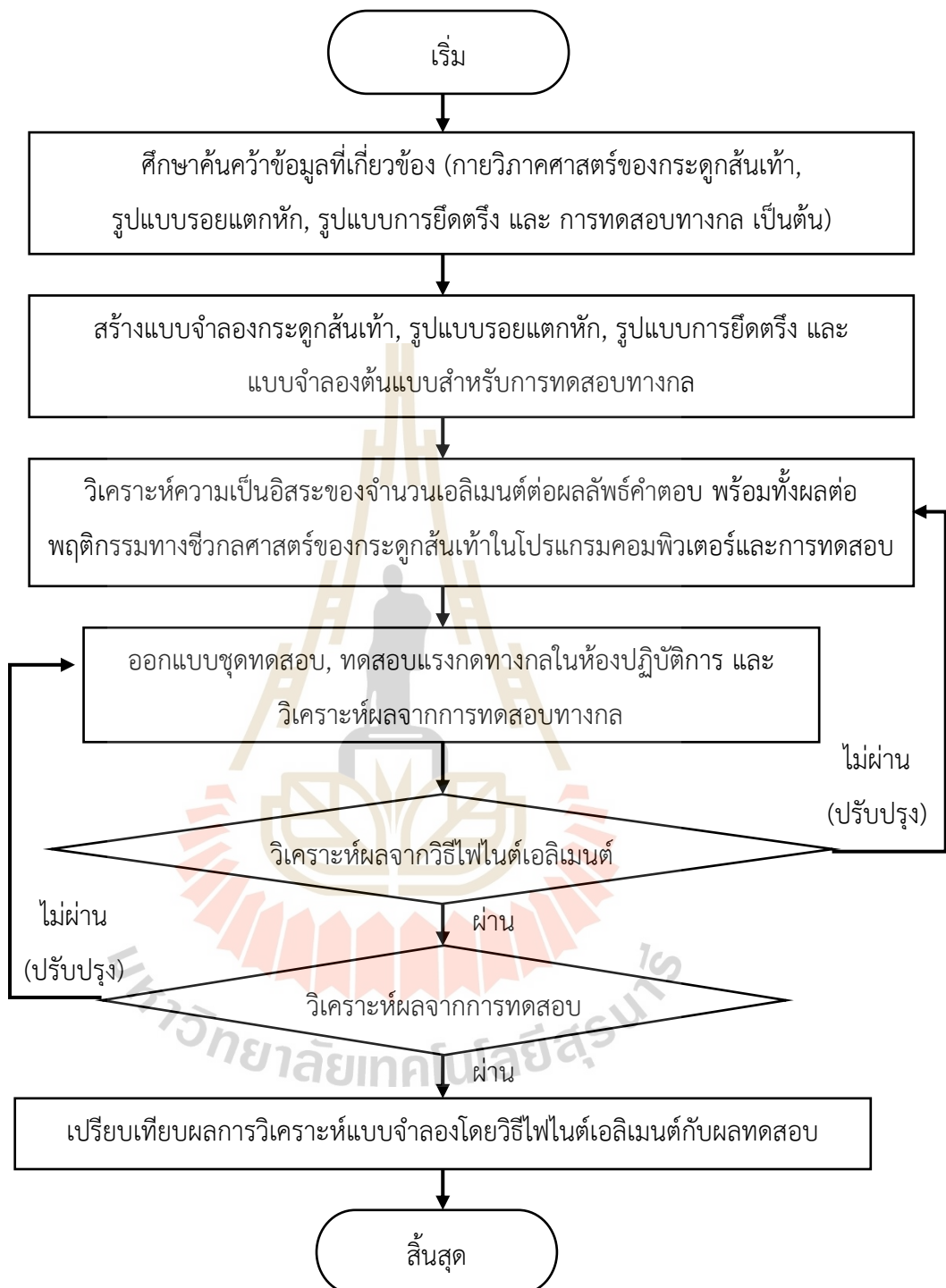
#### 3.1 กล่าวนำ

การดำเนินการวิจัยเล่มนี้เป็นการศึกษาเชิงเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกหักต่างกัน สองรูปแบบ ได้แก่ Tongue Type และ Joint Depression Type อีกทั้ง 3 รูปแบบการยึดตรึง ได้แก่ Percutaneous Screw, Two-point without Tuberosity และ Two-point with Tuberosity พร้อมทั้งการยึดด้วยจำนวนรูของอุปกรณ์ยึดตรึง ได้แก่ 5, 6 และ 7 รู โดยการศึกษาเกี่ยวกับรูปแบบรอยแตกดังกล่าว พร้อมทั้งงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับ รูปแบบการยึดตรึงทั้ง 3 รูปแบบ ซึ่งการศึกษานี้ รวมถึงด้านกายวิภาคศาสตร์ของกระดูกสันเท้า และเส้นแกนและมุมอ้างอิงของกระดูกสันเท้า อีกทั้งยังศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการตรวจสอบเอลิเมนต์เพื่อความแม่นยำของโปรแกรม ANSYS พร้อมทั้ง การศึกษาการทดสอบทางกล ด้วยเครื่องทดสอบแรงดึง

การสร้างแบบจำลองกระดูกสันเท้าแบ่งออกเป็นสองส่วนได้แก่ กระดูก Cortical และ กระดูก Cancellous พร้อมรูปแบบรอยแตกหัก สองรูปแบบ ได้แก่ Tongue Type และ Joint Depression Type อีกทั้งยังสร้างแบบจำลองของอุปกรณ์ยึดตรึง ได้แก่ Percutaneous Screw แบบขวาง จำนวน 1 ตัว และ แบบยาว จำนวน 2 ตัว ต่อกระดูกสันเท้าหนึ่งชิ้น, แผ่นอุปกรณ์ยึดตรึง จำนวน 5,6 และ 7 รู จำนวน 1 ตัว ต่อกระดูกสันเท้าหนึ่งชิ้น และ สกรูแบบล๊อค 5 ตัว สำหรับแผ่นอุปกรณ์ยึดตรึง จำนวน 5 รู สกรูแบบล๊อค 6 ตัว และ 7 ตัว ตามลำดับ เพื่อนำไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ทั้งนี้ยังสร้างแบบจำลองต้นแบบของกระดูกสันเท้าแตกหัก รูปแบบรอยแตกหักแบบ Tongue Type ยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ Two-point without Tuberosity จำนวน 6 รู เพื่อทำการทดสอบทางกล เป็นต้น

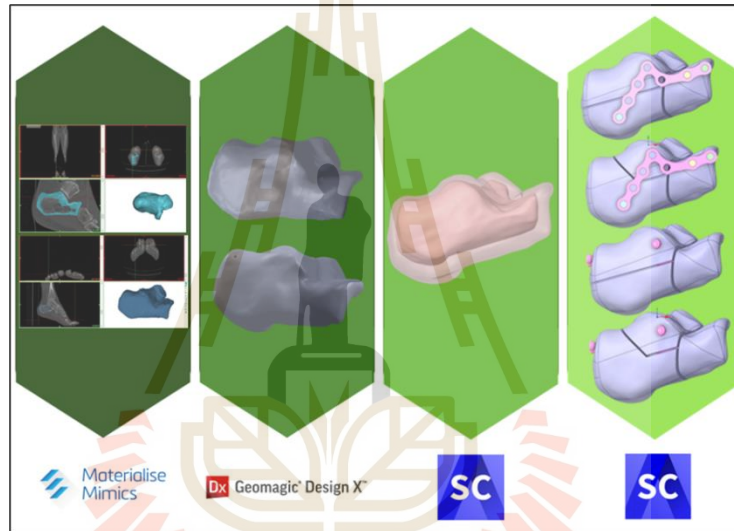
ดังนั้นการสร้างแบบจำลองต้นแบบของกระดูกสันเท้าแตกหัก รูปแบบรอยแตกหักแบบ Tongue Type ยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ Two-point without Tuberosity จำนวน 6 รู ของการทดสอบทางกลเพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องกับการสร้างแบบจำลองเพื่อนำไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ อีกทั้งยังมีการตรวจสอบความถูกต้องของค่าต่างๆในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วยการสร้างตาข่ายเอลิเมนต์เป็นต้น ทั้งนี้หากข้อมูลยังไม่ถูกต้องจะต้องกลับไปกระบวนการก่อนหน้าหรือกระบวนการเริ่มต้น โดยงานวิจัยเล่มนี้มีวิธีการดำเนินการดังนี้



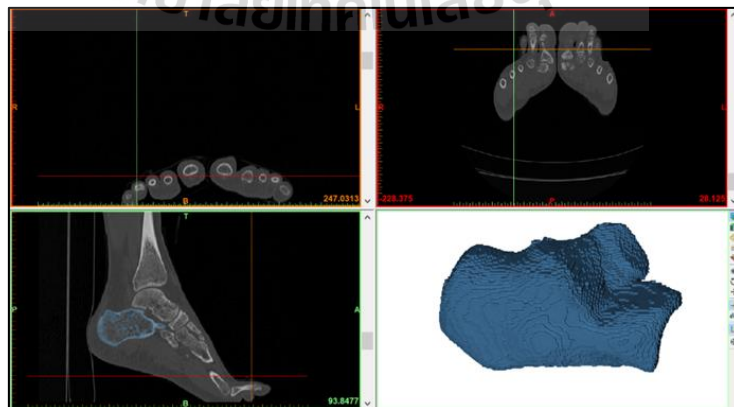


### 3.2 การสร้างแบบจำลอง 3 มิติ ของกระดูกสันเท้า

การเตรียมตัวสร้างแบบจำลองกระดูกสันเท้าแบบ 3 มิติ นั้น สามารถทำได้หลากหลายวิธีและหลากหลายโปรแกรม ซึ่งงานวิจัยเล่มนี้ มีขั้นตอนวิธีดำเนินงานวิจัย (ดังรูปที่ 3.1) โดยการถูกสร้างใหม่ของกระดูกสันเท้านั้น เริ่มต้นขึ้น โดยอาศัยภาพจากการถ่ายภาพทางการแพทย์ในรูปแบบไฟล์ DICOM โดยมาจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT scan) 64 สไลซ์ จากอาสาสมัครที่เป็นคนไทย ที่มีสุขภาพดี เพศชาย อายุ 36 ปี น้ำหนักเฉลี่ย 70 กก. จากกรมศัลยกรรมกระดูกและข้อ), โรงพยาบาลมหาราชธานี ประเทศไทย (ดังรูปที่ 3.2) จากข้อมูลที่ได้นำมาวิเคราะห์เพื่อตรวจสอบว่าสมบูรณ์หรือไม่

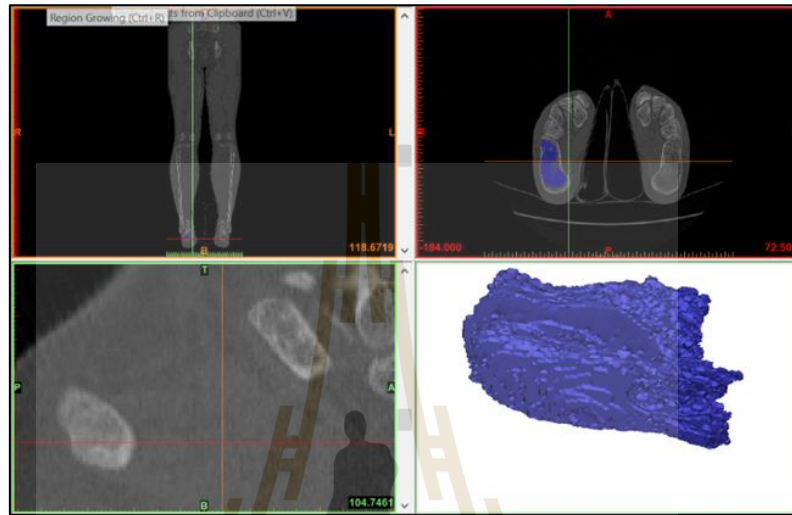


รูปที่ 3.1 ภาพแสดงวิธีการดำเนินการสร้างแบบจำลองของกระดูกสันเท้า

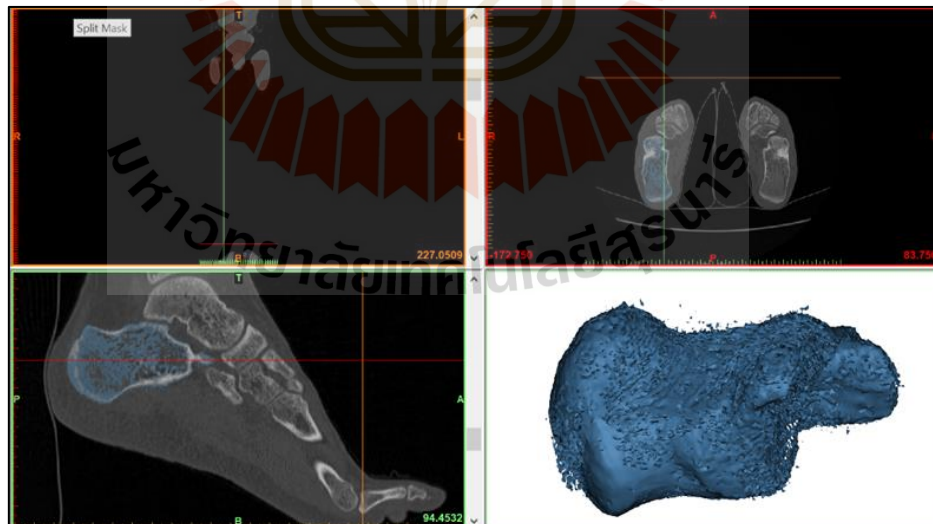


รูปที่ 3.2 ภาพเอกซเรย์ด้วยคอมพิวเตอร์ (CT scan) ของอาสาสมัคร บริเวณกระดูกข้อ

จากนั้นนำข้อมูลภาพเอกซเรย์ดังกล่าวนำมาขึ้นรูปทรงของกระดูกสันเท้า โดยทำสองส่วน ได้แก่ กระดูก Cortical และ กระดูก Cancellous โดยทำการเลือกบริเวณสองส่วนดังกล่าว โดยทำทุกสไลด์ (ดังรูปที่ 3.3 และ 3.4) โดยใช้โปรแกรม Materialise Mimics 20.0

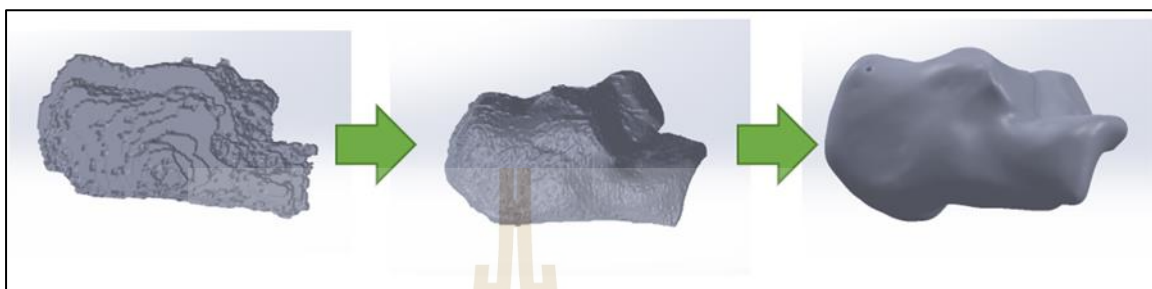


รูปที่ 3.3 ภาพแสดงการสร้างกระดูก cancellous ผ่าน โปรแกรม Materialise Mimics 20.0



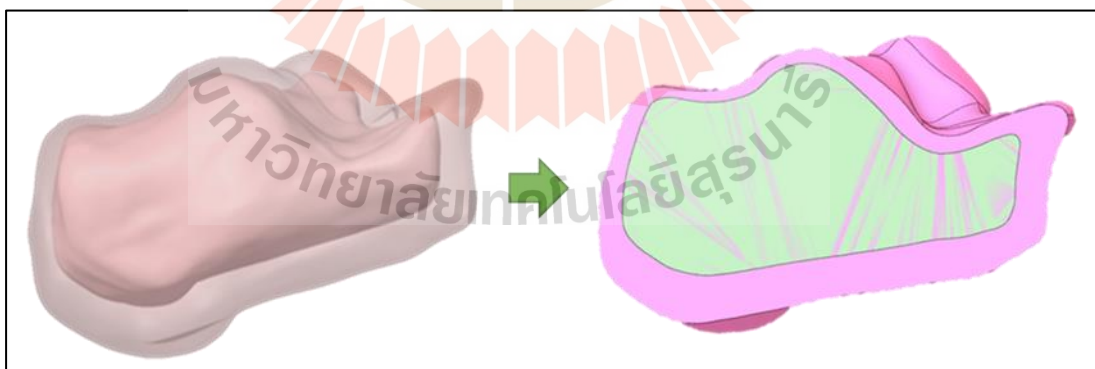
รูปที่ 3.4 ภาพแสดงการสร้างกระดูก cortical ผ่าน โปรแกรม Materialise Mimics 20.0

เมื่อได้รูปทรงกระดูกทั้งสองส่วน จะนำไปปรับผิวเพื่อให้ได้รูปทรงที่ต้องการตามลักษณะกายวิภาคศาสตร์ของกระดูกสันเท้า โดยใช้โปรแกรม Geomagic design x (ดังรูปที่ 3.5) พร้อมทั้งการปรับนั้นขนาดของกระดูกควรสอดคล้องกันทั้งแบบจำลองและจากภาพถ่ายเอกซเรย์



รูปที่ 3.5 การปรับแต่งแบบจำลอง โดยใช้โปรแกรม Geomagic design x

เมื่อกระดูกทั้งสองส่วนปรับแต่งผิวสำเร็จ ดังนั้นจะสามารถนำกระดูกทั้งสองส่วนนี้ประกอบเข้ารวมกัน ซึ่งการตั้งแกนอ้างอิงของทั้งสองส่วนนั้นควรเป็นตำแหน่งเดียวกัน จากนั้นทำการแบ่งส่วนโดยใช้กระดูกส่วนนอกเป็นหลัก และแบ่งตามลักษณะของกระดูกส่วนด้านใน จะเกิดการรวมกันของทั้งสองส่วนเพื่อเป็นกระดูกสันเท้า 1 โมเดล เป็นต้น (ดังรูปที่ 3.6)

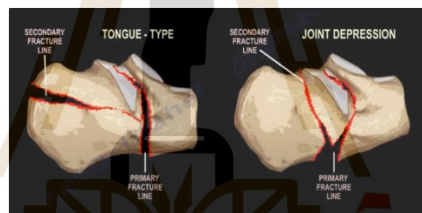


รูปที่ 3.6 ภาพแสดงกระดูกสันเท้าที่แบ่งกระดูกเป็นสองส่วน

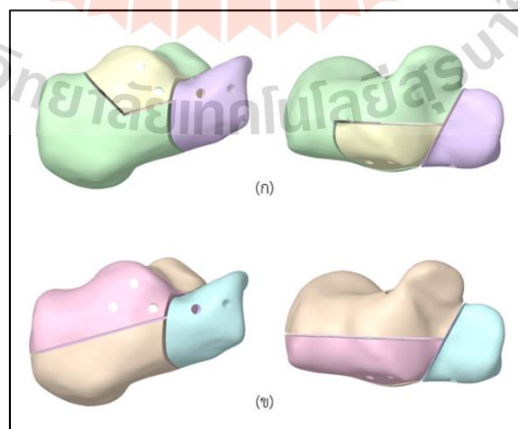
### 3.3 การสร้างแบบจำลองรอยแตกหักของกระดูกสันเท้า

เมื่อแบบจำลองกระดูกสันเท้าที่แบ่งเป็นสองส่วน ข้างต้น จากนั้นนำแบบจำลองทำการจำลองรูปแบบรอยแตกหัก โดยแบ่งเป็นสองรูปแบบ ได้แก่ Tongue Type และ Joint Depression Type

โดยรูปแบบรอยแตกแบ่งเป็นสองส่วนหลักๆ ได้แก่ เส้นปฐมภูมิ และ เส้นทุติยภูมิ เส้นปฐมภูมิ (Primary fracture line) เป็นเส้นรอยแตกหลักนั้นแบ่งกระดูกออกเป็นสองส่วน คือ ส่วนด้านหน้า (Anterior) และ ส่วนด้านหลัง (Posterior) โดยเส้นรอยแตกหลักนี้เกิดขึ้นทั้งสองรูปแบบ รอยแตกหัก (ดังรูปที่ 3.7) โดยสร้างแบบจำลองบริเวณ sinus tarsi ของกระดูกสันเท้า เพื่อให้ใกล้เคียงกับพฤติกรรมการแตกหักธรรมชาติที่สุด เส้นทุติยภูมิ (Secondary fracture line) เป็นเส้นรอยแตกรองโดยแบ่งต่อจากเส้นรอยแตกหลัก โดยในรูปแบบรอยแตกหักแบบ Tongue Type แบ่งกระดูกส่วนหลังออกเป็น สองส่วน คือ ด้านบน (superior) และด้านล่าง (inferior) อีกทั้งหากมองในระนาบบนล่าง (Sagittal plane) โดยสร้างเส้นแบบจำลองบริเวณ กึ่งกลางของกระดูกสันเท้า Tuberosity ในด้านข้าง (Lateral) และ แบ่งส่วนกึ่งกลางของข้อต่อ Posterior ในมุมมองด้านบน ในทางกลับกัน ในรูปแบบรอยแตกหักแบบ Joint Depression Type แบ่งกระดูกส่วนหลังออกเป็นสองส่วน โดยแต่ละส่วนแบ่งเป็นครึ่งหนึ่งของ รูปแบบรอยแตกหักแบบ Tongue Type (ดังรูปที่ 3.8)



รูปที่ 3.7 ภาพแสดงเส้นรอยแตกหลักและเส้นรอยแตกรอง

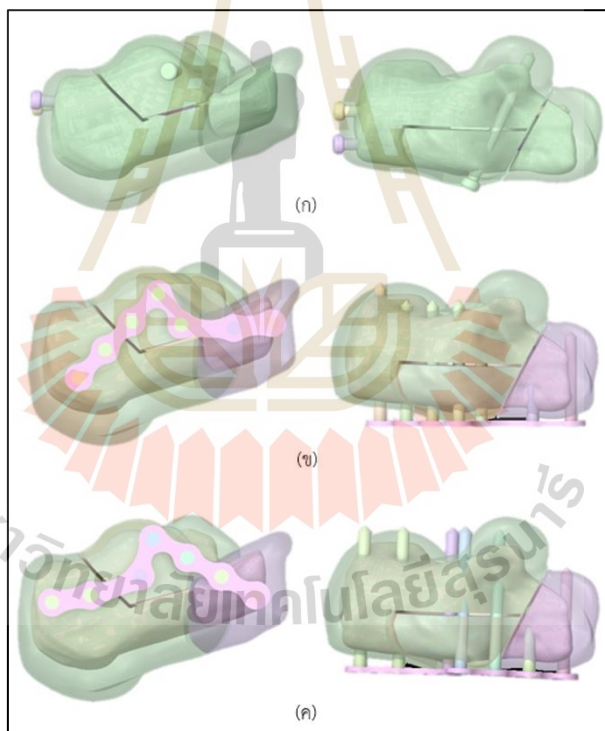


รูปที่ 3.8 ภาพแสดงรูปแบบรอยแตกหัก (ก) รูปแบบรอยแตกหักแบบ Joint Depression และ (ข) รูปแบบรอยแตกหักแบบ Tongue Type

อย่างไรก็ตามรูปแบบรอยแตกหักทั้งสองรูปแบบนี้ มีช่องว่างระยะห่าง คือ 1 มิลลิเมตร ตลอดแนวรอยแตกหัก เป็นต้น

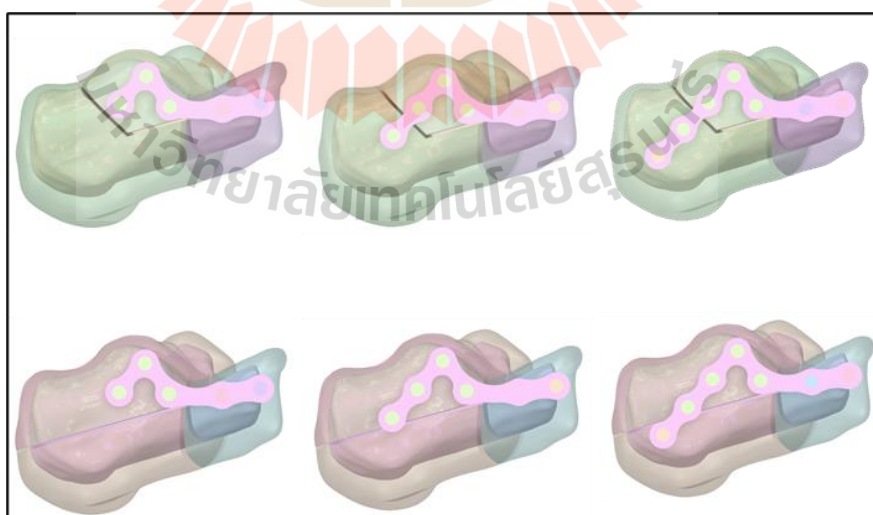
### 3.4 การสร้างแบบจำลองการยึดตรึงของกระดูกสันเท้าแตกหัก

รูปแบบการยึดตรึงสำหรับกระดูกสันเท้าแตกหักนั้น จะมีเทคนิคการรักษาสองแบบหลักๆ ได้แก่ Percutaneous Screw Fixation และ sinus tarsi โดยเทคนิควิธีการรักษาดังกล่าวนั้น ใช้ร่วมกับอุปกรณ์ที่ต่างกัน โดย Percutaneous Screw Fixation เป็นเทคนิคที่ใช้ สกรูแบบ cancellous จำนวนทั้งสิ้น 3 ตัว ได้แก่ สกรู cancellous แนวยาว 2 ตัว ความยาว 65 มิลลิเมตร และ สกรู cancellous แนวขวาง 1 ตัว ความยาว 40 มิลลิเมตร (ดังรูปที่ 3.9 (ก))

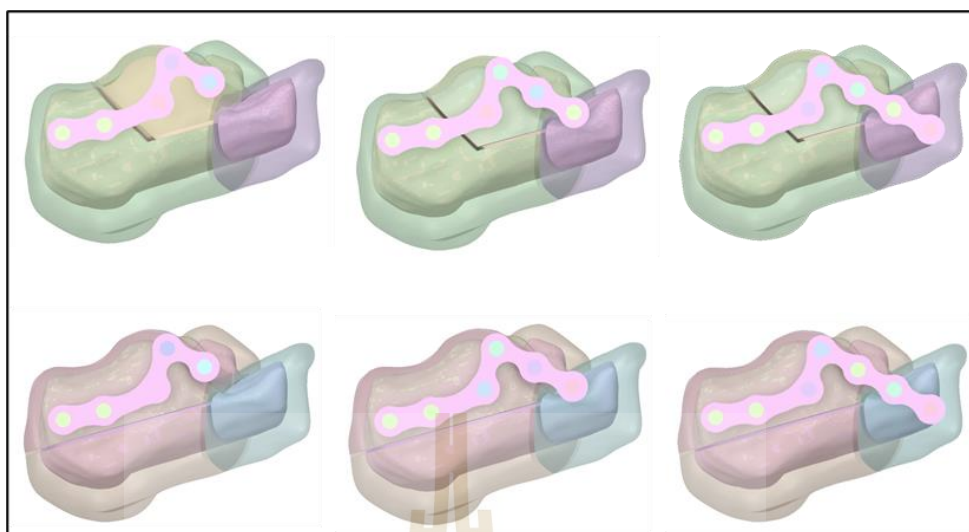


รูปที่ 3.9 ภาพแสดงแบบจำลองการยึดตรึงของกระดูกสันเท้า (ก) รูปแบบการยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw Fixation , (ข) รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity และ (ค) รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity

เทคนิคแบบ sinus tarsi ใช้อุปกรณ์แผ่นเพลตร่วมกับสกรูแบบบล็อก โดย แผ่นเพลตจำนวน 5 รู ใช้สกรูแบบบล็อก จำนวน 5 ตัว, แผ่นเพลตจำนวน 6 รู และ 7 รู ใช้สกรูแบบบล็อก จำนวน 6 ตัว และ 7 ตัว ตามลำดับ โดยเทคนิคนี้ มีรูปแบบการยึด สอง รูปแบบหลักๆ คือ รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity และ รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity ซึ่ง การยึดตรึงทั้งสองรูปแบบนี้ต่างกันในส่วนของตำแหน่งที่วางของแผ่นเพลตและสกรูแบบบล็อก โดย รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity (ดังรูปที่ 3.9 (ข)) พบว่า รูปแบบการยึด ตรึงนี้ หลักๆครอบคลุมในส่วนของบริเวณ Anterior Process กับ บริเวณ Posterior facet โดยยึด สกรูจำนวนบริเวณละ 2 ตัว ในกรณีแผ่นเพลตจำนวน 5 รู, แผ่นเพลตจำนวน 6 รู ครอบคลุม ในส่วน ของบริเวณ Anterior Process, บริเวณ Posterior facet โดยยึดสกรูจำนวนบริเวณละ 2 ตัว กับ Calcaneal tuberosity โดยยึดสกรูจำนวนบริเวณละ 1 สกรู และ แผ่นเพลตจำนวน 7 รู ครอบคลุม ครบในส่วนของบริเวณ Anterior Process, บริเวณ Posterior facet กับ Calcaneal tuberosity โดยยึดสกรูจำนวนบริเวณละ 2 ตัว (ดังรูปที่ 3.10) และ ในรูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity (ดังรูปที่ 3.9 (ค)) พบว่า ตำแหน่งจะครอบคลุมตรงกันข้ามกับ Two-point without Tuberosity (ดังรูปที่ 3.11) โดย ในกรณีแผ่นเพลตจำนวน 5 รู รูปแบบการยึดสกรู ครอบคลุมบริเวณ Calcaneal tuberosity กับ บริเวณ Posterior facet โดยยึดสกรูจำนวนบริเวณละ 2 ตัว และเพิ่มขึ้น ตามจำนวนรูของแผ่นเพลต โดยเพิ่มในส่วนของบริเวณ Anterior Process เป็นต้น



รูปที่ 3.10 ภาพแสดงบริเวณของกระดูกสันเท้าในรูปแบบการยึดตรึง  
แบบ Two-point without Tuberosity



รูปที่ 3.11 ภาพแสดงบริเวณของกระดูกสันเท้าในรูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity

โดยสกรูแบบบล็อก มีความยาว 22, 26, 35 และ 40 มิลลิเมตร ซึ่งการเลือกใช้ควรทะลุผ่านตลอดแนว รูปแบบรอยแตกเดียวกัน รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน ใช้สกรูที่ถอดขนาดความยาวเท่ากัน เพื่อลดค่าตัวแปรให้เปรียบเทียบได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

### 3.5 การวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ของกระดูกสันเท้า

ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ของกระดูกสันเท้านั้นค่อนข้างซับซ้อน ดังนั้นงานวิจัยเล่มนี้ได้ดำเนินการพิจารณาจากพฤติกรรมของมนุษย์ขณะยืนเต็มฝ่าเท้า อีกทั้งวิเคราะห์ส่วนที่มีผลกระทบอย่างชัดเจน หลักๆ ได้แก่ ข้อต่อส่วน Posterior facet, กระดูก Cuboid หรือ ข้อต่อของกระดูก Cuboid, แรงกระทำกับเอ็นร้อยหวาย (Achilles tendon) และ แรงปฏิกิริยาของกระดูกสันเท้ากับพื้น เป็นต้น

#### 3.5.1 พื้นผิวข้อต่อของกระดูกสันเท้า (articular surface)

เป็นบริเวณที่รับแรงจากน้ำหนักตัวถ่ายเทลงกระดูกสันเท้าโดยตรง จากงานวิจัยก่อนหน้า พบว่า ข้อต่อส่วนนี้นั้นส่วนมากจะอยู่ครอบคลุม 3 บริเวณ อย่างไรก็ตาม ตามข้อมูลผู้ป่วยหรือข้อมูลอาสาสมัครนั้น พบว่า บริเวณข้อต่อนั้นส่วนใหญ่ เกิดแรงสัมผัสกันบริเวณข้อต่อ Posterior facet ดังนั้น จากงานวิจัยนี้จึงใช้ ข้อต่อส่วน Posterior facet กำหนดเป็นแรงจากภาระโหลดของ



น้ำหนักตัว เป็นต้น (ดังรูปที่ 3.12) ซึ่งในงานวิจัยเล่มนี้นั้น คิดเฉพาะข้างเดียว ดังนั้น ภาระโหลดจากน้ำหนักตัวจะส่งผลต่อเพียง 50 % จากน้ำหนักตัว

### 3.5.2 กระดูก Cuboid หรือ ข้อต่อของกระดูก Cuboid

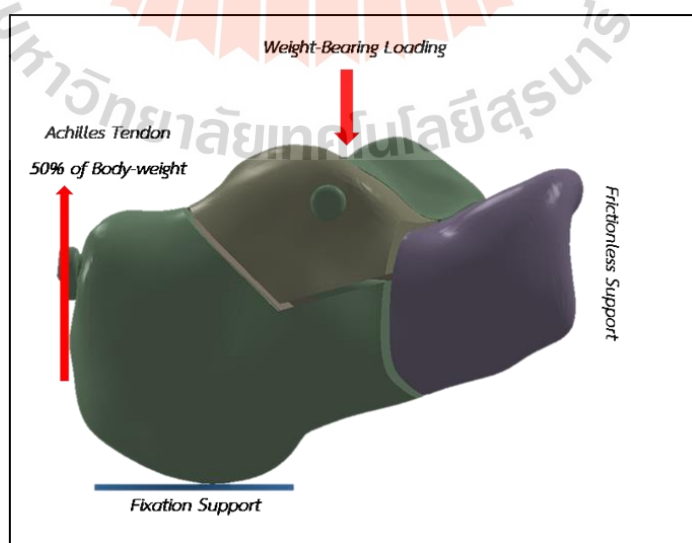
เป็นข้อต่อที่อยู่ส่วนหน้าของกระดูกสันเท้า ซึ่งกระดูกส่วนนี้เป็นส่วนที่ส่งภาระโหลดกระจายทั่วกระดูกข้อเท้า โดยกระจายไปยังกระดูกข้อเท้าส่วนหน้า และกระจายไปยังกระดูกส่วนหลัง (กระดูกสันเท้า) ดังนั้น ข้อต่อของกระดูก Cuboid จะมีแรงปฏิกิริยาอีกด้วย ซึ่งในงานวิจัยก่อนหน้านั้นแรงปฏิกิริยาค่อนข้างไม่ชัดเจน หรือบางงานวิจัยก่อนหน้าใช้ เป็นพฤติกรรมแบบจตุรรองรับแบบแบบ Fixed Support ดังนั้นงานวิจัยเล่มนี้นั้น จึงกำหนดข้อต่อของกระดูก Cuboid เป็นจตุรรองรับที่ไร้แรงเสียดทาน (Frictionless support) (ดังรูปที่ 3.12)

### 3.5.3 แรงกระทำกับเอ็นร้อยหวาย (Achilles tendon)

เป็นหนึ่งในส่วนที่ส่งผลต่อการเคลื่อนไหวของร่างกาย ซึ่งจะมีแรงที่กระทำที่ตรงข้ามกับภาระโหลดของน้ำหนัก โดยเอ็นร้อยหวายนั้น จะมีแรงปฏิกิริยา 50 % เมื่อเทียบกับ แรงภาระโหลดน้ำหนักตัวของข้างที่พิจารณา เอ็นร้อยหวายจากงานวิจัยเล่มนี้นั้น ใช้พื้นที่ของ Calcaneal Bursa คิดเป็น 400 ตารางมิลลิเมตร (ดังรูปที่ 3.12)

### 3.5.4 แรงปฏิกิริยาของกระดูกสันเท้ากับพื้น

เป็นแรงปฏิกิริยาของพื้นที่ของกระดูกสันเท้าที่กระทบกับพื้นระนาบ โดยงานวิจัยเล่มนี้นั้น กำหนดให้เป็น Fixed Support (ดังรูปที่ 3.12) เนื่องจาก เป็นการจำลองพฤติกรรมมนุษย์เมื่อยืนนิ่ง เป็นต้น



รูปที่ 3.12 ภาพแสดงขอบเขตและเงื่อนไขพฤติกรรมของกระดูกสันเท้า

### 3.6 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ

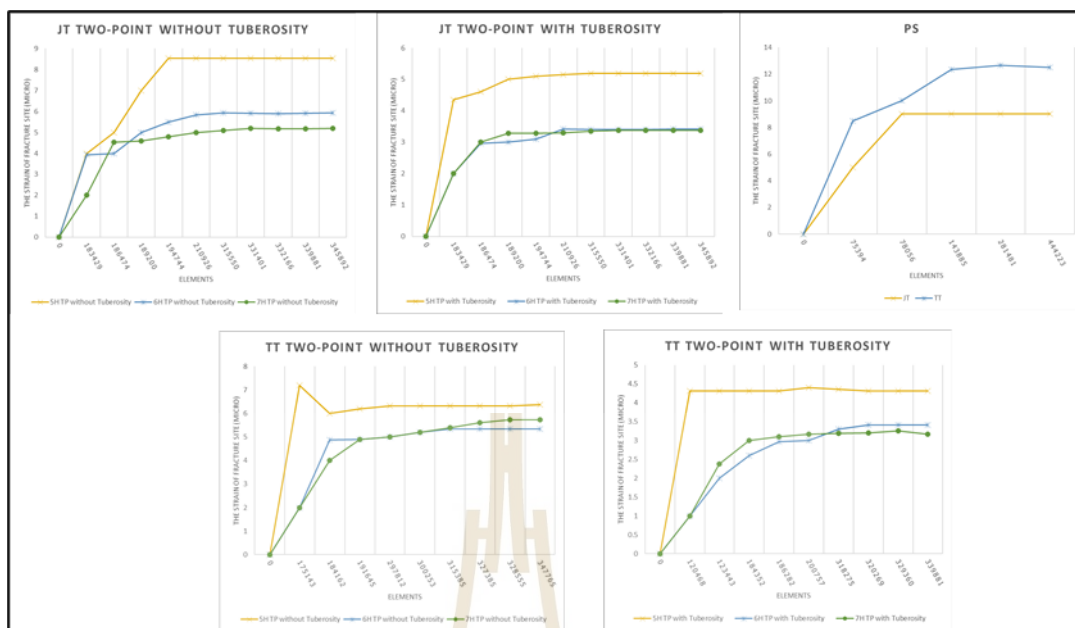
การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุ นั้น เป็นหนึ่งในปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่องานวิจัยอย่างยิ่ง โดยกำหนดให้มีความใกล้เคียงหรือเท่ากับค่าคุณสมบัติของวัสดุโดยตรง ซึ่งงานวิจัยเล่มนี้นั้น กำหนดให้วัสดุเป็นวัสดุเนื้อเดียว (homogenous) และ วัสดุยืดหยุ่นเชิงเส้น (linear isotropic elastic) ทั้งกระดูกสันเท้าและ อุปกรณ์ยึดตรึงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงคุณสมบัติของกระดูกสันเท้า และอุปกรณ์ยึดตรึง

Materials	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Yield strength (MPa)
Cortical bone	18,900	0.3	98.7-131.42*
Cancellous bone	1107	0.423	7.5-15*
Titanium 6AL 4V	120,000	0.24	795
Stainless steel 316L	195,000	0.27	170

### 3.7 การพิจารณาความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์

การวิเคราะห์ความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์นั้น เป็นการวิเคราะห์ผลลัพธ์ให้ลู่เข้าสู่ผลเฉลยคำตอบแน่นอนตรง ซึ่งมีความสำคัญอย่างยิ่งหากใช้วิธีการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยผลลัพธ์นั้น จะลู่เข้าสู่ผลเฉลยโดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงหรือเปลี่ยนแปลงน้อยกว่า 2% เพื่อเพิ่มความน่าเชื่อถือของผลลัพธ์ของแบบจำลอง ทั้งสิ้น 14 แบบจำลอง พบว่า ผลลัพธ์ของการลู่เข้าสู่ผลเฉลยนั้น น้อยกว่า 2% (ดังรูปที่ 3.13) โดยขนาดเอลิเมนต์ของกระดูก อยู่ในช่วง 0.7-1 มิลลิเมตร และ อุปกรณ์ยึดตรึง อยู่ในช่วง 0.3-0.5 มิลลิเมตร พบว่าขนาดเอลิเมนต์ดังกล่าวมีการลู่เข้าสู่ผลเฉลยน้อยกว่า 2% อย่างดี อีกทั้งเวลาที่ใช้ทำการวิเคราะห์ปัญหา อยู่ในช่วง 5-10 นาที ต่อ หนึ่งแบบจำลอง เป็นต้น



รูปที่ 3.13 ภาพแสดงกราฟของการวิเคราะห์การลู่เข้าผลเฉลยของแบบจำลอง ทั้งสิ้น 14 รูปแบบ

### 3.8 การตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

#### 3.8.1 การออกแบบอุปกรณ์จับยึด, ชุดทดสอบ และการทดสอบทางกล

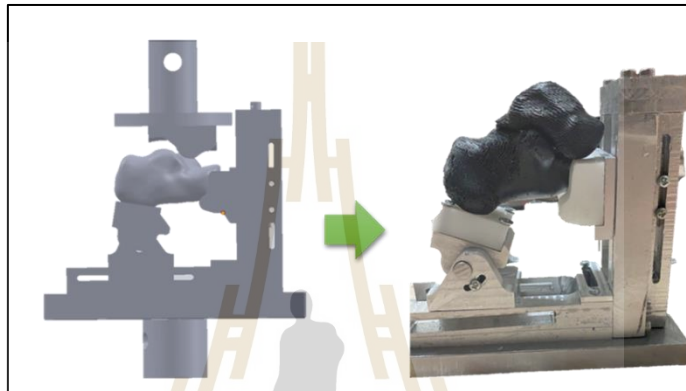
การทดสอบทางกลในงานวิจัยเล่มนี้นั้นเป็นกระบวนการทดสอบทางกลแบบกวด การออกแบบอุปกรณ์จับยึดนั้นเกิดจากนักศึกษาในกลุ่มงานวิจัย โดยออกแบบให้มีมุมมองคล้ายคลึงกับ พฤติกรรมทางธรรมชาติของกระดูกสันเท้า (ดังรูปที่ 3.14) ทำมุม 20-21 องศา แบบจำลองกระดูกสันเท้าสำหรับทดสอบทางกล เป็นวัสดุ Next-Dent SG Orange, อุปกรณ์จับยึด (Jig) เป็นวัสดุ Aluminium alloy, ชิ้นส่วนรองรับบริเวณฐานและด้านหน้า เป็นวัสดุ Titanium และอุปกรณ์ยึดตรึง นั้น เป็นวัสดุ Titanium ในการทดสอบนี้เป็นการทดสอบทางกลแบบกวด โดยใช้เครื่อง Universal Testing Machine ยี่ห้อ TM Tech โหลดเซลล์ขนาด 50 kN จากศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี อาคารเครื่องมือ 5 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี (ดังรูปที่ 3.15) โดยทำการทดสอบที่ภาระโหลด 100 N, 200 N, 300 N, 400 N และ 500 N

##### 3.8.1.1 อุปกรณ์ที่ใช้ในทดสอบ

(ดังรูปที่ 3.16) ได้แก่

- 1) เครื่องขยายสัญญาณและบันทึกข้อมูล ยี่ห้อ KYOWA รุ่น EDX 11A
- 2) เซนเซอร์วัดความเครียด (Strain Gauge) Gage Length 0.2 mm

- 3) โปรแกรมบันทึกและแสดงผลค่าความเครียด
- 4) แบบจำลองกระดูกสันเท่า
- 5) อุปกรณ์ยึดตรึง
- 6) อุปกรณ์จับยึด
- 7) ชั้นส่วนรองรับบริเวณฐานและด้านหน้า



รูปที่ 3.14 แบบจำลองของอุปกรณ์จับยึด



รูปที่ 3.15 เครื่อง Universal Testing Machine ยี่ห้อ TM Tech



รูปที่ 3.16 ภาพแสดงอุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้ในการทดสอบทางกล

### 3.8.1.2 วิธีการทดสอบ

- 1) นำแบบจำลองกระดูกสันเท้าทำการจำลองรูปแบบรอยแตกหัก จากนั้นนำแบบจำลองกระดูกสันเท้าที่มีรูปแบบรอยแตกหักนำไปใส่อุปกรณ์ยึดตริง (ดังรูปที่ 3.17)

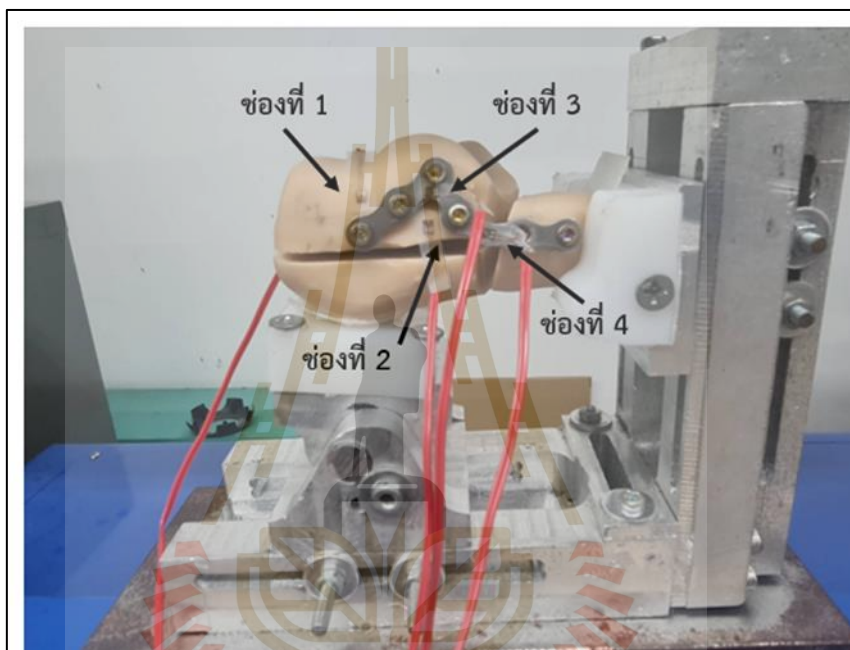


รูปที่ 3.17 ภาพแสดงแบบจำลองกระดูกสันเท้าแตกหักและรูปแบบการยึดตรึงสำหรับ

การทดสอบทางกล

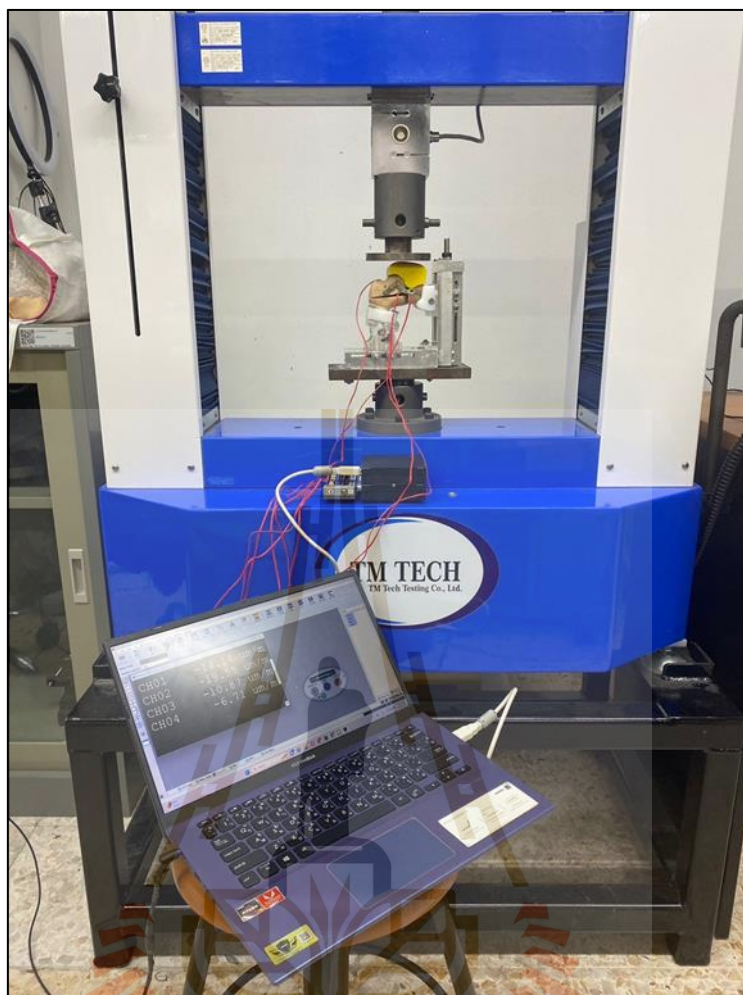
2) นำชิ้นส่วนรองรับบริเวณฐานและด้านหน้า (ชิ้นงานสีขาว) นำไปยึดกับตำแหน่งบนอุปกรณ์จับยึด (ดังรูปที่ 3.18)

3) หลังจากนั้น นำแบบจำลองกระดูกสันเท้าที่มีรูปแบบรอยแตกหัก นำไปติดตั้งเซนเซอร์วัดความเครียด จำนวนทั้งสิ้น 4 ตัว (ดังรูปที่ 3.18)



รูปที่ 3.18 ภาพแสดงตำแหน่งการติดตั้งของเซนเซอร์วัดความเครียด

4) เมื่อติดตั้งเซนเซอร์วัดความเครียดเรียบร้อยแล้ว ดำเนินการติดตั้งเข้ากับเครื่องขยายสัญญาณ พร้อมทั้ง ต่อเข้ากับจอแสดงผล (ดังรูปที่ 3.19)



รูปที่ 3.19 ภาพแสดงการติดตั้งอุปกรณ์สำหรับการทดสอบทางกล

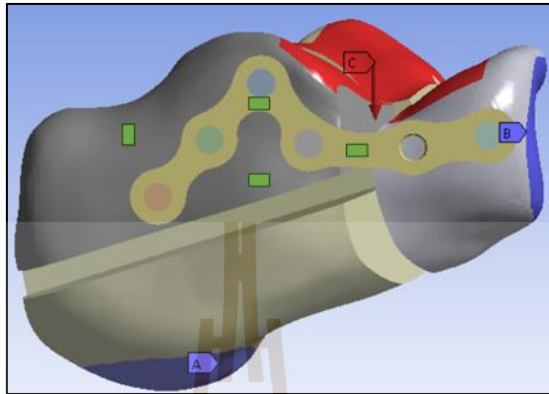
5) ทำการตั้งค่าบนเครื่องทดสอบ โดยกำหนด เป็น Comp. และแรงภาระ โหลดตามที่กำหนด กระทำสามซ้ำของแต่ละภาระโหลด อีกทั้งกำหนดให้หยุดการให้ภาระโหลดเมื่อถึงแรงตามกำหนด

6) อ่านค่าบนจอแสดงผลและเก็บข้อมูล

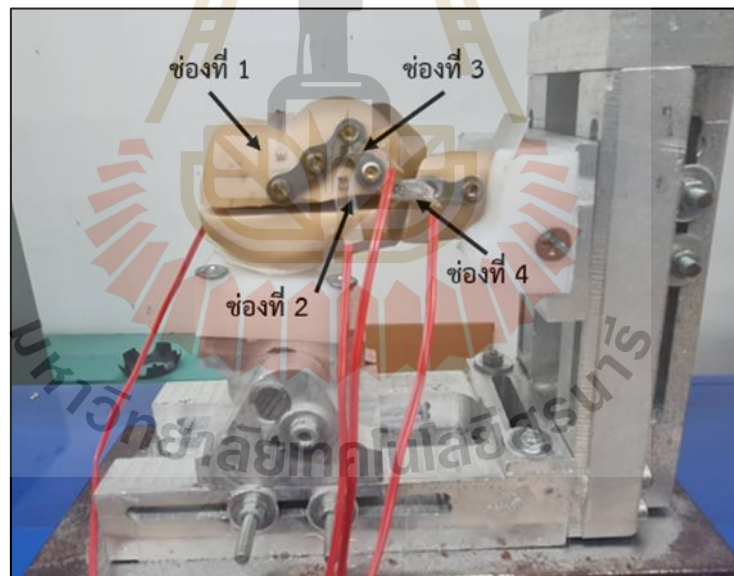
### 3.8.2 การวิเคราะห์ระหว่างแบบจำลองสำหรับการทดสอบทางกลกับผลที่ได้จากระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของผลลัพธ์

การวิเคราะห์แบบจำลองเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของผลลัพธ์นั้น ซึ่งมีแบบจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (ดังรูปที่ 3.20) กับ แบบจำลองการทดสอบทางกล (ดังรูปที่ 3.21)

เปรียบเทียบโดยใช้ค่าความเครียดทั้ง 4 ตัว (ดังรูปที่ 3.18) โดยแต่ละตัวนั้นมีค่าแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน ซึ่งความเครียดสูงที่บริเวณอุปกรณ์ยึดตรึง (ดังรูปที่ 3.22)

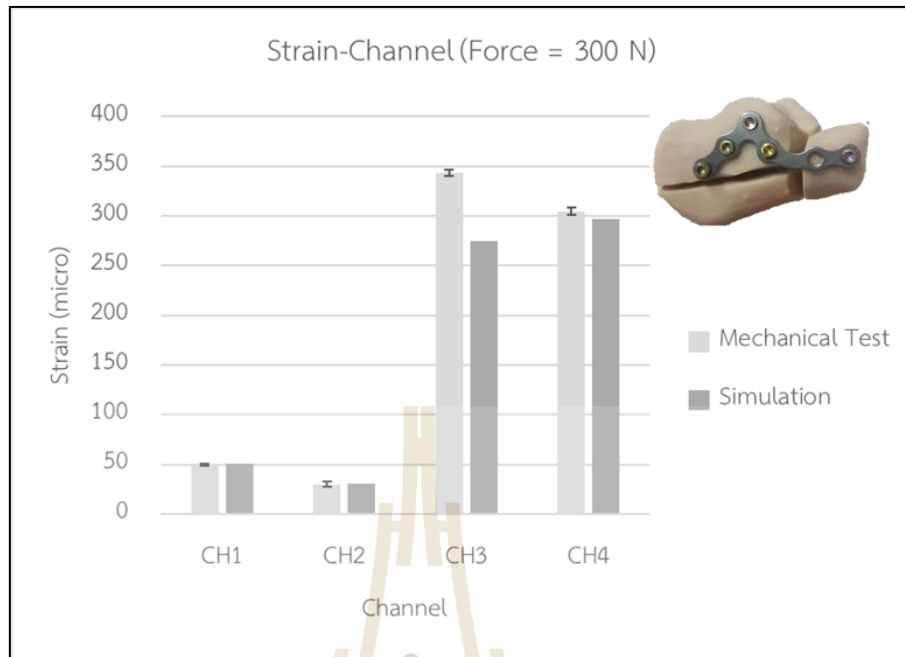


รูปที่ 3.20 ภาพแสดงแบบจำลองบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับการทดสอบทางกล



รูปที่ 3.21 ภาพแสดงแบบจำลองสำหรับการทดสอบทางกล





รูปที่ 3.22 ภาพแสดงกราฟเปรียบเทียบแบบจำลองสำหรับการทดสอบทางกลกับผลที่ได้จากระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์

## บทที่ 4

### วิธีการดำเนินการวิจัย

#### 4.1 กล่าวนำ

ในบทนี้เป็นการนำเสนอผลการศึกษารวมทั้งผลการวิเคราะห์ของการเปรียบเทียบความเค้นความเครียด เมื่อ รูปแบบการยึดตรึงต่างกัน, รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน และ จำนวนรูของอุปกรณ์ยึดตรึงที่แตกต่างกัน ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พร้อมทำการทดสอบยืนยันความถูกต้องของโปรแกรม โดยแบบจำลองทั้งจำนวน 14 รูปแบบ ได้แก่ รูปแบบรอยแตกหักแบบ Tongue Type จำนวน 7 รูปแบบ เช่น รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity แบบ 5 รู, 6 รู และ 7 รู, รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity แบบ 5 รู, 6 รู และ 7 รู อีกทั้ง Percutaneous Screw และ รูปแบบรอยปटकหักแบบ Joint Depression จำนวน 7 รูปแบบ เช่นเดียวกับรูปแบบก่อนหน้า โดยใช้ความเค้น เพื่อพิจารณาความเสี่ยงความเสียหายของชิ้นงาน และความเครียด เพื่อพิจารณาความเสถียรของชิ้นงาน เป็นต้น

#### 4.2 ผลการวิเคราะห์ความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง

ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนตัวอุปกรณ์ยึดตรึงนั้นบ่งบอกถึงค่าความแข็งแรงหรือสามารถช่วยประเมินความเสี่ยงความเสียหายได้ การพิจารณาความเสี่ยงความเสียหายโดยใช้ค่าความเค้นนั้น งานวิจัยเล่มนี้ใช้ทฤษฎี Distortion energy theory (DE) โดยผลลัพธ์ความเค้นของอุปกรณ์เมื่อรูปแบบการยึดตรึงเดียวกันได้แก่ PS, Two-point without Tuberosity และ Two-point with Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน ได้แก่ Joint Depression Type และ Tongue Type อีกทั้ง จำนวนรูของแผ่นเพลตที่ต่างกัน คือ 5 รู, 6 รู และ 7 รู ดังตารางที่ 1 อีกทั้งเพื่อความสะดวกต่อการวิเคราะห์ผลของการจำลองบริเวณกระดูก สามารถแบ่งได้ (ดังรูปที่ 4.1)

ตารางที่ 4.1 ค่าความเค้นสูงสุดของอุปกรณ์ยึดตรึงเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรูต่างกัน

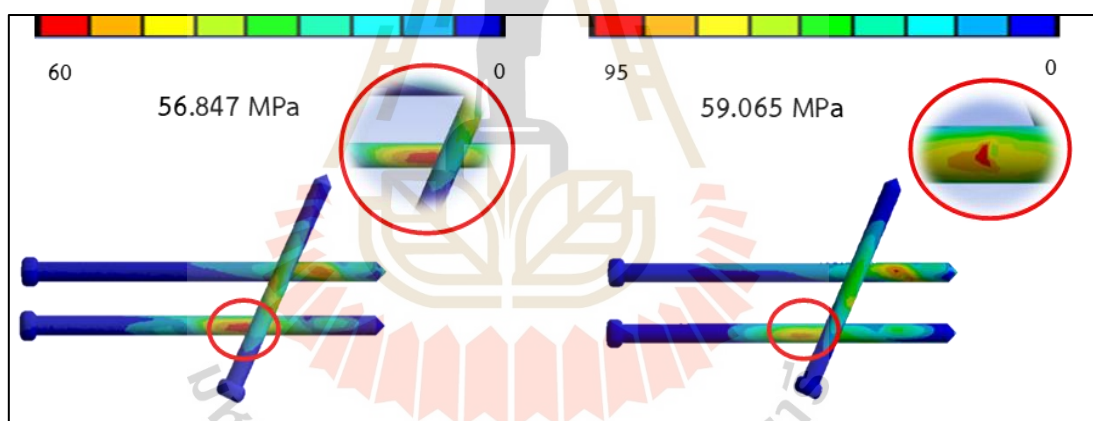
Type		Maximum Stress of Implants		
		5H	6H	7H
JT	TP without Tuber	389.27	461.65	443.23
	TP with Tuber	153.02	467.8	354.62
	PS	56.847		
TT	TP without Tuber	358.35	443.07	456.75
	TP with Tuber	64.861	353.89	357.38
	PS	59.065		



รูปที่ 4.1 ภาพแสดงชิ้นส่วนต่างๆเพื่อบ่งบอกตำแหน่งของกระดูกที่มีรูปแบบรอยแตกหักต่างกัน

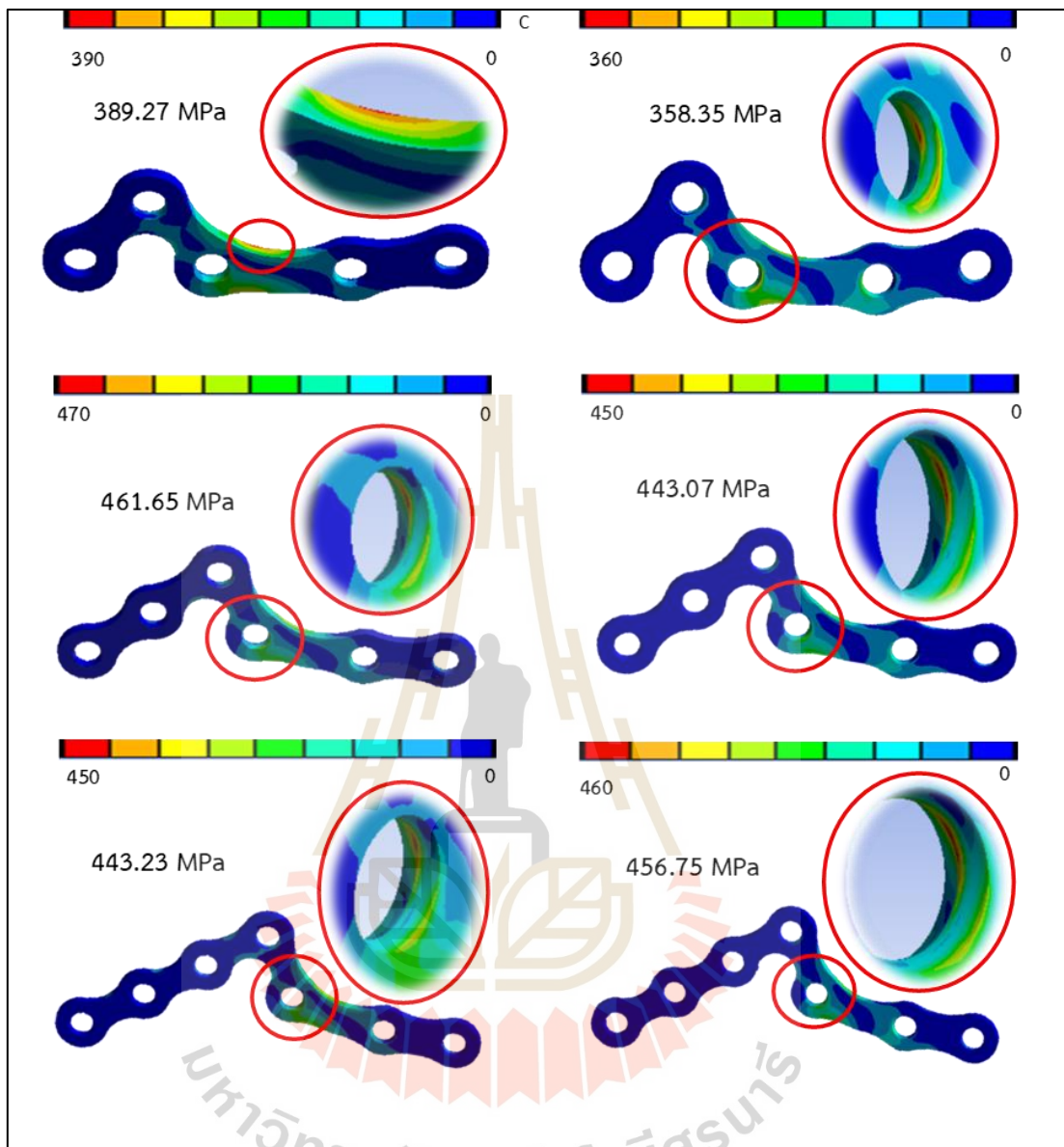
ในกรณีรูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน (ดังรูปที่ 4.2) พบว่า ความเค้นสูงสุดนั้นเกิดขึ้นที่บริเวณ สกรู cancellous แนวยาว ทั้งสองกรณี ซึ่งเกิดขึ้นบริเวณใกล้เคียงกับ ข้อต่อ Posterior Facet หรือบริเวณรับภาระโหลด ในทางกลับกัน รูปแบบรอยแตกหัก

แบบ Joint Depression Type (ดังรูปที่ 4.2 (ก)) เกิดขึ้นที่บริเวณสกรูสัมผัสกับกระดูกส่วนด้านบน (Superior) หรือ ส่วนด้านบนของหมายเลข 2 (ดังรูปที่ 4.1 (ก)) แต่ รูปแบบรอยแตกหักแบบ Tongue Type นั้น เกิดขึ้นที่บริเวณสกรูที่สัมผัสกับกระดูกส่วนด้านล่าง (Inferior) (ดังรูปที่ 4.2 (ข)) หรือ ส่วนด้านล่างของหมายเลข 2 (ดังรูปที่ 4.1 (ข)) โดยรูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS แสดงให้เห็นว่า รูปแบบรอยแตกหักแบบ JT นั้น มีค่าความเค้นที่ต่ำกว่า รูปแบบรอยแตกหักแบบ TT โดยบ่งบอกถึงค่าความเสี่ยงความเสียหาย ในรูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS รูปแบบรอยแตกหักแบบ TT มีความเสี่ยงเสียหายสูงกว่า JT แต่อย่างไรก็ตาม เมื่อใช้ทฤษฎี DE มาพิจารณา รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS ในทั้งสองกรณีของรูปแบบรอยแตกหัก จะไม่เกิดค่าความเสี่ยงความเสียหาย เนื่องจาก ค่าความเค้นสูงสุดแบบ JT และ TT คือ 56.874 และ 59.065 MPa ไม่เกินค่าความเค้น ณ จุดคราก ตามค่าของวัสดุในตารางที่ 3.1 อีกทั้ง ยังมีค่าความปลอดภัย คือ 2.99 และ 2.88 ในประเภทรอยแตกหักแบบ JT และ TT ตามลำดับ ดังนั้นจะไม่เกิดความเสียหายของอุปกรณ์ยึดตรึงดังกล่าว



รูปที่ 4.2 ภาพแสดงค่าความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง โดยมีรูปแบบยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw

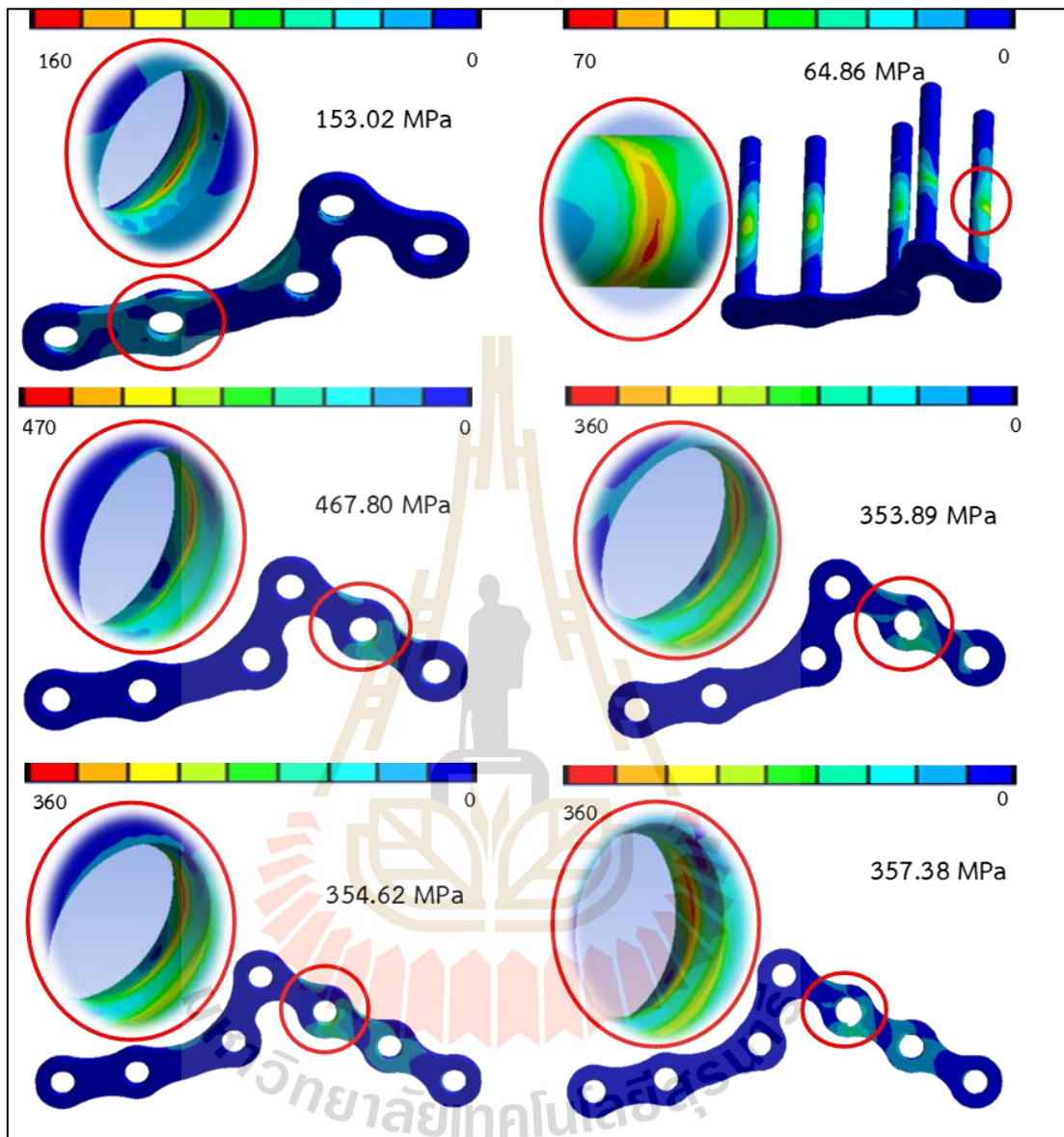
รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ Two-point without Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน (ดังรูปที่ 4.3) พบว่าค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่บริเวณแผ่นเพลตในทุกกรณี โดยส่วนใหญ่เกิดขึ้นที่บริเวณรูสัมผัสของแผ่นเพลตกับสกรูแบบล๊อค ในตำแหน่ง 3 นับจาก ขวาสุดของแผ่นเพลต (ดังรูปที่ 4.3) แต่ในกรณีของ รอยแตกแบบ JT (ดังรูปที่ 4.3 (ก)) พบว่า เกิดขึ้นที่บริเวณส่วนที่โค้งมนที่ใกล้กับรูระหว่างตำแหน่งที่ 2 และ 3 โดยทั้ง 6 กรณีนั้น เมื่อเรียงค่าความเค้นสูงสุดจากมากไปน้อยจะได้ ดังนี้



รูปที่ 4.3 ภาพแสดงความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง โดยมีรูปแบบยึดตรึงแบบ

Two-point without Tuberosity

เมื่อพิจารณา รูปแบบรอยแตกเดียวกัน เช่น JT พบว่า 6 รู, 7 รู และ 5 รู ตามลำดับ แต่ในทางกลับกัน รูปแบบรอยแตกแบบ TT พบว่า 7 รู มีค่าความเค้นมากกว่า 6 รู และ 5 รู เนื่องจากแรงการะโหลดที่กระทำนั้นจะส่งผลต่อกระดูกโดยตรง แต่เมื่อมีการยึดตรึง แผ่นเพลตนั้นจะเป็นจุดที่รองรับการะโหลดแทนกระดูก เมื่อมีการยึดตรึงในจำนวนรูที่มากขึ้นนั้น จะทำให้แรงจากการะโหลดกระจากไปที่แผ่นเพลตได้มากยิ่งขึ้น จึงทำให้แผ่นเพลตมีค่าความเค้นมากขึ้นอีกด้วย



รูปที่ 4.4 ภาพแสดงความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง โดยมีรูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity

เมื่อพิจารณาในทฤษฎีความเสี่ยงความเสียหาย แบบ DE พบว่า ค่าความเค้นสูงสุดแบบ JT และ TT ไม่เกินค่าความเค้น ณ จุดคราก ตามค่าของวัสดุในตารางที่ 3.1 นั้น จะไม่เกิดความเสียหายของอุปกรณ์ยึดตรึง เป็นต้น โดยเมื่อพิจารณาการนำไปใช้จริงนั้น พบว่าสามารถใช้ได้ทั้ง 6 กรณี แต่หาก เกิดรูปแบบรอยแตกแบบ TT นั้น รูปแบบยึดตรึงโดยใช้แผ่นเพลตที่มีจำนวน 5 รู และ 6 รู

มีค่าความเสี่ยงความเสียหายของอุปกรณ์น้อยกว่า แต่ในทางกลับกัน หาก เกิดรูปแบบรอยแตกแบบ JT การยึดตึงด้วยแผ่นเพลตที่มีจำนวน 7 รู จะน้อยกว่าเป็นต้น อีกทั้ง ยังมีค่าความปลอดภัย ในประเภทรอยแตกหักแบบ JT (5,6 และ 7 รู) คือ 2.04, 1.72 และ 1.79 ตามลำดับ และ ประเภทรอยแตกหักแบบ TT (5,6 และ 7 รู) คือ 2.22, 1.79 และ 1.74 ตามลำดับ

รูปแบบการยึดตึงเดียวกัน แบบ Two-point with Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน (ดังรูปที่ 4.4) พบว่าความเค้นสูงสุดส่วนใหญ่เกิดขึ้นที่บริเวณแผ่นเพลต แต่ ในกรณีของรอยแตกแบบ TT เกิดขึ้นที่บริเวณ สกรูล็อก ตำแหน่งที่ 1 นับจากขวาสุด (ดังรูปที่ 4.4 (ข)) ค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดบริเวณแผ่นเพลตนั้นส่วนใหญ่เกิดขึ้นที่บริเวณรูสัมผัสของแผ่นเพลตกับสกรูแบบล็อก ในตำแหน่ง 2 นับจาก ขวาสุดของแผ่นเพลต (ดังรูปที่ 4.4) แต่ในกรณีของ รอยแตกแบบ JT (ดังรูปที่ 4.3 (ก)) พบว่า เกิดขึ้นที่บริเวณในตำแหน่ง 2 นับจาก ซ้ายสุดของแผ่นเพลต โดยทั้ง 6 กรณี นั้น เมื่อเรียงค่าความเค้นสูงสุดจากมากไปน้อยนั้น จะมีแนวโน้มเดียวกันกับ รูปแบบการยึดตึงแบบ Two-point without Tuberosity ซึ่งเมื่อพิจารณาของค่าความเค้นที่แตกต่างกัน จะมีเพียงสองกรณี ได้แก่ รอยแตกแบบ JT จำนวน 5 รู และ รอยแตกแบบ TT จำนวน 5 รู ซึ่ง รอยแตกแบบ JT จำนวน 5 รู ค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่บริเวณในตำแหน่ง 2 นับจาก ซ้ายสุดของแผ่นเพลต เนื่องจาก แผ่นเพลตนั้นมีการยึดตึงที่ กระจุกส่วนด้านหลัง (3) และกระจุกส่วนบน (2) (ดังรูปที่ 4.1) เมื่อรับแรง ภาระโหลดกระทำจึงเกิดโมเมนต์ดัดซึ่ง บริเวณกระจุกส่วนบน (2) (ดังรูปที่ 4.1) นั้นมีสกรูล็อกของแผ่นเพลตตำแหน่ง 1 และ 2 นับจากซ้ายสุด จำนวน 2 ตัว ซึ่งเมื่อเกิดโมเมนต์ดัด จะทำให้ตำแหน่งรูที่ ห่างจากจุดรองรับเกิดค่าความเค้นสูงสุดได้ และ รอยแตกแบบ TT จำนวน 5 รู ค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่บริเวณสกรูล็อก ตำแหน่งที่ 1 นับจากขวาสุด (ดังรูปที่ 4.4 (ข)) จะพบว่ารูปแบบรอยแตกหักแบบ TT นั้น จะมีเพียงส่วนที่ 3 (ดังรูปที่ 4.1) เพียงอย่างเดียวที่อยู่ติดกับจุดรองรับ จึงทำให้ อุปกรณ์ยึดตึงนั้นจะต้องยึดแน่นกับกระจุกส่วนที่ 3 ด้านใน ซึ่งทำให้โมเมนต์ดัดเกิดขึ้นมาด้านข้าง (Lateral) ของกระจุก จึงทำให้สกรูล็อกนั้นมีแรงกระทำ 2 อย่างด้วยกัน ได้แก่ แรงภาระโหลดตามแนวแกน และ โมเมนต์ดัดด้านข้าง จึงทำให้ความเค้นส่วนใหญ่กระจายไปที่สกรูล็อก ทั้ง 5 ตัว อีกทั้ง ตำแหน่งที่เกิดค่าความเค้นสูงสุด เป็นบริเวณที่เป็นรอยแตกอีกด้วย จึงทำให้เกิดจุดสัมผัสระหว่าง กระจุกกับสกรูอีกด้วยโดยสกรูล็อกตำแหน่งที่ 1 นับจากขวาสุด เป็นจุดที่โดนภาระโหลดอีกด้วยจึงทำให้ เกิดค่าความเค้นสูงสุดได้ เป็นต้น อีกทั้ง ยังมีค่าความปลอดภัย ในประเภทรอยแตกหักแบบ JT (5,6 และ 7 รู) คือ 5.19, 1.69 และ 2.24 ตามลำดับ และ ประเภทรอยแตกหักแบบ TT (5,6 และ 7 รู) คือ 12.26, 2.25 และ 2.22 ตามลำดับ

### 4.3 ผลการวิเคราะห์ความเค้นของกระดูกสันเท้า

ตารางที่ 4.2 ค่าความเค้นสูงสุดของกระดูกสันเท้าเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรูต่างกัน

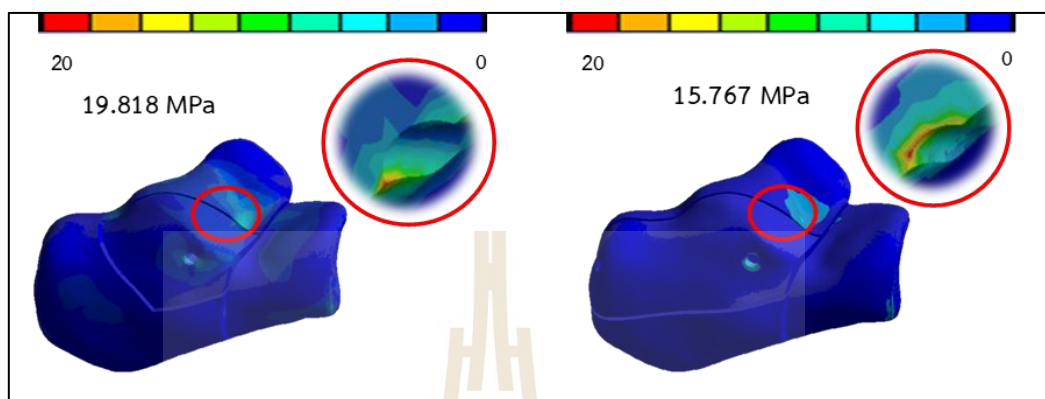
Type		Maximum Stress Cortical Bone			Maximum Stress Cancellous bone		
		5H	6H	7H	5H	6H	7H
JT	TP without Tuber	72.721	76.091	70.823	9.4375	6.4493	5.7296
	TP with Tuber	20.733	78.088	46.779	5.7438	3.7235	5.1565
	PS	19.818			12.157		
TT	TP without Tuber	75.089	67.87	72.231	6.9148	5.8301	6.2793
	TP with Tuber	17.309	70.306	44.169	6.1395	3.8523	3.547
	PS	15.767			12.244		

การพิจารณาค่าความเค้นสูงสุดของกระดูก จะแบ่งการพิจารณาเป็นสองส่วน ได้แก่ กระดูก Cortical และ กระดูก Cancellous โดยค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนกระดูกนั้นบ่งบอกถึงค่าความแข็งแรงหรือสามารถช่วยประเมินความเสี่ยงความเสียหายได้ การพิจารณาความเสี่ยงความเสียหายโดยใช้ค่าความเค้นนั้นงานวิจัยเล่มนี้ใช้ทฤษฎี DE โดยผลลัพธ์ความเค้นของกระดูก ในรูปแบบการยึดตรึงเดียวกันได้แก่ PS, Two-point without Tuberosity และ Two-point with Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน ได้แก่ JT และ TT ซึ่งจำนวนรูของแผ่นเพลตต่างกัน คือ 5 รู, 6 รู และ 7 รู ดังตารางที่ 1

โดยส่วนใหญ่ ค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกจะเกิดที่ กระดูกส่วน Cortical มากกว่า กระดูกส่วน Cancellous ในทุกกรณี ทั้งนี้จะพิจารณา ในกรณีของ กระดูก Cortical ในกรณีรูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน (ดังรูปที่ 4.5) พบว่าความเค้นสูงสุดนั้นเกิดขึ้นที่บริเวณ กระดูกส่วนบน ตำแหน่งที่ 2 (ดังรูปที่ 4.1) ที่สัมผัสกับสกรู cancellous แนวขวาง ทั้งสองกรณี แสดงให้เห็นว่า รูปแบบรอยแตกหักแบบ JT นั้น มีค่าความเค้นที่สูงกว่า แบบ TT คือ 20.4 % ดังนั้นในรูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS รูปแบบรอยแตกหักแบบ JT มีความเสี่ยงเสียหายสูงกว่า TT อย่างไรก็ตาม เมื่อใช้ทฤษฎี DE มาพิจารณา รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS ในทั้งสองกรณีของรูปแบบรอยแตกหักนั้น ไม่เกินค่าความเค้น ณ จุดคราก ตามค่า

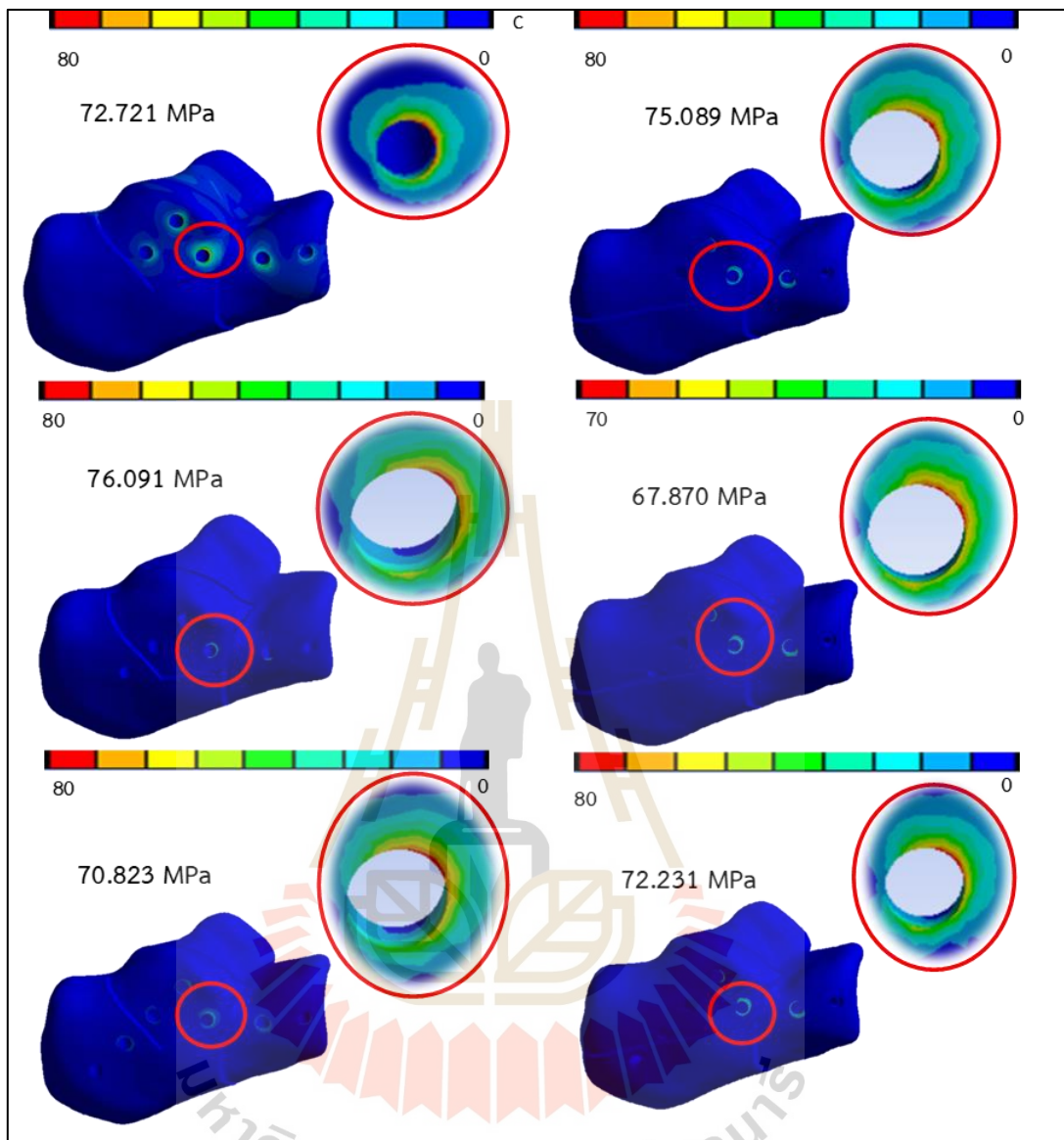


ของวัสดุในตารางที่ 3.1 อีกทั้ง ยังมีค่าความปลอดภัย คือ 4.98 และ 6.25 ในประเภทรอยแตกหักแบบ JT และ TT ตามลำดับ ดังนั้นจะไม่เกิดความเสียหาย เป็นต้น



รูปที่ 4.5 ภาพแสดงความเค้นของกระดูก Cortical โดยใช้รูปแบบการยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw

รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ Two-point without Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน พบว่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่บริเวณขอบของรูตำแหน่งที่ 3 นับจากขวาสุด (ดังรูปที่ 4.6) ในทุกกรณี เมื่อเรียงค่าความเค้นสูงสุดจากมากไปน้อยจะได้ ดังนี้ เมื่อพิจารณา รูปแบบรอยแตกเดียวกัน เช่น JT พบว่า 6 รู, 5 รู และ 7 รู ตามลำดับ แต่ในทางกลับกัน รูปแบบรอยแตกแบบ TT พบว่า 5 รู มีค่าความเค้นมากกว่า 7 รู และ 6 รู ตามลำดับ โดยรูปแบบรอยแตกแบบ JT นั้น อุปกรณ์ยึดตรึงแผ่นเพลตจำนวน 6 รู จะเกิดความเสียหายสูงสุด อีกทั้ง รูปแบบรอยแตกแบบ TT อุปกรณ์ยึดตรึงแผ่นเพลตจำนวน 5 รู จะเกิดความเสียหายสูงสุด เมื่อพิจารณาในทฤษฎีความเสี่ยงความเสียหาย แบบ DE พบว่า ค่าความเค้นสูงสุดแบบ JT และ TT ไม่เกินค่าความเค้น ณ จุดคราก ตามค่าของวัสดุในตารางที่ 3.1 อีกทั้ง ยังมีค่าความปลอดภัย ในประเภทรอยแตกหักแบบ JT (5,6 และ 7 รู) คือ 1.36 1.30 และ 1.39 ตามลำดับ และ ประเภทรอยแตกหักแบบ TT (5,6 และ 7 รู) คือ 1.31, 1.45 และ 1.37 ตามลำดับ ในกระดูก Cortical ดังนั้นจะไม่เกิดความเสียหายในทุกกรณี

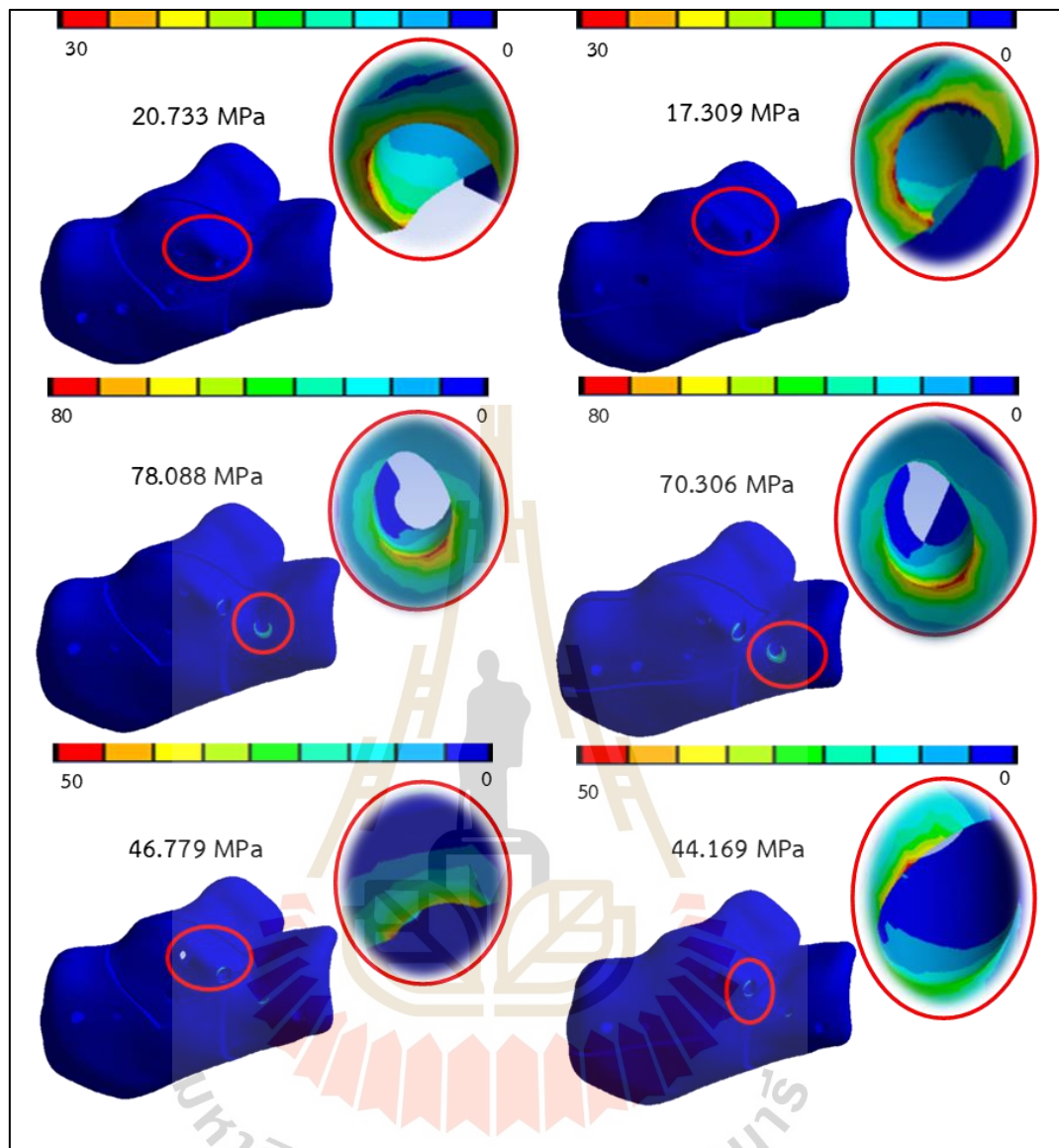


รูปที่ 4.6 ภาพแสดงความเค้น รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity

รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ Two-point with Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน (ดังรูปที่ 4.7) พบว่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นมี 3 บริเวณ ได้แก่ บริเวณที่ 1 กระจุกด้านบนส่วนที่ 2 ดังรูปที่ 4.1 ที่อยู่บริเวณ ด้านใน (Medial) ซึ่งเป็นบริเวณกระจุกที่สัมผัสกับสกรูล็อคตำแหน่งที่ 4 นับจากซ้ายสุด ซึ่งรูปแบบรอยแตกหักคือ JT จำนวนแผ่นเพลต 5 รู, 7 รู และ รูปแบบรอยแตกหักคือ TT จำนวนแผ่นเพลต 5 รู เนื่องจาก เป็นจุดใกล้เคียงกับแรงภาระไหลตจึงเกิดค่าความเค้นสูงสุดได้ บริเวณที่ 2 กระจุกด้านหน้าส่วนที่ 1 (ดังรูปที่ 4.1) ที่อยู่บริเวณ ด้านนอก (Lateral) ตำแหน่ง

แผ่นเพลตรูที่ 6 ของจำนวนแผ่นเพลต 6 รู ในรูปแบบรอยแตกหักของทั้งสองกรณี ซึ่งเป็นแรงโมเมนต์ ดัดใกล้เคียงกับแรงภาระโหลด และ บริเวณที่ 3 กระจุกด้านบนส่วนที่ 2 (ดังรูปที่ 4.1) ของรูปแบบ รอยแตกแบบ TT แผ่นเพลตจำนวน 7 รู เกิดที่บริเวณกระจุกด้านข้าง (Lateral) เมื่อเรียงค่าความ เค้นสูงสุดจากมากไปน้อยในรูปแบบรอยแตกเดียวกัน เช่น JT และ TT พบว่า 6 รู มากกว่า 7 รู และ 5 รู ตามลำดับ ทั้งสองกรณี เมื่อพิจารณาในทฤษฎีความเสี่ยงความเสียหาย แบบ DE พบว่า ค่าความ เค้นสูงสุดแบบ JT และ TT ไม่เกินค่าความเค้น ณ จุดคราก ตามค่าของวัสดุในตารางที่ 3.1 อีกทั้ง ยังมีค่าความปลอดภัย ในประเภทรอยแตกหักแบบ JT (5,6 และ 7 รู) คือ 4.76, 1.26 และ 2.11 ตามลำดับ และ ประเภทรอยแตกหักแบบ TT (5,6 และ 7 รู) คือ 5.70, 1.40 และ 2.23 ตามลำดับ ในกระจุก Cortical และ ในกระจุก Cancellous จะได้ ประเภทรอยแตกหักแบบ JT (5,6 และ 7 รู) คือ 2.61, 4.03 และ 2.91 ตามลำดับ และ ประเภทรอยแตกหักแบบ TT (5,6 และ 7 รู) คือ 2.44, 3.89 และ 4.23 ตามลำดับ ดังนั้นจะไม่เกิดความเสียหายในทุกกรณี

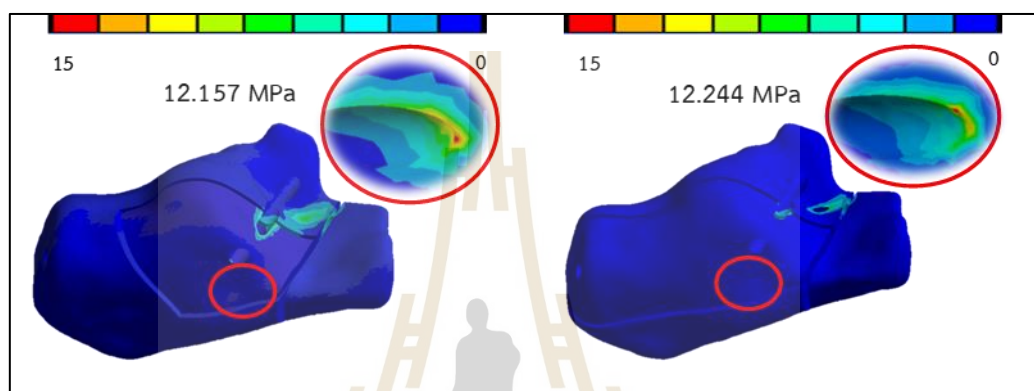




รูปที่ 4.7 ภาพแสดงความเค้นของกระดูก Cortical โดยใช้รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity

พิจารณา ในกรณีของ กระดูก Cancellous ในกรณีรูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน ดังรูปที่ 4.8 พบว่า ความเค้นสูงสุดนั้นเกิดขึ้นที่บริเวณ จุดสัมผัสระหว่างกระดูกด้านบนส่วนที่ 2 (ดังรูปที่ 4.1) กับ สกรู cancellous แนวยาว โดยความเค้นสูงสุดนั้นเมื่อมองเฉพาะกระดูกชิ้นด้านบน จะอยู่บริเวณรูด้านล่างทั้งสองกรณี โดยจากรูปแบบรอยแตกหักแบบ JT นั้น มีค่าความเค้นที่ต่ำกว่า แบบ TT คือ 0.7 % ดังนั้นในรูปแบบการยึดตรึงแบบ PS โดยมีรูปแบบ

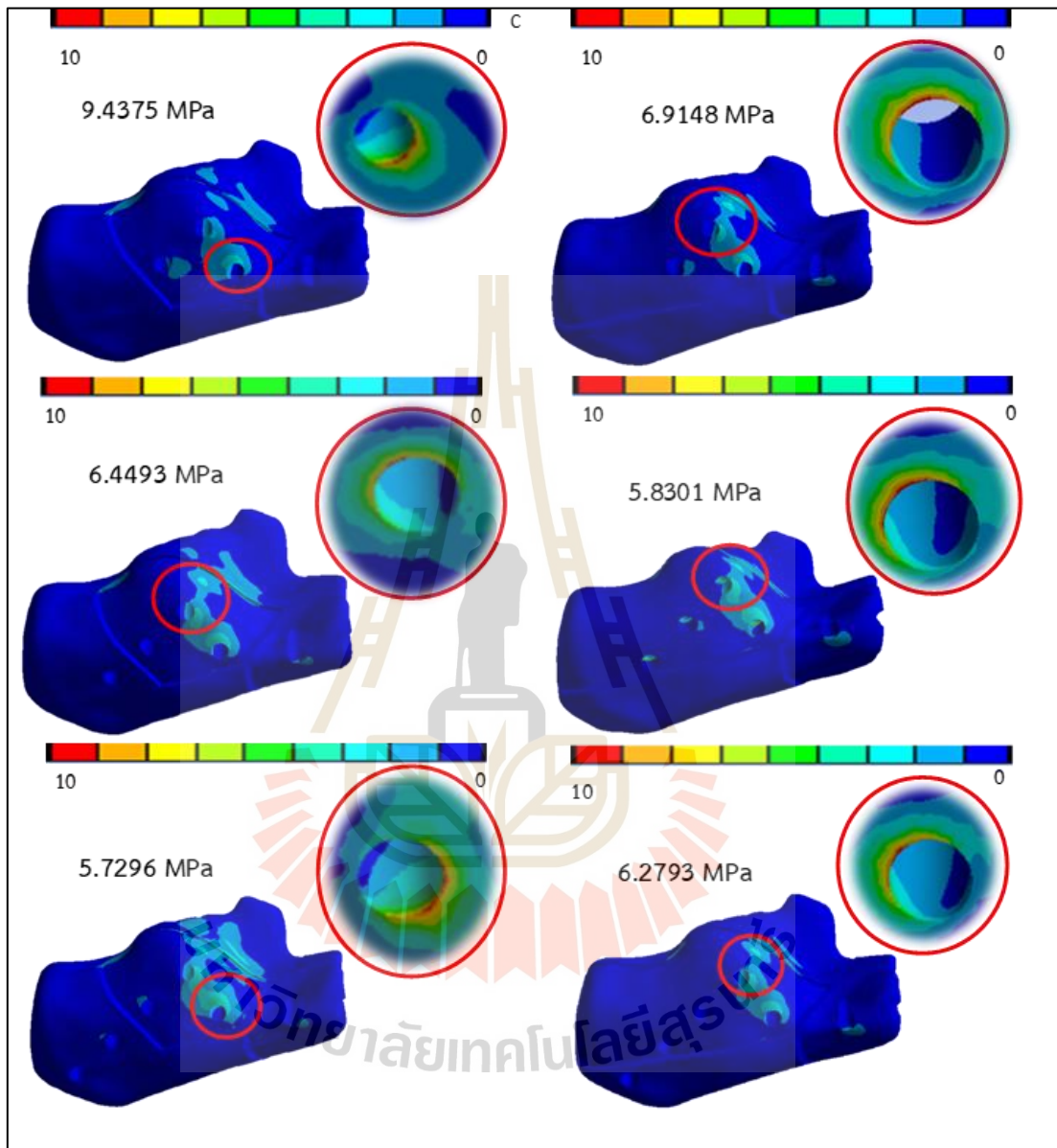
รอยแตกหักแบบ JT มีความเสี่ยงเสียหายน้อยกว่า TT อย่างไรก็ตาม เมื่อใช้ทฤษฎี DE มาพิจารณา รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS ในทั้งสองกรณีของรูปแบบรอยแตกหักนั้น ไม่เกินค่าความเค้น ณ จุดคราก ตามค่าของวัสดุในตารางที่ 1 ในบทที่ 3 เนื่องจาก เกิดการกดสำหรับกระดูก Cancellous สามารถรับภาระโหลดได้มากถึง 50 % จากค่าความเค้น ณ จุดครากดั้งเดิม เป็นต้น อีกทั้ง ยังมีค่าความปลอดภัย คือ 1.233 และ 1.225 ในประเภทรอยแตกหักแบบ JT และ TT ตามลำดับ



รูปที่ 4.8 ภาพแสดงความเค้นของกระดูก Cancellous โดยใช้รูปแบบการยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw

รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ Two-point without Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน พบว่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่บริเวณกระดูกด้านบน ส่วนที่ 2 (ดังรูปที่ 4.1) ทุกกรณี โดยมีสองบริเวณส่วนหลักๆ (ดังรูปที่ 4.9) ได้แก่ 1. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูปที่ 3 นับจากขวาสุด เช่น JT แบบ 6 รู และ TT ทุกกรณี และ 2. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูปที่ 2 นับจากขวาสุด เช่น JT แบบ 5 รู และ 7 รู เมื่อเรียงค่าความเค้นสูงสุดจากมากไปน้อยจะได้ดังนี้ เมื่อพิจารณา รูปแบบรอยแตกเดียวกัน เช่น JT พบว่า 5 รู, 6 รู และ 7 รู ตามลำดับ แต่ในทางกลับกัน รูปแบบรอยแตกแบบ TT พบว่า 5 รู มีค่าความเค้นมากกว่า 7 รู และ 6 รู ตามลำดับ โดยรูปแบบรอยแตกแบบ JT นั้น อุปกรณ์ยึดตรึงแผ่นเพลตจำนวน 5 รู และ 6 รู จะเกิดความเสียหายสูงกว่า TT แต่ในกรณี 7 รู นั้นพบว่ารูปแบบรอยแตกหักแบบ TT สูงกว่า JT เมื่อพิจารณาในทฤษฎีความเสี่ยงความเสียหายแบบ DE พบว่า ค่าความเค้นสูงสุดแบบ JT และ TT ไม่เกินค่าความเค้น ณ จุดคราก ตามค่าของวัสดุในตารางที่ 3.1 อีกทั้งค่าความปลอดภัยของกระดูก Cancellous ของประเภทรอยแตกหักแบบ JT (5,6 และ 7 รู) คือ 1.59, 2.33 และ 2.62 ตามลำดับ

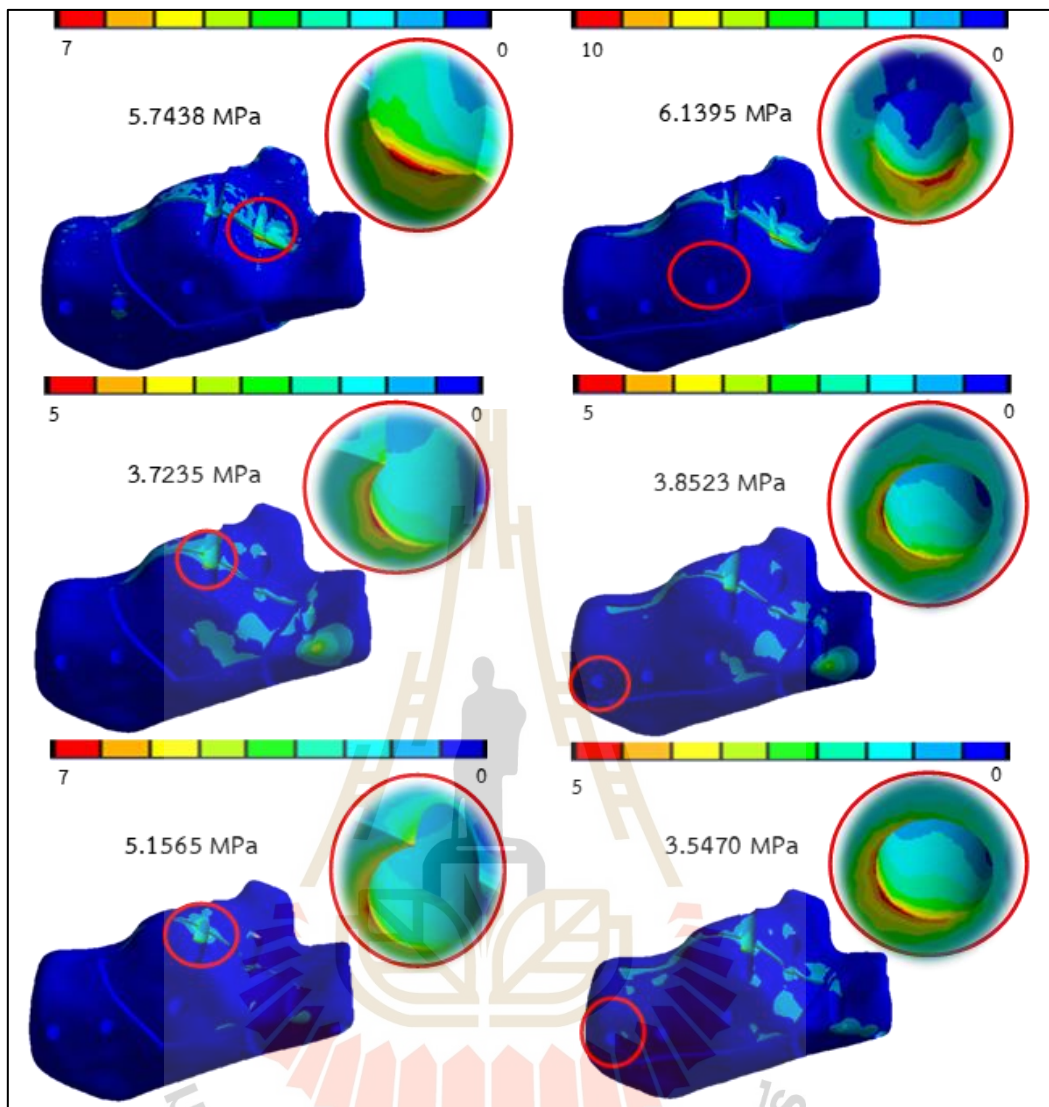
และ ประเภทรอยแตกหักแบบ TT (5,6 และ 7 รู) คือ 2.17, 3.89 และ 4.23 ตามลำดับ ดังนั้นจะไม่เกิดความเสียหายในทุกกรณี



รูปที่ 4.9 ภาพแสดงความเค้นของกระดูก Cancellous โดยใช้รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity

รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ Two-point with Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน พบว่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นมี 4 บริเวณส่วนหลักๆ (ดังรูปที่ 4.10) ได้แก่ 1. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูที่ 5 นับจากซ้ายสุด เช่น JT แบบ 5 รู, 2. บริเวณจุดสัมผัสระหว่าง

สกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูที่ 4 นับจากซ้ายสุด เช่น JT แบบ 6 รู และ 7 รู, 3. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูกด้านบน ส่วนที่ 2 (ดังรูปที่ 4.1) ตำแหน่งรูที่ 1 นับจากซ้ายสุด ซึ่งอยู่ด้านใน เช่น TT แบบ 6 รู และ 7 รู และ 4. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูกด้านบน ส่วนที่ 2 (ดังรูปที่ 4.1) ตำแหน่งรูที่ 3 นับจากซ้ายสุด ซึ่งอยู่ด้านใน เช่น TT แบบ 5 รู เมื่อเรียงค่าความเค้นสูงสุดจากมากไปน้อยจะได้ดังนี้ เมื่อพิจารณา รูปแบบรอยแตกเดียวกัน เช่น JT พบว่า 5 รู, 7 รู และ 6 รู ตามลำดับ แต่ในทางกลับกัน รูปแบบรอยแตกแบบ TT พบว่า 5 รู มีค่าความเค้นมากกว่า 6 รู และ 7 รู ตามลำดับ โดยรูปแบบรอยแตกแบบ TT นั้น อุปกรณ์ยึดตรึงแผ่นเพลตจำนวน 5 รู และ 6 รู จะเกิดความเสียหายสูงกว่า JT แต่ในกรณี 7 รู นั้นพบว่ารูปแบบรอยแตกหักแบบ JT สูงกว่า TT เมื่อพิจารณาในทฤษฎีความเสี่ยงความเสียหาย แบบ DE พบว่า ค่าความเค้นสูงสุดแบบ JT และ TT ไม่เกินค่าความเค้น ณ จุดคราก ตามค่าของวัสดุในตารางที่ 3.1 อีกทั้ง ยังมีค่าความปลอดภัยในประเภทรอยแตกหักแบบ JT (5,6 และ 7 รู) คือ 2.61, 4.03 และ 2.91 ตามลำดับ และ ประเภทรอยแตกหักแบบ TT (5,6 และ 7 รู) คือ 2.44, 3.89 และ 4.23 ตามลำดับ ดังนั้นจะไม่เกิดความเสียหายในทุกกรณี



รูปที่ 4.10 ภาพแสดงความเค้นของกระดูก Cancellous โดยใช้รูปแบบการยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity

#### 4.4 ผลการวิเคราะห์ความเครียดของบริเวณรอยแตกหัก

ค่าความเครียดที่เกิดบริเวณรอยแตกหักนั้นบ่งบอกถึงค่าความเสถียรภาพในการยึดตรึงของอุปกรณ์ยึดตรึงได้ การพิจารณาความเสถียรภาพโดยใช้ค่าความเครียดนั้นงานวิจัยเล่มนี้ใช้ ทฤษฎีของ Perren's โดยผลลัพธ์ความเครียดนั้น วิเคราะห์จากรูปแบบการยึดตรึงเดียวกันได้แก่ PS, Two-point without Tuberosity และ Two-point with Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน ได้แก่ Joint Depression Type และ Tongue Type อีกทั้ง จำนวนรูของแผ่นเพลตที่ต่างกัน คือ 5 รู, 6 รู

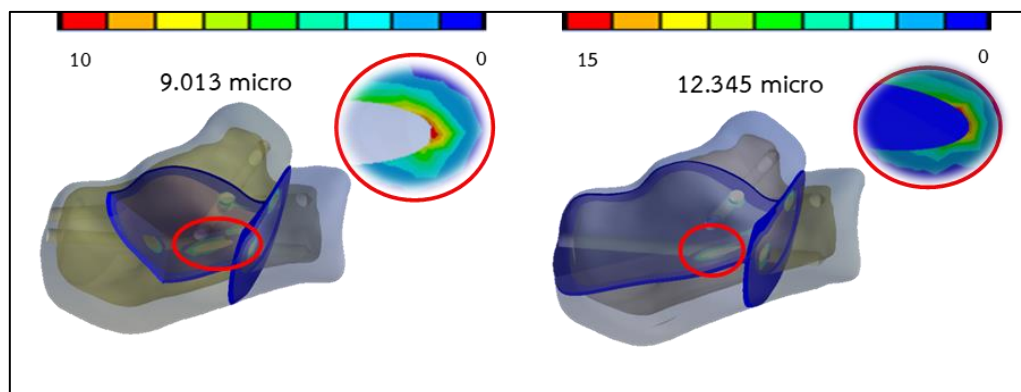


และ 7 รู ดังตารางที่ 1 โดยที่ค่าความเครียดที่เกิดบริเวณรอยแตกหัก หากมีค่าความเครียดที่สูง บ่งบอกถึงค่าความเสถียรภาพที่ต่ำ ในทางกลับกัน หากมีค่าความเครียดที่ต่ำ บ่งบอกถึงค่าความเสถียรภาพที่สูง เป็นต้น

ตารางที่ 4.3 ค่าความเครียดบริเวณรอยแตกเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรูต่างกัน

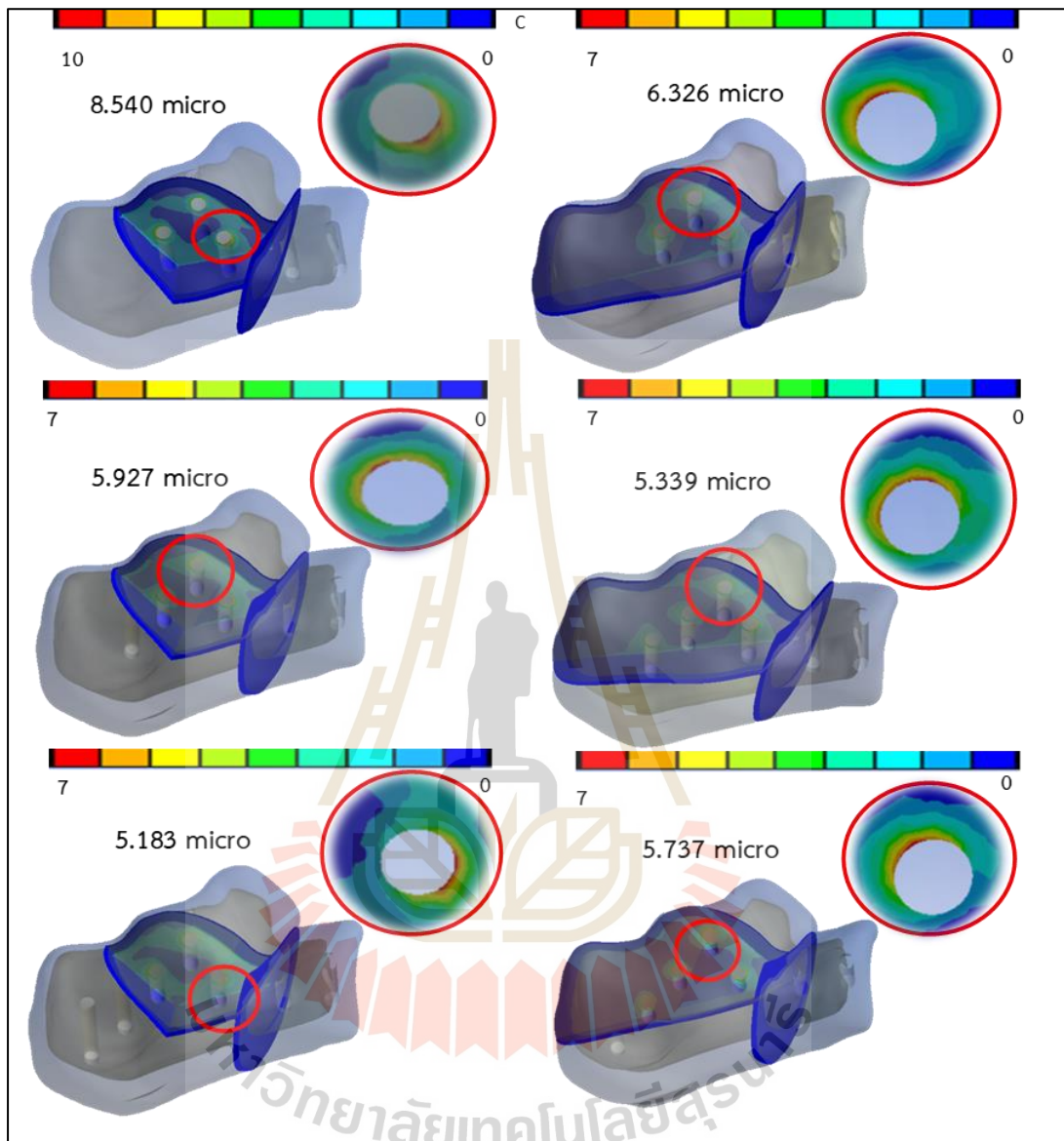
Type		Strain of Fracture Gap $\mu\text{m}/\mu\text{m}$		
		5H	6H	7H
JT	TP without Tuber	8.540	5.927	5.183
	TP with Tuber	5.190	3.412	3.380
	PS	9.013		
TT	TP without Tuber	6.326	5.339	5.737
	TP with Tuber	4.309	3.481	3.165
	PS	12.345		

ในกรณีรูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน (ดังรูปที่ 4.11) พบว่า ความเครียดเกิดขึ้นที่บริเวณ จุดสัมผัสระหว่างกระดูกด้านบนส่วนที่ 2 ดังรูปที่ 0 กับ สกรู cancellous แนวยาว โดยความเครียดนั้นเมื่อมองเฉพาะกระดูกชิ้นด้านบน จะอยู่บริเวณรูด้านล่างทั้งสองกรณี โดยจากรูปแบบรอยแตกหักแบบ JT นั้น มีค่าความเครียดที่ต่ำกว่า แบบ TT คือ 36.9 % ดังนั้นในรูปแบบการยึดตรึงแบบ PS โดยมีรูปแบบรอยแตกหักแบบ JT มีความเสถียรภาพของอุปกรณ์ยึดตรึงสูงกว่า TT ใดๆก็ตาม เมื่อใช้ทฤษฎีของ Perren's มาพิจารณา รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ PS ในทั้งสองกรณีของรูปแบบรอยแตกหักนั้น ค่าความเครียดอยู่ในช่วง Tolerated by lamellar bone (ค่าความเครียดน้อยกว่า 2%) ซึ่งอยู่ในช่วงกระบวนการสร้างกระดูกใหม่ ใกล้เคียงสู่สภาวะปกติ เป็นต้น

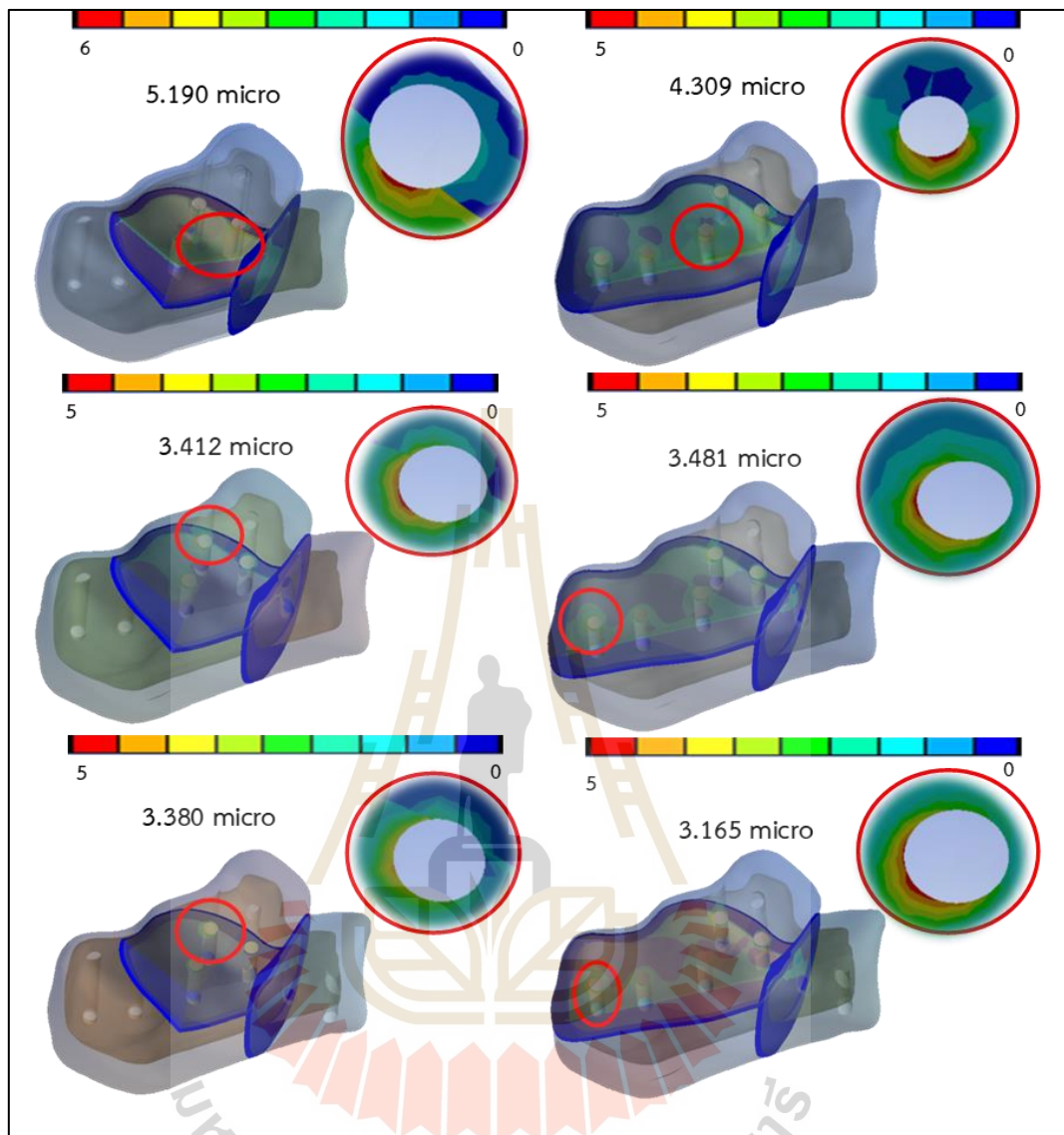


รูปที่ 4.11 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw

รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ Two-point without Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน พบว่าความเครียดส่วนใหญ่เกิดขึ้นที่บริเวณกระดูกด้านใน ส่วนที่ 3 (ดังรูปที่ 4.12) แต่ในรูปแบบ TT 7 รู ความเครียดเกิดขึ้นที่บริเวณกระดูกด้านบน ส่วนที่ 2 (ดังรูปที่ 4.1) โดยมีสองบริเวณหลักๆ ดังรูปที่ 2 ได้แก่ 1. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูที่ 3 นับจากขวาสุด เช่น JT แบบ 6 รู และ TT ทุกกรณี และ 2. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูที่ 2 นับจากขวาสุด เช่น JT แบบ 5 รู และ 7 รู เมื่อเรียงค่าความเครียดจากมากไปน้อยจะได้ดังนี้ เมื่อพิจารณาแบบรอยแตกเดียวกัน เช่น JT พบว่า 5 รู, 6 รู และ 7 รู ตามลำดับ แต่ในทางกลับกัน รูปแบบรอยแตกแบบ TT พบว่า 5 รู มีค่าความเครียดมากกว่า 7 รู และ 6 รู ตามลำดับ โดยรูปแบบรอยแตกแบบ JT นั้น อุปกรณ์ยึดตรึงแผ่นเพลตจำนวน 5 รู และ 6 รู จะมีค่าความเสถียรต่ำกว่า TT แต่ในกรณี 7 รู นั้นพบว่ารูปแบบรอยแตกหักแบบ TT เสถียรต่ำกว่า JT เมื่อเปรียบเทียบระหว่าง รูปแบบรอยแตกทั้งสองกรณีนั้นแตกต่างกัน ในช่วง เฉลี่ย 9.7 –25.9 % หากพิจารณาในทฤษฎีของ Perren's พบว่า ในทุกๆกรณี ค่าความเครียดอยู่ในช่วง Tolerated by lamellar bone (ค่าความเครียดน้อยกว่า 2%) ซึ่งอยู่ในช่วงกระบวนการสร้างกระดูกใหม่ใกล้เคียงสู่สภาวะปกติ เป็นต้น



รูปที่ 4.12 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity



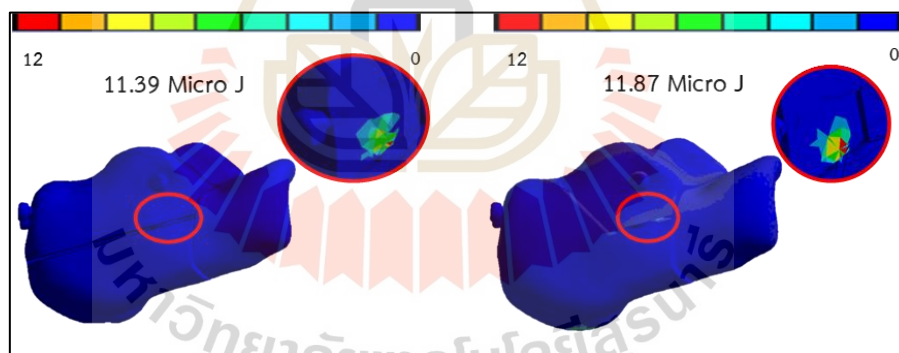
รูปที่ 4.13 ภาพแสดงความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity

รูปแบบการยึดตรึงเดียวกัน แบบ Two-point with Tuberosity แต่รูปแบบรอยแตกหักต่างกัน พบว่าความเครียดเกิดขึ้นที่บริเวณกระดูกด้านใน ส่วนที่ 3 (ดังรูปที่ 4.1) ในทุกกรณี โดยมีสี่บริเวณหลักๆ (ดังรูปที่ 4.13) ได้แก่ 1. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูที่ 3 นับจากซ้ายสุด เช่น TT แบบ 5 รู 2. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูที่ 4 นับจากซ้ายสุด เช่น JT แบบ 6 รู และ 7 รู 3. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูที่ 5 นับจากซ้ายสุด เช่น JT แบบ 5 รู และ 4. บริเวณจุดสัมผัสระหว่างสกรูกับกระดูก ตำแหน่งรูที่ 1 นับจากซ้ายสุด เช่น TT แบบ 6 รู และ 7 รู เมื่อเรียงค่าความเครียดจากมากไปน้อยจะได้ดังนี้ เมื่อพิจารณา

รูปแบบรอยแตกเดียวกัน JT และ TT พบว่า 5 รู, 6 รู และ 7 รู ตามลำดับ โดยรูปแบบรอยแตกแบบ TT นั้น อุปกรณ์ยึดตรึงแผ่นเพลตจำนวน 5 รู และ 7 รู จะมีค่าความเสถียรสูงกว่า JT แต่ในกรณี 7 รู นั้นพบว่ารูปแบบรอยแตกหักแบบ JT เสถียรสูงกว่า TT ประมาณ 1.98 % เมื่อเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกทั้งสองกรณีนั้นแตกต่างกัน ในช่วง เฉลี่ย 1.98 – 16.97 % หากพิจารณาในทฤษฎีของ Perren's พบว่า ในทุกๆกรณี ค่าความเครียดอยู่ในช่วง Tolerated by lamellar bone (ค่าความเครียดน้อยกว่า 2%) ซึ่งอยู่ในช่วงกระบวนการสร้างกระดูกใหม่ใกล้เคียงสู่สภาวะปกติ

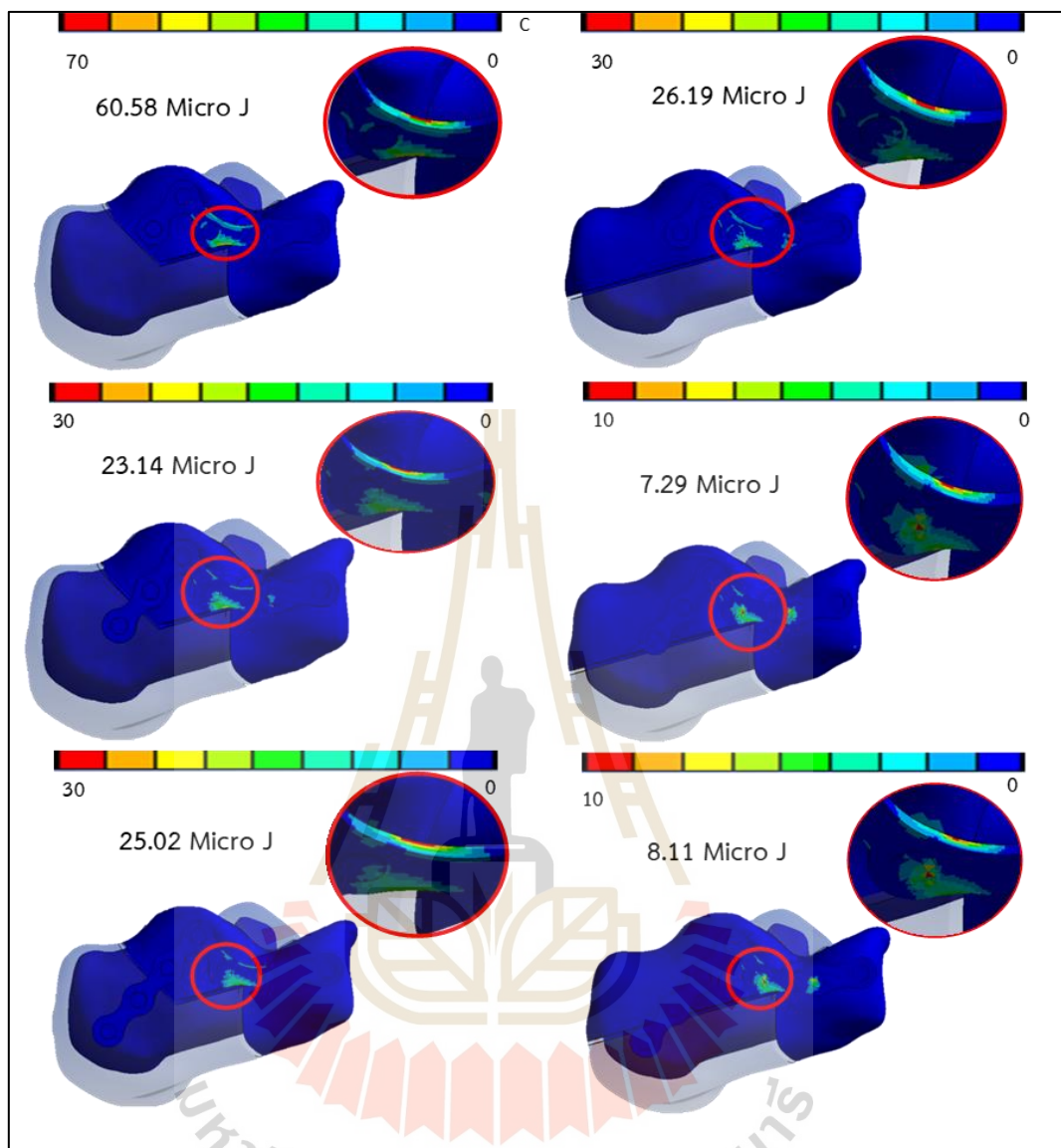
#### 4.5 ผลการวิเคราะห์พลังงานความเครียด

พลังงานความเครียดนั้นเป็นพลังงานที่สะสมในชิ้นงานของวัสดุซึ่งเมื่อมีแรงภายนอกมากระทำจะเกิดการปลดปล่อยพลังงานที่กักเก็บออกมา โดยมีความสัมพันธ์กับความเครียด ซึ่งสามารถทราบถึงการกระจายตัวของพลังงานที่เกิดขึ้นกับชิ้นงานได้ ซึ่งในกรณีที่ 1 รูปแบบการยึดตรึงด้วย PS พบว่าการกระจายตัวของพลังงานเกิดขึ้นที่บริเวณกระดูก Cancellous หรือการกระจายภาวะไปที่กระดูก cancellous มากกว่าอุปกรณ์ยึดตรึง (ดังรูปที่ 4.14)



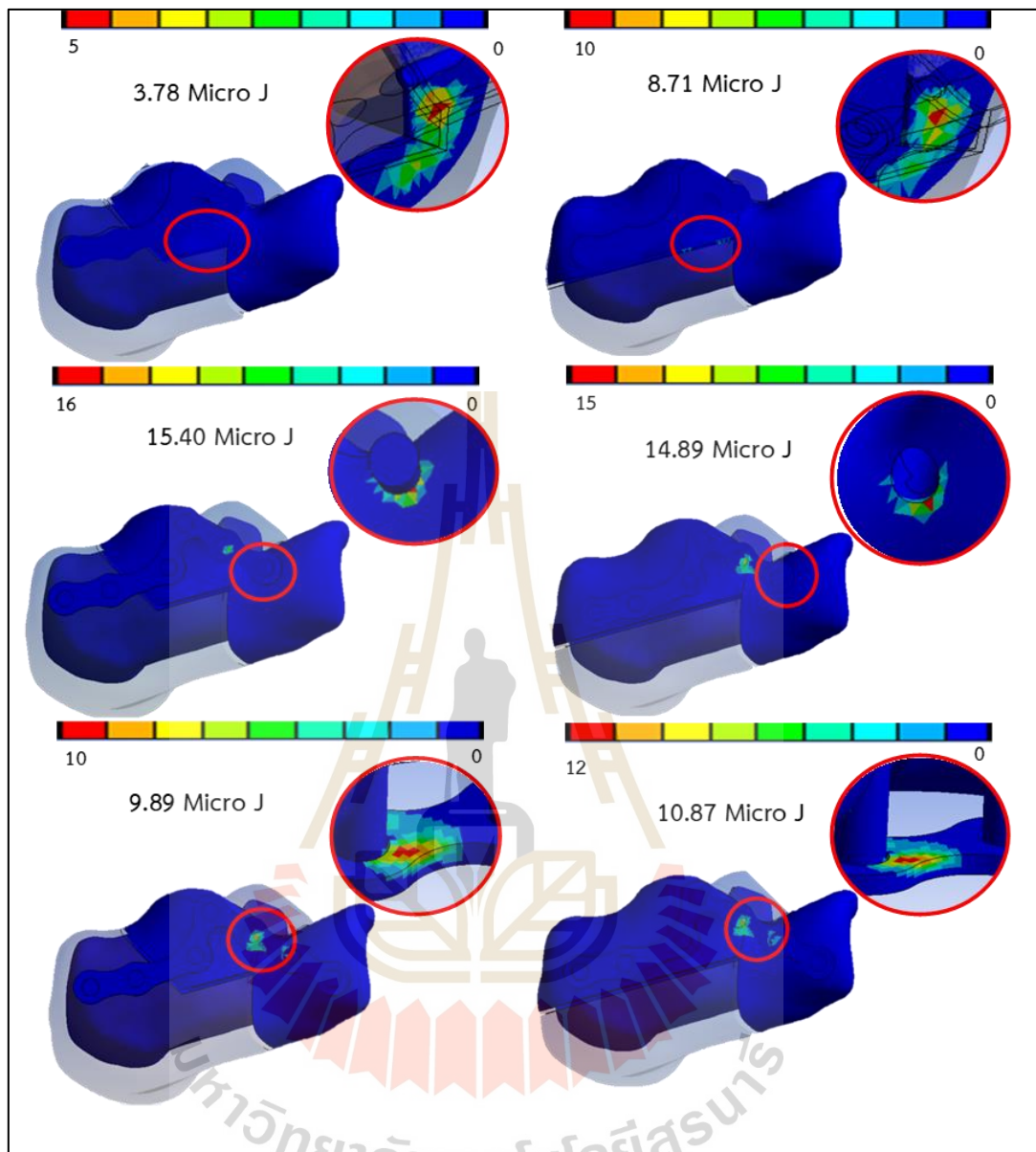
รูปที่ 4.14 ภาพแสดงพลังงานความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Percutaneous Screw

กรณีที่ 2 รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity พบว่า การกระจายตัวของพลังงานเกิดขึ้นที่บริเวณ อุปกรณ์ยึดตรึง (แผ่นเพลต) มากกว่ากระดูก (ดังรูปที่ 4.15) ในทุกๆจำนวนรูของอุปกรณ์ และประเภทรอยแตกหัก



รูปที่ 4.15 ภาพแสดงพลังงานความเครียด รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point without Tuberosity

กรณีที่ 3 รูปแบบยึดตรึงแบบ Two-point with Tuberosity พบว่า กระจายตัวของพลังงานของจำนวน 7 รู เกิดขึ้นที่บริเวณ อุปกรณ์ยึดตรึง (แผ่นเพลต) มากกว่ากระดูก (ดังรูปที่ 4.15) ซึ่งในกรณีจำนวนรู 6 รู เกิดขึ้นที่บริเวณ กระดูก Cortical มากกว่า อุปกรณ์ยึดตรึง (แผ่นเพลต) เช่นเดียวกันกับ จำนวนรู 5 รู เกิดขึ้นที่บริเวณ กระดูก Cancellous มากกว่า (ดังรูปที่ 4.15)

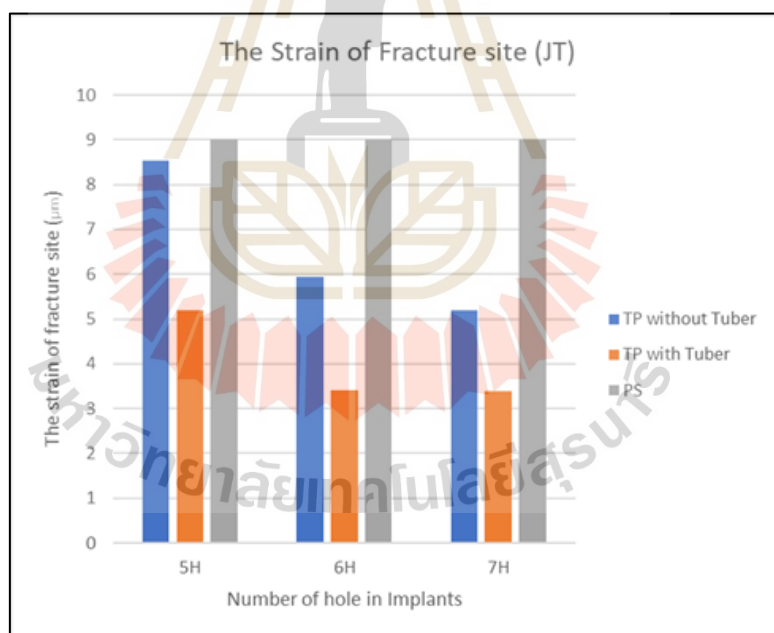


รูปที่ 4.16 ภาพแสดงพลังงานความเครียด รูปแบบยึดตึงแบบ Two-point with Tuberosity

## 4.6 การวิเคราะห์ความเสถียรภาพของอุปกรณ์ยึดตรึง

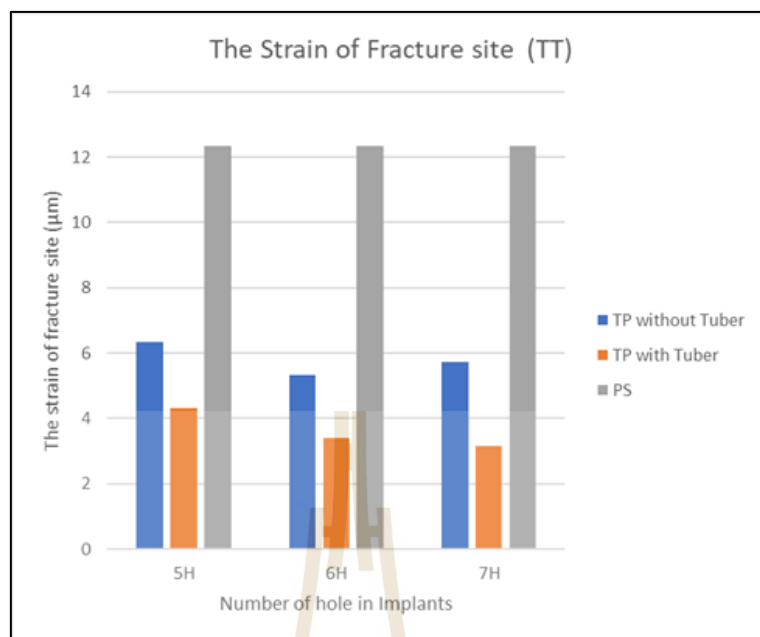
### 4.6.1 ผลการวิเคราะห์ความเครียดภายใต้รูปแบบรอยแตกเดียวกันแต่รูปแบบอุปกรณ์ยึดตรึงต่างประเภทกันและรูปแบบจำนวนรูของอุปกรณ์ต่างกัน

ในกรณีรูปแบบรอยแตกเดียวกัน คือ แบบ JT (ดังรูปที่ 4.17) เมื่อพิจารณากราฟแท่งในโซนเดียว คือ จำนวน 5 รู พบว่า ค่าความเครียดของกราฟแท่งรูปแบบยึดตรึงด้วย PS สูงที่สุด, กราฟแท่งรูปแบบยึดตรึงด้วย Two-point without Tuberosity และ Two-point with Tuberosity น้อยที่สุด และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบการยึดตรึงต่างกัน Two-point with Tuberosity มีค่าความเครียดต่ำที่สุดหรือค่าความเสถียรสูงที่สุด, Two-point without Tuberosity และ PS ตามลำดับ และเมื่อพิจารณา กราฟแท่งของรูปแบบยึดตรึงเดียวกัน เช่น ทั้งสามแท่งกราฟ Two-point with Tuberosity เปรียบเทียบระหว่างจำนวนรูที่แตกต่างกัน พบว่า ในทุกๆกรณีของจำนวนรูที่แตกต่างกัน มีแนวโน้มไปในแนวทางเดียวกัน คือ จำนวน 7 รู มีค่าความเสถียรสูงที่สุด, 6 รู และ 5 รู ตามลำดับ



รูปที่ 4.17 รูปภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเครียด กับ จำนวนรูภายใต้รูปแบบรอยแตกแบบ JT



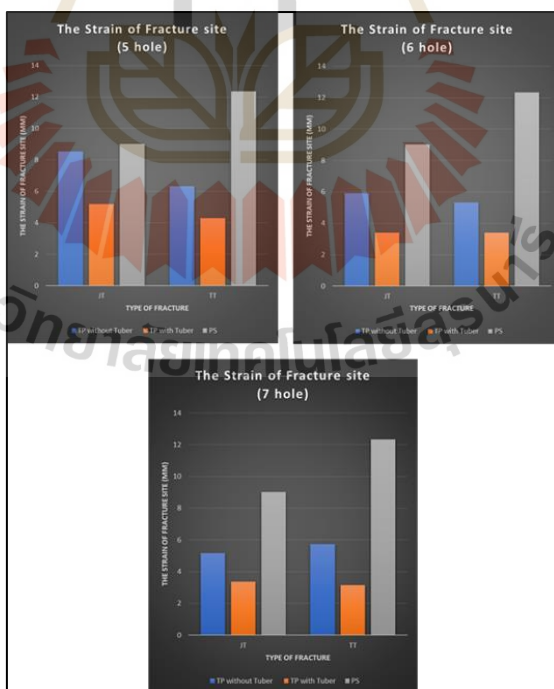


รูปที่ 4.18 รูปภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเครียด กับ จำนวนรู ภายใต้รูปแบบรอยแตกแบบ TT

ในกรณีรูปแบบรอยแตกเดียวกัน แบบ TT (ดังรูปที่ 4.18) เมื่อพิจารณา กราฟแท่งในโซนเดียว คือ จำนวน 5 รู พบว่า ค่าความเครียดของกราฟแท่งรูปแบบยึดตรึงด้วย PS สูงที่สุด, กราฟแท่งรูปแบบยึดตรึงด้วย Two-point without Tuberosity และ Two-point with Tuberosity น้อยที่สุด และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบการยึดตรึงต่างกัน Two-point with Tuberosity มีค่าความเครียดต่ำที่สุดหรือค่าความเสถียรสูงที่สุด, Two-point without Tuberosity และ PS ตามลำดับ และเมื่อพิจารณา กราฟแท่งของรูปแบบยึดตรึงเดียวกัน เช่น แท่งสี่เหลี่ยม Two-point with Tuberosity เปรียบเทียบระหว่างจำนวนรูที่แตกต่างกัน พบว่า ในทุกๆกรณีของจำนวนรูที่แตกต่างกัน มีแนวโน้มไปในแนวทางเดียวกัน คือ จำนวน 7 รู มีค่าความเครียดต่ำที่สุดหรือความเสถียรสูงที่สุด 6 รู และ 5 รู ตามลำดับ แต่แท่งสี่เหลี่ยม Two-point without Tuberosity เปรียบเทียบระหว่างจำนวนรูที่แตกต่างกัน พบว่า ในทุกๆกรณีของจำนวนรูที่แตกต่างกัน มีแนวโน้มคือ จำนวน 6 รู มีค่าความเสถียรสูงที่สุด, 7 รู และ 5 รู ตามลำดับ ซึ่งแตกต่างกับกราฟแท่งสี่เหลี่ยม แต่อย่างไรก็ตาม แตกต่างเพียง 2% จึงไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เป็นต้น

#### 4.6.2 ผลการวิเคราะห์ความเครียดภายใต้รูปแบบรอยแตกต่างกันแต่รูปแบบอุปกรณ์ยึดตรึงประเภทต่างกันและรูปแบบจำนวนรูของอุปกรณ์เดียวกัน

ในกรณีรูปแบบของการยึดตรึงด้วยจำนวนรูเท่ากัน คือ แบบจำนวน 5 รู (ดังรูปที่ 4.19) เมื่อพิจารณา กราฟแท่งในโซนเดียว คือ รูปแบบรอยแตกแบบ JT พบว่า ค่าความเครียดของกราฟแท่งรูปแบบยึดตรึงด้วย PS สูงที่สุด, กราฟแท่งรูปแบบยึดตรึงด้วย Two-point without Tuberosity และ Two-point with Tuberosity น้อยที่สุด และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกหักต่างกัน แบบ TT มีค่าความเครียดที่ต่ำกว่าหรือความเสถียรสูงกว่า JT และเมื่อพิจารณากราฟแท่งของรูปแบบรอยแตกเดียวกัน เช่น ทั้งสองแท่งกราฟ Two-point with Tuberosity อีกทั้งเมื่อเปรียบเทียบระหว่างจำนวนรูที่แตกต่างกัน พบว่า ในทุกๆกรณีของจำนวนรูที่แตกต่างกัน มีแนวโน้มไปในแนวทางเดียวกัน คือ จำนวน 7 รู มีค่าความเสถียรสูงที่สุด, 6 รู และ 5 รู ตามลำดับ แต่ในทางกลับกัน แท่งสี่เหลี่ยม Two-point without Tuberosity เปรียบเทียบระหว่างจำนวนรูที่แตกต่างกัน พบว่า ในทุกๆกรณีของจำนวนรูที่แตกต่างกัน มีแนวโน้มคือ จำนวน 6 รู มีค่าความเสถียรสูงที่สุด, 7 รู และ 5 รู ตามลำดับ ซึ่งแตกต่างกับกราฟแท่งสี่เหลี่ยม แต่อย่างไรก็ตาม แตกต่างเพียง 2% จึงไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ เป็นต้น



รูปที่ 4.19 รูปภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเครียด กับรูปแบบการยึดตรึงภายใต้จำนวนรูบนแผ่นเพลตเดียวกัน

## บทที่ 5

### สรุปและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการดำเนินงานวิจัยโดยมีวัตถุประสงค์ เพื่อสร้างและวิเคราะห์แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์กระดูกสันหลังที่แตกหักภายใต้รูปแบบวิธีการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูและอุปกรณ์ฝัง ในอีกทั้งวิเคราะห์ปัจจัยที่ส่งผลต่อสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์การยึดตรึงกระดูกสันหลังที่แตกหักซึ่งจากผลการวิจัยพบว่า

1. ผลการวิเคราะห์ค่าความเค้นสูงสุดของอุปกรณ์ยึดตรึงนั้นพบว่า ในรูปแบบรอยแตกแบบ JT ลดความเสี่ยงความเสียหายของอุปกรณ์ยึดตรึง มากกว่า โดยเฉพาะรูปแบบการยึดตรึงแบบ TP with Tuberosity เช่นเดียวกันกับ รูปแบบรอยแตกแบบ TT อีกทั้ง TP without Tuberosity และ PS ตามลำดับ เมื่อพิจารณาในรูปแบบจำนวนรูของแผ่นเพลต พบว่า ทั้งสองกรณีของรูปแบบรอยแตกหักนั้น มีแนวโน้มเดียวกัน คือ จำนวน 5 รู และ 6 รู มีความเสี่ยงความเสียหายน้อยกว่าจำนวน 7 รู ซึ่งแรงส่วนใหญ่จะกระจายแรงลงที่อุปกรณ์ยึดตรึงเป็นหลัก ในกรณีของ TP without Tuberosity 5, 6 และ 7 รู กับ TP with Tuberosity 7 รู
2. ผลการวิเคราะห์ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนตัวกระดูกสันหลังนั้นพบว่าในรูปแบบรอยแตกแบบ JT ลดความเสี่ยงความเสียหายของกระดูกสันหลังมากที่สุดนั้น ควรคัดเลือกรูปแบบการยึดตรึงแบบ TP with Tuberosity เช่นเดียวกันกับ รูปแบบรอยแตกแบบ TT อีกทั้ง TP without Tuberosity และ PS ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาในรูปแบบจำนวนรูของแผ่นเพลต พบว่า แผ่นเพลตที่มีจำนวน 7 รู นั้นลดความเสี่ยงความเสียหายของกระดูกสันหลัง ทั้งกระดูก Cortical และ กระดูก Cancellous ได้ดีกว่า เป็นต้น ซึ่งแรงส่วนใหญ่จะกระจายแรงลงที่กระดูกเป็นหลัก ในกรณีของ TP with Tuberosity 5, 6 รู และ PS
3. ผลการวิเคราะห์ค่าความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณรอยแตกของกระดูกสันหลังนั้น เพื่อประเมินเสถียรภาพของอุปกรณ์ยึดตรึง ซึ่งในรูปแบบรอยแตกแบบ JT ควรคัดเลือกรูปแบบการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงแบบ TP with Tuberosity เพราะมีความเสถียรสูงที่สุด TP without Tuberosity

และ PS ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาในรูปแบบจำนวนรูของแผ่นเพลต พบว่า แผ่นเพลตที่มีจำนวน 7 รู นั้นมีความเสถียรสูงที่สุด

4. ผลการวิเคราะห์รูปแบบการยึดตรึงนั้น พบว่า การยึดตรึงบริเวณ Tuberosity ส่งผลต่อการรักษาความเสถียรภาพการยึดตรึงได้

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

การวิเคราะห์ผลโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นมีเงื่อนไขขอบเขตที่ค่อนข้างซับซ้อน เช่น คุณสมบัติวัสดุ, การวิเคราะห์พฤติกรรมตามลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ เป็นต้น ดังนั้นจึงส่งผลต่อผลลัพธ์ที่แม่นยำมากยิ่งขึ้น ซึ่งข้อจำกัดส่วนนี้ งานวิจัยเล่มนี้จึงมีข้อเสนอแนะ ดังนี้

1. ค่าคุณสมบัติเชิงกลของกระดูกสันเท้าในการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของงานวิจัยเล่มนี้นั้นเป็นแบบ linear elastic, isotropic, และ homogenous หากต้องการความแม่นยำมากยิ่งขึ้นควรใช้แบบ non-linear elastic และ anisotropic เป็นต้น

2. พื้นที่สัมผัสของบริเวณ Achilles Tendon, Posterior facet และ Cuboid joint ซึ่งเมื่อมีขนาดพื้นที่ที่แม่นยำส่งผลให้ลดค่าความผิดพลาดได้ เป็นต้น

3. ในอนาคตหากต้องการวิเคราะห์ผลลัพธ์ในงานวิจัยถัดไปสามารถเพิ่มการเปรียบเทียบในรูปแบบของรูปแบบรอยแตกหักที่ต่างกันได้ เป็นต้น

## รายการอ้างอิง

- จักรพงษ์ อรพินท์. (2559). กระดูกหักและข้อเคลื่อนหลุดของข้อเท้าและเท้า. **Fractures and dislocations of the ankle and foot**. หน้า 133-148.
- รภัทร เอกนิตีเศรษฐ. (2560). ระบบโครงร่าง (The Skeletal System)
- สรศักดิ์ ศุภผล, วิวัฒน์ วจนะวิศิษฐ์, ตฤยพฤกษ์ ถาวรสวัสดิ์รักษ์. (2018). ชีววิทยาของกระดูกและการสมานของกระดูก (Bone biology and healing). **Bone biology and healing**.
- สุรัชย์ แซ่จิ่ง. (2545). สกรูทางออร์โธปิดิกส์. คณะแพทยศาสตร์ ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น
- Alejandro López-Ferraza, Francisco J. Valderrama-Canalesb and Fermín Valera-Garrido. (2016). Description of the sural nerve and its relation to invasive techniques in physical therapy. **J Invasive Techniques Physical Therapy**. 2016;1(1):2-9.
- Allegra, P.R., Rivera, S., Desai, S.S., Aiyer, A., Kaplan, J. and Gross, C.E., (2020). Intra-articular calcaneus fractures: current concepts review. **Foot & ankle orthopaedics**, 5(3), p.2473011420927334.
- Brian Carpenter, Harold Cesar and Travis Motley. (2017). Minimally Invasive Open Reduction Internal Fixation of Calcaneal Fractures with Plate Fixation: A Five-Year Follow-Up Analysis. **Podiatry Institute**. Publisher: Podiatry Institute.
- Chen, C.H., Hung, C., Hsu, Y.C., Chen, C.S. and Chiang, C.C., (2017). Biomechanical evaluation of reconstruction plates with locking, nonlocking, and hybrid screws configurations in calcaneal fracture: a finite element model study. **Medical & biological engineering & computing**, 55, pp.1799-1807.
- Cammarata, M., Nicoletti, F., Di Paola, M., Valenza, A. and Zummo, G., (2016), May. Mechanical behavior of human bones with different saturation levels. In **2nd International Electronic Conference on Materials** (p. B003).
- Charles M. Court-Brown, MD, FRCS Ed and at all. (2015). Rockwood and Green's Fractures in Adults. Eighth edition. Wolters Kluwer Health.
- Chen, C.H., Huang, Y.H., Hung, C., Chen, C.S. and Chiang, C.C., (2018). Finite element analysis of tongue type calcaneal fracture with open reduction and internal

- fixation with locking plate. **Journal of Medical and Biological Engineering**, 38, pp.1-9.
- Cifuentes-De la Portilla, C., Larrainzar-Garijo, R. and Bayod, J., (2020). Analysis of biomechanical stresses caused by hindfoot joint arthrodesis in the treatment of adult acquired flatfoot deformity: A finite element study. **Foot and Ankle Surgery**, 26(4), pp.412-420.
- Doral, M.N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Atay, O.A., Dönmez, G. and Maffulli, N., (2010). Functional anatomy of the Achilles tendon. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, 18, pp.638-643.
- Dosa, N.P., Eckrich, M.F., Katz, D.A., Turk, M. and Liptak, G.S., (2007). Incidence, prevalence, and characteristics of fractures in children, adolescents, and adults with spina bifida. **The journal of spinal cord medicine**, 30(sup1), pp.S5-S9.
- Drzezo. (2020). Biomechanics of the Foot. **Musculoskeletal Key Fastest Musculoskeletal Insight Engine (Online)**. Available <https://musculoskeletalkey.com/tag/part-iii-mechanical-aspects-of-the-human-locomotor-system/>
- Follet, H., Peyrin, F., Vidal-Salle, E., Bonnassie, A., Rumelhart, C. and Meunier, P.J., (2007). Intrinsic mechanical properties of trabecular calcaneus determined by finite-element models using 3D synchrotron microtomography. **Journal of biomechanics**, 40(10), pp.2174-2183.
- Fotoohabadi, M.R., Tully, E.A. and Galea, M.P., (2010). Kinematics of rising from a chair: image-based analysis of the sagittal hip-spine movement pattern in elderly people who are healthy. **Physical therapy**, 90(4), pp.561-571.
- Giddings, V.L., Beaupre, G.S., Whalen, R.T. and Carter, D.R., (2000). Calcaneal loading during walking and running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, 32(3), pp.627-634.
- Glatt, V., Evans, C.H. and Tetsworth, K., (2021). Reverse dynamisation: a modern perspective on Stephan Perren's strain theory. **Eur Cell Mater**, 41, pp.668-679.
- Hedström, E.M., Svensson, O., Bergström, U. and Michno, P., (2010). Epidemiology of fractures in children and adolescents: Increased incidence over the past

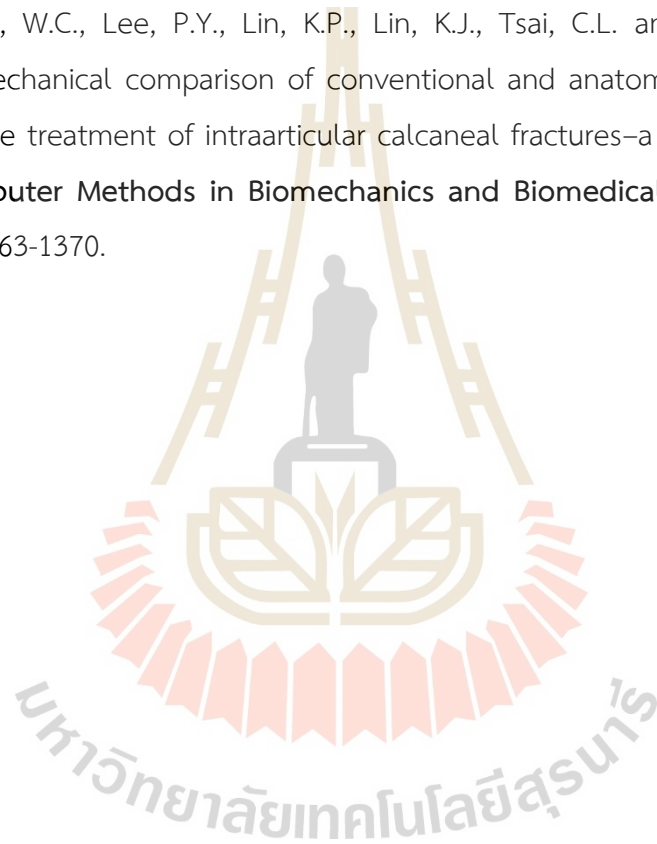
- decade: a population-based study from northern Sweden. **Acta orthopaedica**, 81(1), pp.148-153.
- Hernández-Díaz, C., Saavedra, M.Á., Navarro-Zarza, J.E., Canoso, J.J., Villasenor-Ovies, P., Vargas, A. and Kalish, R.A., (2012). Clinical anatomy of the ankle and foot. **Reumatologia clinica**, 8, pp.46-52.
- Jitprapaikulsarn, S., Chantarapanich, N., Gromprasit, A., Mahaisavariya, C., Sukha, K. and Chiawchan, S., (2023). Dual plating for fixation failure of the distal femur: Finite element analysis and a clinical series. **Medical Engineering & Physics**, 111, p.103926.
- Kir, M.C., Ayanoglu, S., Cabuk, H., Dedeoglu, S.S., Imren, Y., Karlioglu, B., Yuce, A. and Gurbuz, H., (2018). Mini-plate fixation via sinus tarsi approach is superior to cannulated screw in intra-articular calcaneal fractures: A prospective randomized study. **Journal of Orthopaedic Surgery**, 26(3), p.2309499018792742.
- Laxmi, V., Ritu, M. and Ravikant, S., (2018). A morphological and morphometric study of human calcanei and their articular facets. **Ann Geriatr Med Res**, 5(1), pp.28-32.
- Lei, P., Hu, R., Sun, R., Liu, H., Liu, H., Yang, X., Xie, J. and Hu, Y., (2017). Comparison of the biomechanical function and clinical effects of plate and multi-pin fixation in the treatment of Sanders II calcaneal fractures. **Int J Clin Exp Med**, 10(3), pp.4398-4407.
- McQueen, M.M., (2016). Global forum: fractures in the elderly. **JBJS**, 98(9), p.e36.
- Mitchell, M.J., McKinley, J.C. and Robinson, C.M., (2009). The epidemiology of calcaneal fractures. **The Foot**, 19(4), pp.197-200.
- Morales-Orcajo, E., Bayod, J. and Barbosa de Las Casas, E., (2016). Computational foot modeling: scope and applications. **Archives of Computational Methods in Engineering**, 23, pp.389-416.
- Morgan, E.F., Unnikrisnan, G.U. and Hussein, A.I., (2018). Bone mechanical properties in healthy and diseased states. **Annual review of biomedical engineering**, 20, pp.119-143.

- Nakamura, S., Crowninshield, R.D. and Cooper, R.R., (1981). An analysis of soft tissue loading in the foot--a preliminary report. **Bulletin of prosthetics research**, 10, pp.27-34.
- Nelson, J.D., McIff, T.E., Moodie, P.G., Iverson, J.L. and Horton, G.A., (2010). Biomechanical stability of intramedullary technique for fixation of joint depressed calcaneus fracture. **Foot & ankle international**, 31(3), pp.229-235.
- Ni, M., Weng, X.H., Mei, J. and Niu, W.X., (2015). Primary stability of absorbable screw fixation for intra-articular calcaneal fractures: a finite element analysis. **Journal of Medical and Biological Engineering**, 35, pp.236-241.
- Ni, M., Wong, D.W.C., Mei, J., Niu, W. and Zhang, M., (2016). Biomechanical comparison of locking plate and crossing metallic and absorbable screws fixations for intra-articular calcaneal fractures. **Science China Life Sciences**, 59, pp.958-964.
- Ni, M., Wong, D.W.C., Niu, W., Wang, Y., Mei, J. and Zhang, M., (2019). Biomechanical comparison of modified Calcanail system with plating fixation in intra-articular calcaneal fracture: A finite element analysis. **Medical Engineering & Physics**, 70, pp.55-61.
- Ouyang, H., Deng, Y., Xie, P., Yang, Y., Jiang, B., Zeng, C. and Huang, W., (2017). Biomechanical comparison of conventional and optimised locking plates for the fixation of intraarticular calcaneal fractures: a finite element analysis. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, 20(12), pp.1339-1349.
- Pang, Q.J., Yu, X. and Guo, Z.H., (2014). The sustentaculum tali screw fixation for the treatment of Sanders type II calcaneal fracture: a finite element analysis. **Pakistan Journal of Medical Sciences**, 30(5), p.1099.
- Patil, B.K., (2019). Outcome of calcaneum fractures treated with minimally invasive fixation techniques. **International Journal of Orthopaedics**, 5(1), pp.146-50.
- Peter Theobald. (2013). Biomechanical Analysis of the Achilles Tendon Enthesis Organ. PhD. Institute of Medical Engineering & Medical Physics, Cardiff University, UK.
- Pînzaru, R.M., Pavăl, S.D., Pertea, M., Alexa, O., Sîrbu, P.D., Filip, A., Carp, A.C., Savin, L., Forna, N. and Veliceasa, B., (2023). Biomechanical Comparison of Conventional Plate and the C-Nail® System for the Treatment of Displaced Intra-Articular



- Calcaneal Fractures: A Finite Element Analysis. **Journal of Personalized Medicine**, 13(4), p.587.
- Razik, A., Harris, M. and Trompeter, A., (2018). Calcaneal fractures: Where are we now?. **Strategies in Trauma and Limb Reconstruction**, 13, pp.1-11.
- Saif Alrafeek. (2018). Development and validation of hybrid continuum/structural finite element model for evaluating foot and ankle biomechanics. Doctor of Philosophy. Mechanical and Aerospace Engineering, Western Michigan University.
- Sarkodie-Gyan, T., Yu, H. (2023). The Human Locomotor System: Physiological and Technological Foundations. Germany: **Springer International Publishing**.
- Thomas, J.L., Christensen, J.C., Kravitz, S.R., Mendicino, R.W., Schuberth, J.M., Vanore, J.V., Weil Sr, L.S., Zlotoff, H.J., Bouché, R. and Baker, J., (2010). The diagnosis and treatment of heel pain: a clinical practice guideline–revision 2010. **The Journal of Foot and Ankle Surgery**, 49(3), pp.S1-S19.
- Tsubone, T., Toba, N., Tomoki, U., Arakawa, D., Iiyama, T., Hara, N., Matsuo, T. and Fukuda, F., (2019). Prediction of fracture lines of the calcaneus using a three-dimensional finite element model. **Journal of Orthopaedic Research**, 37(2), pp.483-489.
- Ukoha, U.U., Feechukwu, O.I. and Onuoha, C., (2017). Study of the morphologic and morphometric patterns of talar articular facets on dry adult calcaneal bones in South-Eastern Nigerian population. **Revista Argentina de Anatomía**,(Online), 8(1).
- Vijayaragavan, E. and Gopal, T.V., (2016). Biomechanical modeling of human foot using finite element methods. **Indian J. Sci. Technol.**, 9(31), pp.1-5.
- Wang, Y., Li, Z., Wong, D.W.C. and Zhang, M., (2015). Effects of ankle arthrodesis on biomechanical performance of the entire foot. **PloS one**, 10(7), p.e0134340.
- White, E.A., Skalski, M.R., Matcuk, G.R., Heckmann, N., Tomasian, A., Gross, J.S. and Patel, D.B., (2019). Intra-articular tongue-type fractures of the calcaneus: anatomy, injury patterns, and an approach to management. **Emergency Radiology**, 26, pp.67-74.

- Wong, D.W.C., Niu, W., Wang, Y. and Zhang, M., (2016). Finite element analysis of foot and ankle impact injury: risk evaluation of calcaneus and talus fracture. **PloS one**, 11(4), p.e0154435.
- Xia, S., Wang, X., Lu, Y., Wang, H., Wu, Z. and Wang, Z., (2013). A minimally invasive sinus tarsi approach with percutaneous plate and screw fixation for intra-articular calcaneal fractures. **International journal of surgery**, 11(10), pp.1087-1091.
- Yu, B., Chen, W.C., Lee, P.Y., Lin, K.P., Lin, K.J., Tsai, C.L. and Wei, H.W., (2016). Biomechanical comparison of conventional and anatomical calcaneal plates for the treatment of intraarticular calcaneal fractures—a finite element study. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, 19(13), pp.1363-1370.



The logo of Sakon Nakhon Rajabhat University is a large, faint watermark in the background. It features a central figure of a person standing on a base, with a large 'H' shape above it. The entire logo is surrounded by a circular border with a scalloped edge.

ภาคผนวก ก

การเปรียบเทียบค่าความปลอดภัยภายใต้การวิเคราะห์ความเค้นของอุปกรณ์  
ยึดตริง, ความเค้นของกระดูกสันเท่า และ ความเครียดของบริเวณรอยแตกหัก  
กับ ความเค้น ณ จุดคราก ของวัสดุ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ตารางที่ ก.1 ค่าความปลอดภัยภายใต้การวิเคราะห์ความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง เปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรูต่างกัน กับค่าความเค้น ณ จุดครากของอุปกรณ์ยึดตรึง

Type		Maximum Stress of Implants		
		5H	6H	7H
JT	TP without Tuber	2.04	1.72	1.79
	TP with Tuber	5.19	1.69	2.24
	PS	2.99		
TT	TP without Tuber	2.22	1.79	1.74
	TP with Tuber	12.26	2.25	2.22
	PS	2.88		

ตารางที่ ก.2 ค่าความปลอดภัยภายใต้การวิเคราะห์ความเค้นของกระดูกสันเท้า เปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกต่างกันและจำนวนรูต่างกัน กับค่าความเค้น ณ จุดครากของกระดูก Cortical และกระดูก Cancellous

Type		Maximum Stress Cortical Bone			Maximum Stress Cancellous bone		
		5H	6H	7H	5H	6H	7H
JT	TP without Tuber	1.36	1.30	1.39	1.59	2.33	2.62
	TP with Tuber	4.76	1.26	2.11	2.61	4.03	2.91
	PS	4.98			1.233		
TT	TP without Tuber	1.31	1.45	1.37	2.17	2.57	2.39
	TP with Tuber	5.70	1.40	2.23	2.44	3.89	4.23
	PS	6.25			1.225		



## รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการนำเสนอเผยแพร่ในระหว่างศึกษา

ณัฐชัชฎาภรณ์สิงห์โคตร, อติศร จงหมื่นไวย, ณัฐกฤตา ผลพานิชย์ และ สุภกิจ รูปจันทร์. (2565).

Biomechanical Comparative Study of Calcaneal Fracture Stabilization between Percutaneous Screw-Fixation and Sinus Tarsi-Fixation. การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 36, BME 0004, โรงแรมฮอติเดย์อินน์ วานานาวา หัวหิน จ. ประจวบคีรีขันธ์. 19-22 กรกฎาคม 2565.

Adisorn Chongmuenwai, Natchayaphorn Singkhot, Chanakan Ungboriboonpaisarn, Nuttakitta polpanich, and Supakit Rooppakhun. ( 2023). Biomechanical Comparison of Screw Fixation and Locking Compression Plate for Calcaneal Fracture Stabilization: A Finite Element Analysis and Clinical Study. International Conference on Advanced Materials.

กำลังดำเนินการตีพิมพ์เผยแพร่บทความวิชาการนานาชาติ , Biomechanical Comparison of Screw and Minimally Invasive Locking Plate Fixation for Calcaneal Fracture Stabilization: A Finite Element Analysis and Clinical Study.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 36  
วันที่ 19-22 กรกฎาคม พ.ศ. 2565 จังหวัดประจวบคีรีขันธ์

BME-0004



การศึกษาเชิงเปรียบเทียบทางชีวกลศาสตร์การยึดตรึงกระดูกสันเท้าแตกหัก  
ระหว่างสกรูฝังในและอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรู  
Biomechanical Comparative Study of Calcaneal Fracture Stabilization between  
Percutaneous Screw-Fixation and Sinus Tarsi-Fixation

ณัฐชัชฎาภรณ์ สิงห์โคตร<sup>1</sup>, อติศร จงพจน์ไว้อย<sup>2</sup>, ณัฐกฤตา ผลพานิชย์<sup>3</sup>, และ สุภกิจ รูปปั้นชัย<sup>4</sup>

<sup>1</sup>สาขาวิชาวิศวกรรมวิศวกรรมแพทย์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

<sup>2</sup>กลุ่มงานออร์โธปิดิกส์ แผนกศัลยกรรมกระดูกและข้อ โรงพยาบาลพระนครศรีอยุธยา ต.ในเมือง อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

<sup>3</sup>สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

<sup>4</sup>อีเมล: Supakit@sur.ac.th

**บทคัดย่อ**

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเชิงเปรียบเทียบสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์ระหว่างเทคนิคการยึดตรึงกระดูกสันเท้าแตกหักด้วยอุปกรณ์สกรูฝังใน (PSF) และอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรู (STF) โดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ทำการศึกษาโดยการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์กระดูกสันเท้า 3 มิติ ภายใต้รอยแตกรูปแบบ Tongue type (TT-type) และ Joint Depression type (JDT-type) บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในการวิเคราะห์ทางวิศวกรรม โดยพิจารณาเงื่อนไขการกระทำด้วยน้ำหนักพ่ายขนาด 70 กิโลกรัม และวิเคราะห์เชิงเปรียบเทียบการกระจายความเค้นและระยะการเคลื่อนตัวบริเวณรอยแตกระหว่างอุปกรณ์ปลูกฝังทั้งสองแบบ ผลการศึกษาพบว่ารอยแตกของกระดูกสันเท้าทั้งสองแบบ มีความเค้นสูงสุดในกรณีการยึดตรึงกระดูกด้วยอุปกรณ์ STF รูปแบบรอยแตก TT-type และ JDT-type มีค่าเท่ากับ 41.61, 70.41 MPa โดยสูงกว่ากรณีการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ PSF ซึ่งมีค่าเท่ากับ 22.74, 21.88 MPa ตามลำดับ โดยเมื่อเปรียบเทียบอัตราพิสัยของรอยแตกด้วยการยึดตรึงอุปกรณ์ประเภทเดียวกันพบว่า ค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นในกรณีรอยแตกหักแบบ TT-type มีค่าสูงกว่าแบบ JDT-type อย่างไรก็ตามค่าความเค้นสูงสุดดังกล่าวมีค่าไม่เกินค่าความเค้นครากของวัสดุ นอกจากนี้เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบผลของระยะการเคลื่อนตัวบริเวณรอยแตกกระดูกพบว่า การยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ STF มีระยะการเคลื่อนตัวบริเวณรอยแตกต่ำกว่าการยึดตรึงกระดูกด้วยอุปกรณ์ PSF งานวิจัยชี้ให้เห็นว่าการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ STF เป็นตัวเลือกที่ดีกว่าการยึดตรึงกระดูกด้วยอุปกรณ์ PSF สำหรับการรักษาสถียรภาพบริเวณรอยแตก โดยเฉพาะอย่างยิ่งในรอยแตกหักแบบ TT-type

**คำหลัก:** กระดูกสันเท้าแตกหัก, สกรูฝังใน, อุปกรณ์แผ่นโลหะสกรู, รูปแบบรอยแตก, ไฟไนต์เอลิเมนต์

**Abstract**

This study compared the biomechanical performance of the calcaneal fracture stabilization technique between the percutaneous screw (PSF) and sinus tarsi fixation (STF) by using the finite element method. A three-dimensional FE calcaneal bone model was reconstructed using computer-aided engineering software according to the Essex-Lopresti fracture classification system consisting of Tongue type (TT-type) and joint depression type (JDT-type). The load condition was considered with a standing weight of 70 kg. The biomechanical stress distribution and interfragmentary movement at the fracture site stabilization were

## BME-0004

evaluated. The results showed that the magnitude of maximum stress using the STF stabilization technique in TT-type and JDT-type was 41.61, 70.41 MPa, which was higher than in the STF stabilization technique, which was 22.74, 21.88 MPa, respectively. According to the influence of fracture patterns, the maximum stress in TT-type fractures displayed a higher value than that in JDT-type fractures. However, it did not over the yield stress of the material. In addition, the comparison results of the interfragmentary movement of the fracture site revealed that the stabilization technique using STF exhibited higher stability than PSF. The conclusion can be drawn that the STF technique benefited the fracture stabilization, especially in the TT-type.

**Keywords:** Calcaneal fracture, Percutaneous screw-fixation, Sinus tarsi-fixation, Fracture pattern, Finite element method

### 1 บทนำ

กระดูกสันเท้าเป็นหนึ่งในกระดูกเท้าที่มีขนาดใหญ่ที่สุด กระดูกสันเท้านี้มีความสำคัญมากในการเคลื่อนที่และการรักษาเสถียรภาพของร่างกายในการทรงตัว [1] อย่างไรก็ตาม กระดูกสันเท้านี้ยังเกิดการแตกหักได้บ่อยที่สุดในกระดูกเท้าสูงถึง 60-75 % และมีการแตกหักเฉลี่ย 1-2 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับการแตกหักของกระดูกทั้งหมดในร่างกาย และเกิดขึ้นในเพศชายมากกว่าเมื่อเทียบกับเพศหญิง [2] ที่กระดูกสันเท้าแตกหัก มักเกิดจากอุบัติเหตุโดยกระดูกสันเท้ารับภาระโหลดตามแนวแกน เช่น การบิดคดของเท้า การลื่นล้ม การเล่นกีฬา หรือการเกิดอุบัติเหตุทางถนน

ปัจจุบันการแตกหักของกระดูกสันเท้าแบบกระดูกหักผ่านข้อคิดเป็น 70-75 % การแตกหักแบบกระดูกหักผ่านข้อ [3-4] ลักษณะรูปแบบการรักษารวมถึงการแตกหักกับบริเวณกระดูกสันเท้านี้เป็นหนึ่งสิ่งที่ควรพิจารณา ก่อนเข้ารับการรักษา เมื่อคุณลักษณะของการแตกหักจากภาพถ่ายรังสีตามวิธี ของ Essex-Lopresti นั้นสามารถแบ่งประเภทการแตกหักของกระดูกสันเท้าได้เป็น 2 แบบ ได้แก่ Tongue type (TT-type) และ joint depression type (JDT-type) [5] โดยวิธีดังกล่าวเป็นวิธีที่สะดวก รวดเร็ว และประหยัดค่าใช้จ่ายสำหรับโรงพยาบาลทั่วไป อย่างไรก็ตามการเลือกเทคนิคที่เหมาะสมกับประเภทของแตกหักนั้นเป็นส่วนที่สำคัญอย่างยิ่ง [6] ซึ่งผลลัพธ์ของเทคนิคการผ่าตัดนั้นยังคงอยู่ในกระบวนการศึกษาและหาข้อสรุปต่อไปโดยศัลยแพทย์เพื่อลดการเกิดภาวะแทรกซ้อนหรือการติดเชื้อ ซึ่งหนึ่งในวิธีการที่

ทางการแพทย์เลือกใช้เพื่อลดภาวะดังกล่าวที่นิยมในปัจจุบันอย่างกว้างขวาง คือ การยึดตรึงกระดูกด้วยวิธีสกรูฝังใน (Percutaneous Screw Fixation-PSF) และ การยึดตรึงด้วยแผ่นสกรู (Sinus-Tarsi fixation-STF)

การยึดตรึงด้วยวิธี STF และ PSF นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบันเนื่องจากเป็นการยึดตรึงด้วยการฉีดแผลเล็กน้อยทำให้ลดภาวะแทรกซ้อนและการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อบริเวณโดยรอบพร้อมทั้งทางด้านความเสถียรภาพทางชีวกลศาสตร์ของอุปกรณ์ยึดตรึงนั้นเป็นสิ่งที่น่าเชื่อถือได้ จึงเป็นประโยชน์สำหรับทางการแพทย์อย่างยิ่ง แต่เมื่อมีลักษณะรอยแตกที่แตกต่างกับการยึดตรึงด้วยวิธีดังกล่าวสามารถให้ผลลัพธ์เหมือนหรือแตกต่างกับวิธีอื่น และวิธีใดให้ผลลัพธ์ทางการแพทย์และทางด้านชีวกลศาสตร์ได้เหมาะสมมากกว่ากัน ดังนั้นวัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เป็นการศึกษาเปรียบเทียบสมรรถนะทางชีวกลศาสตร์ระหว่างเทคนิคการยึดตรึงกระดูกสันเท้าแตกหักด้วย PSF และ STF โดยระเบียบวิธี Finite Element เพื่อตรวจสอบสมรรถนะของกระดูกสันเท้าแตกหักอื่นจะทำให้เป็นประโยชน์สำหรับทางการแพทย์ในการเลือกวิธีที่เหมาะสมสำหรับรอยแตกแต่ละประเภท

### 2 วิธีการดำเนินการวิจัย

#### 2.1 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการศึกษาครั้งนี้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบไปด้วยแบบจำลองกระดูกสันเท้าแตก 2 รูปแบบ และแบบจำลองอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก 2 ประเภท ได้แก่ PSF และ STF ดังแสดงตามรูปที่ 1(ก) ถึงรูปที่ 1(ง) ตามลำดับ โดยที่



**BME-0004**

แบบจำลองกระดูกสันหลังด้านขวา 3 มิติ ได้จากข้อมูลการประมวลผลภาพทางการแพทย์ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT-scan) ของอาสาสมัครเพศชาย อายุ 35 ปี น้ำหนัก 70 กก. ที่มีสุขภาพแข็งแรงและไม่มีความผิดปกติของโรคกระดูกพรุน โดยที่ข้อมูลดังกล่าวถูกนำไปใช้ในการสร้างแบบจำลองคอมพิวเตอร์กระดูกสันหลัง 3 มิติ ด้วยพิจารณาแบบจำลองแยกออกเป็น 2 ได้แก่ แบบจำลองกระดูกชั้นนอก (Cortical bone) และกระดูกส่วนชั้นรูพรุนด้านใน (Cancellous bone) ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ MIMICS v12.0 และโปรแกรม GEOMAGICS Design X จากนั้นแบบจำลองถูกนำไปวิเคราะห์บนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยทางวิศวกรรมที่เรียกว่า ANSYS Workbench 2021.

สำหรับสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้จะอ้างอิงจากการศึกษาวิจัยก่อนหน้านี้ และพิจารณาให้มีพฤติกรรมเป็นวัสดุที่มีความยืดหยุ่นเชิงเส้นและมีลักษณะแบบไอโซโทรปิก โดยที่สมบัติทางกลของแบบจำลองกระดูกชั้นนอกและกระดูกชั้นรูพรุน แบบจำลองกระดูกซี่และแบบจำลองอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูกำหนดให้เป็นวัสดุประเภทสแตนเลส และวัสดุไททานเนียม ตามลำดับ และสามารถแสดงได้ตามตารางที่ 1

ตารางที่ 1 สมบัติทางกลของวัสดุ [7-11, 12]

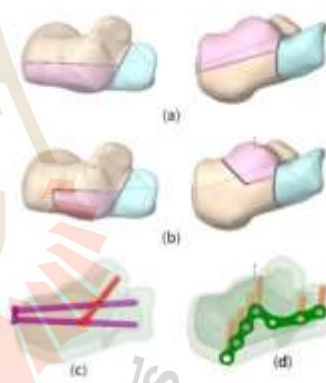
วัสดุ	Young's Modulus (GPa)	Poisson's ratio	Yield Strength (MPa)
กระดูกชั้นนอก	7.3	0.3	205*
กระดูกชั้นรูพรุน	1.45	0.3	0.1-16*
สแตนเลสสตีล 316L	193	0.33	480-620
ไททานเนียม Ti-6Al-4V	110	0.3	896-1034

\*หมายถึง: Compressive strength

**2.2 การจำลองรอยแตกกระดูก**

จากข้อมูลสถิติของกลุ่มงานออร์โธปิดิกส์ แผนกศัลยกรรมกระดูกและข้อ โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา พบว่ามีผู้ป่วยสภาวะกระดูกสันหลังแตกหัก

จำนวน 56% ที่สามารถจำแนกรูปแบบรอยแตกกระดูกสันหลังตามหลักการของ Essex-Lopresti โดยที่หลักการดังกล่าวสามารถแบ่งรูปแบบรอยแตกออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ Tongue type (TT-type) และ joint depression type (JDT-type) ที่มีรูปแบบรอยแตกทั้งสองประเภทจะมีลักษณะของแนวรอยแตกหลักตามแนวขวาง และแนวรอยแตกรองตามแนวยาว ซึ่งจะแบ่งกระดูกออกเป็น 3 ส่วน ดังแสดงตามรูปที่ 1 โดยที่รูปแบบรอยแตกประเภท JDT-type จะมีแนวเริ่มจากข้อต่อและขยายออกเพื่อแยกกระดูกสันหลังส่วนหน้าและส่วนหลังแยกออกจากกัน (รูปที่ 1(ก)) ในขณะที่รูปแบบรอยแตกประเภท TT-type จะมีแนวตัดผ่านได้ posterior facet ไปออกทางด้านหลังผ่านขึ้น tuberosity (รูปที่ 1(ข) และ (ข)) ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้ได้ทำการสร้างแบบจำลองของรอยแตกที่มีระยะช่องว่างขนาดเท่ากับ 1 มิลลิเมตร ดังแสดงได้ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แบบจำลองกระดูกสันหลัง (ก) JDT-type, (ข) TT-type, (ค) PSF และ (ง) STF

**2.3 เงื่อนไขขอบเขตและการ**

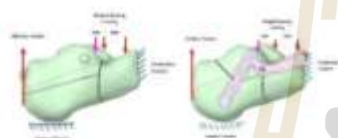
การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตและการกระทำสำหรับแบบจำลองไทเทเนียมจะพิจารณาให้มีการจำลองน้ำหนัก ขนาดเท่ากับ 350 นิวตัน (พิจารณาจากพื้นผิวข้อต่อ 70 % และ ส่วนท้ายของ sustentaculum 30 % [13] ) ซึ่ง

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 36  
วันที่ 19-22 กรกฎาคม พ.ศ. 2565 จังหวัดประจวบคีรีขันธ์

BME-0004



พิจารณาที่น้ำหนักตัว 70 กิโลกรัม กระทำที่บริเวณพื้นผิวข้อต่อส่วน subtalar ซึ่งอยู่ด้านบนของกระดูกสันเท้า และพิจารณาแรงกระทำเนื่องจากเอ็นร้อยหวาย (Achilles tendon) กระทำที่ตำแหน่งบริเวณส่วนข้างหลังของกระดูกสันเท้าด้านหลังขนาด เท่ากับ 175 นิวตัน (พิจารณาที่ 50% จากแรงที่กระทำของกระดูกสันเท้าทั้งหมด) ดังแสดงตามรูปที่ 2 นอกจากนี้เงื่อนไขของแรงกดของแบบจำลองจะพิจารณาให้บริเวณส่วนด้านหน้าของกระดูกสันเท้ามีการรองรับแบบพดุดีกรวมที่ไม่มีแรงเสียดทาน และค่ามวลของส่วนสัมผัสพื้นจะกำหนดให้เป็นการรองรับแบบยืดหยุ่น



รูปที่ 2 เงื่อนไขขอบเขตและภาระกระทำ

#### 2.4 การทดสอบความเป็นอิสระของจำนวนเอลิเมนต์

การทดสอบความเป็นอิสระของจำนวนเอลิเมนต์คือผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จะพิจารณาค่าการเปลี่ยนแปลงผลเฉลยที่ได้จากการวิเคราะห์ไม่เกิน 2% ภายใต้การเพิ่มจำนวนเอลิเมนต์แบบอิสระ ซึ่งผลที่ได้พบว่าแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่มีผลลัพธ์ค่าคานที่เป็นอิสระต่อมีจำนวนเอลิเมนต์ทุกกรณีเริ่มต้น ตั้งแต่จำนวน 97,936 เอลิเมนต์ ถึง 393,641 เอลิเมนต์

#### 2.5 การประเมินผลทางคลินิก

สำหรับกฏีประเมินผลทางคลินิก ทางคณะผู้วิจัยร่วม (นพ.ศศิธร จงพินิจวิทย์ และคณะ) ได้ทำการศึกษาวินิจฉัยทางคลินิกที่แผนกศัลยกรรมกระดูกและข้อ โรงพยาบาลนพรัตนราชธานี ภายใต้ข้อมูลตลอด 5 ปี ย้อนหลัง โดยทำการผ่าตัดยึดกระดูกแบบแผลเล็กในผู้ป่วยภาวะกระดูกสันเท้าแตกหักจำนวนทั้งหมด 72 ราย โดยจำแนกออกเป็น 2 กลุ่ม (กลุ่มละ 36 ราย) ที่สามารถจำแนกรูปแบบรอยแตกกระดูกสันเท้าตามหลักการของ Sander's ซึ่งหลังจากได้การรับอนุมัติจาก สธ โดยนำผลการรักษามานำมาเปรียบเทียบทั้งทาง

รังสีวิทยา ซึ่งประกอบด้วยผลของมุม Boehler และ มุม Gssane รวมไปถึงความเรียบของผิวข้อต่อกระดูกข้อเท้า (Subtalar joint congruency) ภายใต้เกณฑ์การประเมินแบบ FAAM score

### 3 ผลการวิจัย

#### 3.1 ค่าความเค้นสูงสุด

ตารางที่ 2 แสดงผลลัพธ์ความเค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลองอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกสันเท้าทุกในแต่ละกรณี โดยรูปที่ 3(ก) และรูปที่ 3(ข) แสดงการกระจายความเค้นบนแบบจำลองอุปกรณ์ PSF ภายใต้รูปแบบรอยแตกแบบ TT-type และ JDT-type ซึ่งจะพบว่ามีความเท่ากับ 97.61 และ 92.66 MPa ตามลำดับ โดยที่ค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่ชิ้นส่วนกระดูกสันเท้าในใกล้บริเวณตำแหน่งรอยแตก เนื่องจากเป็นบริเวณที่ได้รับแรงตามแนวแกนโดยตรง ในขณะที่การกระจายความเค้นบนแบบจำลองอุปกรณ์ STF ภายใต้รูปแบบรอยแตกแบบ TT-type และ JDT-type สามารถแสดงได้ตามรูปที่ 3(ค) และรูปที่ 3(ง) ตามลำดับ ซึ่งจะพบว่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นมีค่าเท่ากับ 372.33 MPa และ 495.85 MPa ตามลำดับ โดยที่เกิดขึ้นที่บริเวณจุดสัมผัสระหว่างผลตกกับกระดูก เนื่องจากบริเวณดังกล่าวมีการได้รับอิทธิพลจากแรงในแนวแกนและโมเมนต์ดัดที่ส่งผ่านกระดูกไปยังแผ่นเหล็ก

ตารางที่ 2 ค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นบนอุปกรณ์และกระดูก

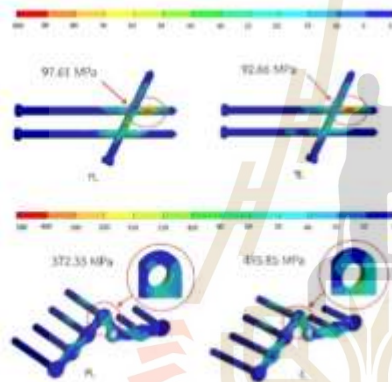
ค่าความเค้นสูงสุด (MPa)	STF		PSF	
	TT-type	JDT-type	TT-type	JDT-type
กระดูก	41.61	70.41	22.74	21.88
อุปกรณ์ยึดตรึง	372.33	495.85	97.61	92.66

รูปที่ 4 แสดงผลลัพธ์การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนชิ้นส่วนแบบจำลองกระดูกสันเท้าแต่ละกรณี โดยรูปที่ 4(ก) และรูปที่ 4(ข) แสดงการกระจายความเค้นบนแบบจำลองกระดูกสันเท้าที่ยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ PSF ภายใต้รูปแบบรอยแตกแบบ TT-type และ JDT-type ตามลำดับ โดยที่พบว่ามีความเค้นสูงสุดเท่ากับ 22.74 และ 21.88 MPa ตามลำดับ ซึ่ง

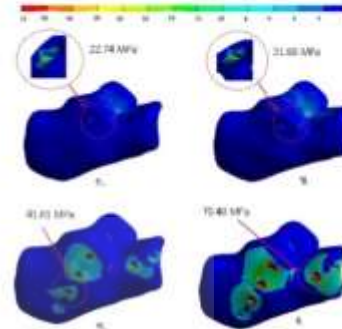
**BME-0004**



จะพบว่าการกระจายความเค้นสูงสุดจะเกิดขึ้นที่บริเวณ  
กระดุกขึ้นนอกซึ่งเป็นบริเวณที่เกิดอิทธิพลจากแรงอัดของ  
ภาระไหลค้ำน้ำหนักตัวโดยตรงซึ่ง เกิดความเค้นกอดอัดจากสกรู  
ส่งผ่านไปยังกระดุก รูปที่ 4(ค) และรูปที่ 4(ง) แสดงค่าความ  
เค้นสูงสุดกรณีการยึดตึงด้วยอุปกรณ์ STF ภายใต้รูปแบบ  
รอยแตกแบบ TT-type และ JD-type ซึ่งมีค่าเท่ากับ 41.61  
และ 70.41 ตามลำดับ โดยความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณรูฝังสกรู  
กระดุกขึ้นทั้งส่วนกลางและหน้า ตามลำดับ โดยมีลักษณะ  
เป็นความเค้นกอดอัดเนื่องจากเป็นบริเวณที่รับอิทธิพลจากแรง  
ในแนวแกนและโมเมนต์ดัดสูงสุด



รูปที่ 3 การกระจายความเค้นบนอุปกรณ์ยึดตึงในแต่ละ  
กรณีต่าง ๆ (ก) TT-type (PSF) (ข) JD-type (PSF)  
(ค) TT-type (STF) (ง) JD-type (STF)



รูปที่ 4 การกระจายความเค้นบนกระดุกขึ้นทั้งในแต่ละ  
กรณีต่าง ๆ (ก) TT-type (PSF) (ข) JD-type (PSF) (ค.) TT-  
type (STF) (ง) JD-type (STF)

เมื่อพิจารณาการเปรียบเทียบค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบน  
แบบจำลองทั้ง 4 กรณี พบว่าค่าความเค้นสูงสุดในกรณีการยึด  
ตึงด้วยอุปกรณ์ปลูกฝังของ STF สูงกว่า PSF ในขณะที่เมื่อ  
เปรียบเทียบระหว่างรูปแบบรอยแตกทั้งสองแบบ พบว่าค่า  
ความเค้นสูงสุดในกรณีรอยแตกรูปแบบ JD-Type มีค่าสูง  
กว่ารอยแตก TT-type สำหรับการยึดตึงด้วยอุปกรณ์ STF  
อย่างไรก็ตามในกรณีการยึดตึงด้วยอุปกรณ์ PSF พบว่าค่า  
ความเค้นสูงสุดสำหรับรอยแตกรูปแบบ TT-Type จะมีค่าสูง  
กว่ากรณีรอยแตกแบบ JD-Type

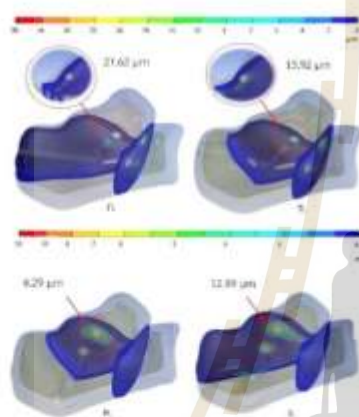
**3.2 ความเครียดบริเวณรอยแตก**

ตารางที่ 3 และรูปที่ 5 แสดงผลของค่าความเครียด  
บริเวณรอยแตกที่กระดุกในสี่กรณี รูปที่ 5(ก) และ รูปที่  
5 (ข) แสดงผลลัพธ์การกระจายความเครียดบริเวณรอยแตก  
ของกระดุกบนแบบรูฝังที่ยึดตึงด้วยอุปกรณ์ PSF ในกรณี  
รอยแตกแบบ TT-type และ JD-type ตามลำดับ ซึ่งจะ  
พบว่าค่าความเครียดบริเวณรอยแตกของกระดุกกรณีรอย  
แตกแบบ TT-type และ JD-type พบว่าการยึดตึงด้วย  
ด้วยอุปกรณ์ปลูกฝังของ STF พบว่า JD-type สูงกว่า  
TT-type แต่สำหรับการยึดตึงด้วยอุปกรณ์ปลูกฝังของ  
PSF พบว่า TT-type สูงกว่า JD-type

**BME-0004**

ตารางที่ 3 ค่าความเครียดบริเวณรอยแตกบริเวณกระดูก  
ข้ามกตามลักษณะรอยแตกหัก

ค่าความเครียด บริเวณรอยแตก บริเวณกระดูก ( $\mu\text{c}$ )	STF		PSF	
	TT- type	JDT- type	TT- type	JDT- type
	6.29	12.99	27.62	13.92



รูปที่ 5 การกระจายความเครียดบริเวณรอยแตก  
(ก) TT-type (PSF) (ข) JDT-type (PSF) (ค) TT-type  
(STF) (ง) JDT-type (STF)

ในขณะที่รูปที่ 5(ค) และ รูปที่ 5(ง) แสดงการกระจาย  
ความเครียดบริเวณรอยแตกที่มีการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ STF  
สำหรับรูปแบบรอยแตกแบบ TT-type และ JDT-type  
ตามลำดับ โดยการกระจายความเครียดนั้นเกิดขึ้นบริเวณ  
ใกล้เคียงกับ รอย บริเวณแนวรอยแตกของกระดูกสันโนที่  
สัมพันธ์กับการปลูกฝังตัวกระดูก และพบว่าค่าความเครียด  
บริเวณรอยแตกสำหรับกรณี TT-type จะมีค่าต่ำกว่ากรณี  
รอยแตกแบบ JDT-type สำหรับอุปกรณ์ปลูกฝังแบบ STF  
แต่กรณี PSF พบว่า TT-type มีค่ามากกว่า JDT-type  
เมื่อพิจารณาการเปรียบเทียบทั้ง 4 กรณี พบว่า ความเครียด  
บริเวณรอยแตกของกระดูกที่มีการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ PSF  
จะมีค่าที่สูงกว่า STF ซึ่งกล่าวได้ว่า การยึดตรึงด้วยอุปกรณ์  
STF จะมีเสถียรภาพสูงกว่ากรณี PSF อย่างไรก็ตาม

ความเครียดบริเวณรอยแตกของกระดูกสันเท้าแตกหักภายใต้  
การยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ทั้งสองแบบจะมีค่าไม่เกิน 2% [13]

**3.3 ผลการประเมินทางคลินิก**

สำหรับผลการศึกษาระเมินทางคลินิกที่แผนกศัลยกรรม  
กระดูกและข้อ โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา ภายใต้  
ข้อมูลทดลอง 5 ปี ย้อนหลัง พบว่ามีจำนวนผู้ป่วยในกลุ่มที่ใช้  
อุปกรณ์การยึดด้วยแผ่นสกรูน้อยกว่าผู้ป่วยในกลุ่มที่มีการใช้  
สกรูฝังใน ( $13.72 \pm 11.63, 4.75 \pm 10.82$ ,  $P=0.001$ ) โดยที่ผล  
การประเมินหลังการผ่าตัด พบว่ามุม Bohler ที่ลดลงของทั้ง  
สองกลุ่มนั้นไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ( $3.41 \pm$   
 $4.45, 3.13 \pm 2.64$ ,  $P=0.748$ ) อย่างไรก็ตามผลการประเมินมุม  
Boehler และ ค่า FAAM score ในกลุ่มผู้ป่วยที่ได้รับการ  
รักษาด้วยอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูจะมีค่าที่ต่ำกว่ากลุ่มที่รักษาด้วย  
การยึดสกรูเพียงอย่างเดียวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ  
( $20.22 \pm 8.62, 22.11 \pm 7.76$ ,  $P=0.013$ ) โดยการผ่าตัดรักษายึด  
ตรึงกระดูกสันเท้าหักแบบข้อต่อด้วยอุปกรณ์แผ่นโลหะสกรูให้  
ผลการรักษาดีกว่าการยึดด้วยอุปกรณ์สกรูฝังในเพียงอย่าง  
เดียว ทั้งในกรณีภาพทางรังสีและคะแนนการใช้งานของเท้า  
และข้อเท้า

**4 การอภิปรายผล**

กระดูกสันเท้าเป็นกระดูกเท้าชิ้นที่ใหญ่ที่สุดของกระดูกข้อ  
เท้า ซึ่งพบว่ามีกระดูกหักที่บ่อยที่สุดประมาณ 60-75% ของ  
ความเสียหายของกระดูกข้อเท้า โดยที่รอยการแตกหักนั้น  
มักจะผ่านเข้าข้อกระดูกสันเท้าที่มีข้อทางด้านบน 3 ส่วน  
ด้วยกัน ได้แก่ ส่วนด้านหน้า (anterior facet) ส่วนกลาง  
(middle facet) และส่วนด้านหลัง (posterior facet) โดยที่  
มีกระดูกด้านหน้าและส่วนกลางจะมีส่วนที่ต่อเนื่องกัน  
สำหรับรับรับส่วนหัวและคอของกระดูกข้อเท้า (talus) รวม  
ไปถึงหัวของกระดูกส่วนด้านหลัง ซึ่งเป็นบริเวณผิวข้อส่วนรับ  
น้ำหนักที่ใหญ่ที่สุดจะได้รับผลกระทบมากที่สุดเมื่อมีการลง  
น้ำหนัก หรือเกิดการกระทบที่บริเวณสันเท้าในบางครั้ง หาก  
มีแรงกระทำที่เอ็นร้อยหวายก็อาจเกิดกระดูกหักจาก  
แรงกระทำร่วมด้วยได้ ซึ่งกลไกการบาดเจ็บเกิดขึ้นได้จาก  
การมีแรงกดอัดจากกระดูกข้อเท้าลงบนกระดูกส่วนสันเท้า  
โดยทั่วไปการวินิจฉัยกระดูกสันเท้าแตกจะประเมินจาก

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 36  
วันที่ 19-22 กรกฎาคม พ.ศ. 2565 จังหวัดประจวบคีรีขันธ์

BME-0004



ภาพถ่ายรังสีและสามารถแบ่งประเภทการหักของกระดูกสันหลังแตกได้เป็น 2 รูปแบบ ได้แก่ Joint depression type (UDT-type) ซึ่งเป็นมีลักษณะแนวรอยแตกตรงผ่านไปทางด้านหลังของผิวกระดูกส่วนหลัง และ Tongue type (TT-type) ซึ่งเป็นมีลักษณะแนวรอยแตกตรงผ่านใต้ผิวกระดูกส่วนหลังผ่านกระดูกส่วนบน (tuberosity) ซึ่งหนึ่งในวิธีการรักษาทางการแพทย์คือกรรมกระดูกและข้อจะทำการรักษาผ่าตัดให้กลับสู่สภาพปกติด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก

ในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเชิงเปรียบเทียบด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ถึงอิทธิพลของการยึดตรึงกระดูกสันหลังแตกด้วยอุปกรณ์ปลูกฝัง 2 กรณี ภายใต้รูปแบบรอยแตก 2 รูปแบบ เมื่อพิจารณาวิเคราะห์การกระจายความเค้น พบว่าค่าความเค้นสูงสุดของทั้ง 4 กรณี จะเกิดขึ้นที่ชิ้นส่วนอุปกรณ์ปลูกฝังกระดูก เนื่องจากอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกได้รับอิทธิพลของการส่งถ่ายแรงในแนวแกนเนื่องจากน้ำหนักยึดของร่างกาย โดยเมื่อพิจารณาเปรียบเทียบค่าความปลอดภัยภายใต้ค่าความเค้นตรงกลางของวัสดุระหว่างอุปกรณ์ฝังในกระดูก STF และอุปกรณ์ PSF พบว่าอุปกรณ์ STF จะมีความปลอดภัยสูงกว่าอุปกรณ์ PSF ทุกกรณี ในขณะที่เมื่อเปรียบเทียบภายใต้อุปกรณ์การยึดตรึงเดียวกัน พบว่าค่าความเค้นที่เกิดขึ้นในกรณีรอยแตกรูปแบบ JDT-type จะมีค่าที่ต่ำกว่ากรณีรอยแตกแบบ TT-type เนื่องจากรอยแตกรูปแบบ TT-type จะมีลักษณะรูปแบบของแนวการแตกหักตามแนวยาวของกระดูกสันหลัง ส่งผลให้อิทธิพลของการถ่ายน้ำหนักร่างกายสามารถส่งถ่ายแรงไปยังตัวอุปกรณ์ปลูกฝังกระดูกได้มากกว่ารอยแตกรูปแบบ JDT-type อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณาเปรียบเทียบค่าความเค้นสูงสุดทั้ง 4 กรณี พบว่าไม่เกินค่าความเค้นตรงกลางวัสดุ

สำหรับผลสรุปวิเคราะห์ค่าความเครียดบริเวณรอยแตกเพื่อประเมินเสถียรภาพของรูปแบบการยึดตรึงในแต่ละกรณี ในกรณีที่ค่าความเครียดบริเวณรอยแตกหักกระดูกสูง แสดงถึงเสถียรภาพของการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ปลูกฝังที่ต่ำ ในขณะที่ กรณีที่มีค่าความเครียดบริเวณรอยแตกหักกระดูกต่ำแสดงถึงเสถียรภาพของการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ปลูกฝังที่สูง ซึ่งจากผลการวิเคราะห์ค่าความเครียดบริเวณรอยแตก พบว่าค่าความเครียดทั้ง 4 กรณี เกิดขึ้นสูงสุดบริเวณใกล้จุดสัมผัส

ของแรงในแนวแกนเนื่องจากน้ำหนักร่างกายและเมื่อพิจารณาเปรียบเทียบค่าความเครียดของบริเวณรอยแตกกระดูกระหว่างอุปกรณ์ปลูกฝังทั้ง 2 ประเภท พบว่าค่าความเครียดกรณีอุปกรณ์ PSF สูงกว่าอุปกรณ์ STF อย่างชัดเจน ซึ่งกล่าวได้ว่าการยึดตรึงกระดูกสันหลังแตกด้วยอุปกรณ์ STF จะมีความเสถียรภาพหรือความมั่นคงกว่าการใช้อุปกรณ์ PSF ทั้งนี้ค่าความเครียดบริเวณรอยแตกดังกล่าวจะส่งผลให้เกิดการเคลื่อนตัวและส่งผลทำให้การประสานตัวของกระดูกจึงเป็นไปได้ช้ากว่าปกติ โดยที่จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าความเครียดบริเวณรอยแตกควรมีค่าไม่เกิน  $\leq 2\%$  ของระยะช่องว่างระหว่างรอยแตก เพื่อให้กระดูกบริเวณรอยแตกมีการประสานเชื่อมต่อกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ [14] ในขณะที่ค่าความเครียดบริเวณรอยแตกกระดูกในช่วง  $2\% - 10\%$  การติดกันของกระดูกจะยังคงไม่สมบูรณ์อาจจะต้องใช้เวลานานถึง 4 - 6 สัปดาห์ เช่นเดียวกับค่าความเครียดบริเวณรอยแตกมีค่าสูงเกิน  $\geq 10\%$  การเชื่อมติดของกระดูกจะมีประสิทธิภาพที่ไม่ดีและอาจจะต้องใช้เวลามากกว่า 6 สัปดาห์ เมื่อเปรียบเทียบผลลัพท์การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่มีความสอดคล้องกันกับผลทางคลินิก โดยลักษณะรอยแตกระหว่างผลทางคลินิก (Sander) และงานวิจัย (Essex Loprostril) นั้น พิสูจน์ได้ว่า การใส่อุปกรณ์ปลูกฝังในลักษณะทั้ง Sander's และ Essex Loprostril ก็ตาม การปลูกฝังด้วยอุปกรณ์ STF จึงเหมาะสมมากกว่า PSF โดยสอดคล้องกับงานวิจัยที่ผ่านมาอีกด้วย [15].

ในการประเมินติดตามผลการรักษาทางคลินิกหลังการผ่าตัดเพื่อจัดเรียงผิวข้อในส่วนของ posterior facet และ calcaneocuboid ให้ผู้ป่วยมีความเคลื่อนไหวได้ตามกายวิภาคเดิม โดยทั่วไปตาม Boehler มีค่าปกติระหว่าง 20-40 องศา ซึ่งจากผลการวิจัยแสดงให้เห็นว่าตาม Boehler ที่ลดลงในขณะการฟื้นฟูเนื้อกระดูกของทั้งสองกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยการผ่าตัดรักษายึดตรึงกระดูกสันหลังหักแบบข้อยุบด้วยอุปกรณ์ STF ให้ผลการรักษาดีกว่าการยึดด้วยอุปกรณ์ PSF เพียงอย่างเดียว ทั้งนี้จะพบว่าผลลัพท์ทางคลินิกกับงานวิจัยและงานวิจัยที่ผ่านมาถึงความสอดคล้องกันของความเค้นอุปกรณ์ปลูกฝังโดยการรักษาด้วย STF มีความเสถียรภาพและความมั่นคงสูงกว่า PSF [15]. อย่างไรก็ตาม

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 36  
วันที่ 19-22 กรกฎาคม พ.ศ. 2565 จังหวัดประจวบคีรีขันธ์

BME-0004



ตามผลในทางคลินิกชี้ให้เห็นถึงมุม Bohler ที่ลดลงของทั้งสองกลุ่มนั้นไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

### 5 สรุปและข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาทางชีวกลศาสตร์รูปแบบของการยึดตรึงกระดูกสันหลังด้วยระบบยึดวินาทีในตำแหน่งโดยที่เป็นการเปรียบเทียบระหว่างการแตกหักแบบ Tongue type (TT-type) และแบบ Joint depression type (JDT-type) ด้วยชุดอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก 2 ประเภท ได้แก่ STF และ PSF ผลการศึกษาพบว่าการปลูกฝัง STF เป็นตัวเลือกที่เหมาะสมกว่า PSF โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการยึดรอยแตกรูปแบบ TT-type เนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่มีการรักษาเสถียรภาพบริเวณรอยแตกและสามารถทำให้การฟื้นตัวของกระดูกได้ดียิ่งขึ้น และสามารถลดอาการเสี่ยงที่จะเกิดความเสียหายได้บริเวณกระดูกสันหลังที่หักหลังจากการรักษาได้ดีที่สุด อย่างไรก็ตาม อุปกรณ์ STF อาจเกิดความเสียหายได้เร็วกว่า PSF อีกด้วย โดยการประเมินทางคลินิกยังคงหาข้อสรุปได้ยาก ทั้งนี้อุปกรณ์ดังกล่าวที่ใช้ในการปลูกฝังกระดูกสำหรับรักษาเสถียรภาพทางชีวกลศาสตร์ของกระดูกสันหลังแตกหักจะให้ดียิ่งขึ้น โดยมีข้อเสนอแนะและการศึกษาต่อไปในอนาคต ดังนี้

- 1) ในการศึกษาเป็นการพิจารณาภายใต้สมมติฐานสมบัติทางวัสดุแบบเชิงเส้นเท่านั้นทุกทิศทาง ซึ่งควรมีการพิจารณาสมบัติทางกลของกระดูกตามทิศทางต่าง ๆ เพื่อให้ผลการวิเคราะห์มีความแม่นยำยิ่งขึ้น
- 2) ในการศึกษาควรมีการพิจารณาอิทธิพลของเส้นเอ็นยึดค้ำจุน ร่วมด้วย รวมไปถึงมีการจำลองสภาวะของเนื้อเยื่อบริเวณรอยแตกของกระดูก ซึ่งจะส่งผลให้การทำนายและวิเคราะห์มีความแม่นยำยิ่งขึ้น
- 3) ในการศึกษาควรมีการประเมินผลพลอยได้จากการยึดวินาทีต่อความถูกต้องของการวิเคราะห์กำลังของโปรแกรมคอมพิวเตอร์

### 6 เอกสารอ้างอิง

[1] Michael P. Clare and Roy W. Sanders. (2015). Calcaneus Fractures. (P.2639-2689). Wolters Kluwer.

[2] Paul R. Allegra, MD , Sebastian Rivera, MD, Sohli S. Desai, BA ,Amiethab Ayer, MD, Jonathan Kaplan, MD,and Christopher Edward Gross, MD. (2020). Intra-articular Calcaneus Fractures: Current Concepts Review. University of Miami Miller School of Medicine.

[3] Pengfei Lei, Ruyin Hu, Rongxin Sun, Hao Liu, Hua Liu, Xucheng Yang, Jie Xie, Yihe Hu. (2017). Comparison of the biomechanical function and clinical effects of plate and multi-pin fixation in the treatment of Sanders II calcaneal fractures. Central South University.

[4] Ching-Hsuan Chen, Chinghua Hung, Yu-Chun Hsu, Chen-Sheng Chen, Chao-Ching Chiang. (2017). Biomechanical evaluation of reconstruction plates with locking, nonlocking, and hybrid screws configurations in calcaneal fracture: a finite element model study. National Taiwan University

[5] จักรพงษ์ อรพันธ์. กระดูกหักและข้อเคลื่อนหลุดของข้อเท้าและเท้า

[6] Bin Yu, Wen-Chuan Chen, Pei-Yuan Lee, Kang-Ping Lin, Kun-Jih Lin, ChengLun Tsai & Hung-Wen Wei. (2016). Biomechanical comparison of conventional

[7] Carlos G. Helguero, Emilio A. Ramirez and Jorge Luis Amaya. (2019). Engineering interface inside the operative room: design and simulation of a fracture-plate bending machine. Escuela Superior Politécnica del Litoral, ESPOL.

[8] Elise F. Morgan, Giju U. Unnikrisnan and Amira I. Hussein. (2018). Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. Orthopaedic and Developmental Biomechanics Laboratory, Department of Mechanical Engineering, Boston University, Boston.

[9] Elisa Fiume, Jacopo Barberi, Enrica Vernè \* and Francesco Baino. (2018). Bioactive Glasses: From

การประชุมวิชาการระดับชาติวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 36  
วันที่ 19-22 กรกฎาคม พ.ศ. 2565 จังหวัดขอนแก่น

**BME-0004**



Parent 4555 Composition to Scaffold-Assisted Tissue-Healing Therapies. Institute of Materials Physics and Engineering, Department of Applied Science and Technology, Politecnico di Torino.

[10] Karthika Prasad, OIha Bazaka, Ming Chua, Madison Rochford, Liam Fedrick, Jordan Spoor, Richard Symes, Marcus Tieppo, Cameron Collins, Alex Cao, David Markwell, Kostya (Ken) Ostrikov and Kateryna Bazaka. (2017). Metallic Biomaterials: Current Challenges and Opportunities. School of Chemistry, Physics and Mechanical Engineering, Queensland University of Technology, Brisbane.

[11] M. Geetha, A.K. Singh, R. Asokamani, A.K. Gogia. (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. Vellore Institute of Technology University.

[12] Mohamed A. Hussein, Abdul Samad Mohammed and Naser Al-Aqeeli. (2015). Wear Characteristics of Metallic Biomaterials: A Review. Department of Mechanical Engineering, King Fahd University of Petroleum & Minerals.

of intraarticular calcaneal fractures - a finite element study. Southern Medical University.

[13] Niladri Kumar Mahato, S. Sathya Narayana Murthy. (2012). Metric analysis of loading magnitudes at articular and non-articular weight-bearing surfaces in human calcaneus. Department of Anatomy,

[14] Stephan M. Perren. (2002). EVOLUTION OF THE INTERNAL FIXATION OF LONG BONE FRACTURES. AO Research and Development Institutes, Davos, Switzerland.

[15] Qi-hao Weng, MD, Gao-le Dai, MD, Qi-ming Tu, MD, Yang Liu, MD1,2, Vinesh Lutchuman, MD, Jian-jun Hong, MD, Yang Yu, MD. (2019). Comparison between Percutaneous Screw Fixation

and Plate Fixation via Sinus Tarsi Approach for Calcaneal Fractures: An 8-10-Year Follow-up Study. Department of Orthopaedics.

## Biomechanical Comparison of Screw Fixation and Locking Compression Plate for Calcaneal Fracture Stabilization: A Finite Element Analysis and Clinical Study

Adisorn Chongmuenwai<sup>1</sup>, Natchayaphorn Singkhot<sup>2</sup>, Chanakan Ungboriboonpaisarn<sup>1</sup>, Nuttakitta polpanich<sup>1</sup>, and Supakit Roopakhun<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup> Department of Orthopedic Surgery, Maharat Nakhon Ratchasima Hospital, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

<sup>2</sup> School of Biomedical Innovation Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

<sup>3</sup> School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

\*Corresponding author: [supakit@sut.ac.th](mailto:supakit@sut.ac.th)

**Abstract:** This study aimed to investigate the biomechanical performance of calcaneal fracture stabilization by using screw fixation and Locking Compression Plate (LCP) using Finite element (FE) analysis corroborated with the comparative clinical study. A three-dimensional (3D) model of calcaneus fracture was created, including virtual stabilization under two different fixation techniques. The magnitude of equivalent von Mises stresses was used to consider the risk of failure, while the elastic strain at the fracture site in each configuration indicated the degree of stability of the fixation device. Regarding the comparative clinical study, We retrospectively studied 72 patients with joint depression-type calcaneal fractures treated with screw fixation (36 patients) and LCP fixation (36 patients) through sinus tarsi approach. Pre-operative and post-operative radiographic evaluations and clinical outcomes were obtained to evaluate the procedure. The results found that the magnitude of maximum equivalent stress on the fixation device was higher than surrounding bone. The calcaneal fractures stabilization using the LCP fixation might occur high risk of failure than the screw fixation due to the effect of high-stress concentration. However, the LCP displayed higher stability than the screw fixation device, which lowered the value of elastic strain at the fracture site, especially in Sander's type II fractures. Supported by the clinical outcomes, stabilizing calcaneal fractures with the LCP technique could be an alternative to minimally invasive surgery.

**Keywords:** Biomechanics; Calcaneal fracture; Finite Element Analysis; Screw fixation; Locking Compression Plate; Sinus tarsi approach

### Introduction

Calcaneal fractures are one of the most common tarsal bone fractures associated with morbidity due to injury from axial load-bearing weight, such as falls from height, extreme sports, or car accidents. Statistically, intra-articular fractures are approximately 70-75% of calcaneal fractures or approximately 1-2% of all fractures [1-2]. In recent years, the lateral locking compression plate (LCP) was the standard fixation device for surgically treating calcaneus fractures. The surgical technique widely accepted to prevent or reduce complications in patients is minimally invasive surgery techniques [3]. However, there is still contentious regard to biomechanical performance being appropriate among the fixation device used to stabilize calcaneus fractures. This study compares the biomechanical performance of the screws fixation and LCP under Sander type II and type III fracture classification using Finite element (FE) analysis corroborated with the clinical series outcomes. In addition, a clinical series of calcaneal fracture stabilization was performed for the FE validation according to pre and post-operative complications and objective clinical outcomes.

### Materials and Methods

**Biomechanical study:** This study used the data acquisition from the computed tomography (CT) scan stored in the Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) format. The medical image was then reconstructed into a three-dimensional (3D) model of calcaneal bone using computerized medical imaging processing software. The 3D virtual osteotomy with a fracture gap of 1 mm based on Sander's classification (Type II and Type III), including the stabilization under screws fixation and Locking Compression Plate (LCP) fixation techniques, was created. The 3D Finite Element (FE) model was performed and analyzed using computer-aided engineering software (ANSYS Workbench, Ansys, Inc.). The assumption of linear elastic homogenous isotropic material was considered. A single-leg stand transmitted into the subtalar joint forces was considered for the boundary conditions, including the Achilles tendon force (approximately 50% of load) in the vertical direction [2]. All models performed the convergence criterion with a different



percentage change of maximum contact stress less than 2%. The biomechanical parameters consisted of the equivalent of von Mises stresses, and elastic strain at the fracture site was monitored for the risk of system failure and stability of the fixation device, respectively.

Clinical study: In this study, as the approval from the Maharat Nakhon Ratchasima Hospital Institutional Ethics Board (MNRH IRB) vide clearance number 032/2021, 72 patients with joint depression-type calcaneal fractures were evaluated. These patients were divided into two groups: one group of 36 patients treated with screw fixation and another group of 36 patients treated with Locking Compression Plate (LCP) fixation, both via a sinus tarsi approach. The pre-operative Bohler's angle and Gissane angle were measured. One year after the operation, the post-operative Bohler's angle, Gissane's angle, and clinical outcomes (Foot and Ankle Ability Measure score) were evaluated. The study was conducted retrospectively.

## Results

Table 1 demonstrates the FE results of the maximum equivalent stress value on the implants and bone, including the elastic strain on the fracture site according to the LCP and screw fixation configuration. The maximum stress on the implant indicated the implant failure risk, whereas elastic strain exhibited fracture stability in each fixation device. The high strain value on the fracture site indicates the low stability of fixation, while low strain signifies the high stability. It was noticed that the LCP device displayed a higher stress value than screw fixation, especially in Sander fracture type II. However, it did not exceed the yield strength of materials. In addition, the LCP device displayed higher stability than the screw fixation, which lowered the value of elastic strain at the fracture site.

Table 2 presented the clinical outcome results of a case series of LCP (n=14) and screw fixation (n=26). Postoperative assessment results showed that the increase of Bohler's angle was significantly different ( $P=0.05$ ) between the controlled and non-controlled groups, similar to decreasing the Gissane angle. Also, Bohler's angle and FAAM score in the surgical technique of LCP was significantly higher than that of the screw fixation. For the surgical technique of LCP, the result of fixation was higher than those of the only screw fixation in the evaluation of radiography and score to Foot and Ankle of Orthopedic Surgery.

**Table 1.** The FE results of maximum equivalent stress and elastic strain on the fracture site.

Maximum equivalent stress (MPa)	LCP Fixation		Screw Fixation	
	Type II	Type III	Type II	Type III
Bone	14.775	18.217	13.507	19.324
Implant	941.77	667.26	69.669	60.354
Elastic strain (microstrain)	4.93	6.46	5.10	6.63

**Table 2.** Result of the clinical case series

Clinical parameter		LCP fixation (n=32)	Screw fixation (n=32)	p-value
Bohler's angle (degree)	Pre-op.	8.69 ± 10.16	8.91 ± 12.64	0.934
	Post-op. (after one year)	22.11 ± 7.76	20.22 ± 8.62	0.332
Gissane's angle (degree)	Pre-op.	125.07 ± 6.59	119.77 ± 12.63	0.139
	Post-op. (after one year)	119.97 ± 7.17	119.55 ± 9.67	0.836
Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) score		79.89 ± 15.56	91.31 ± 6.61	<0.001

## Conclusions

Finite Element analysis was used to evaluate the biomechanical performance of screw fixation and LCP device according to the calcaneal fracture stabilization under different Sander's classifying fracture patterns (type II and type III). The results showed that the magnitude of maximum equivalent stress on the screw fixation device was lower than the LCP fixation. However, the stabilization with LCP fixation has more stability than the screw fixation device according to the lower strain on the fracture site, especially in Sander type II fractures. Regarding the clinical series, the calcaneus fracture consolidation was established along with good-to-excellent outcomes in all cases with the LCP and screw fixation.

## References

1. Chales M. Court-Brown, James D. Heckmen, Margaret M. McQueen, William M. Ricci and Pual Tornetta III, Rockwood and Green's Fractures in Adults, 8th edition.; Lippincott-Raven Publishers, 2015; pp. 2639-2685. 87
2. Chen, C.-H., Huang, Y.-H., Hung, C., Chen, C.-S., & Chiang, C.-C. (2017). Finite Element Analysis of Tongue Type Calcaneal Fracture with Open Reduction and Internal Fixation with Locking Plate. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 38(1), 1-9. 89  
doi:10.1007/s40846-017-0296-3 90
3. Zhang, G., Ding, S., & Ruan, Z. (2019). Minimally invasive treatment of calcaneal fracture. *J Int Med Res*, 47(8), 3946-3954. 91  
doi:10.1177/0300060519853402 92
4. Kir, M. C., Ayanoglu, S., Cabuk, H., Dedeoglu, S. S., Imren, Y., Karslioglu, B., ... Gurbuz, H. (2018). Mini-plate fixation via sinus tarsi approach is superior to cannulated screw in intra-articular calcaneal fractures: A prospective randomized study. *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 26(3), 2309499018792742. doi:10.1177/2309499018792742 93
5. Chotikkakamthorn, N., Chansajit, A., Tharmviboonsri, T., Chuckpaiwong, B., & Hamroongroj, T. (2021). Minimal invasive surgery in the management of intra-articular calcaneal fractures: A retrospective comparison of screw fixation alone versus screw with small locking plate fixation techniques. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 55(3), 258-264. doi:10.5152/j.aott.2021.20003 94  
95  
96  
97  
98  
99



## ประวัติผู้เขียน

นายณัฐชญาภรณ์ สิงห์โคตร เกิดเมื่อวันที่ 5 เดือนเมษายน พ.ศ. 2541 ณ จังหวัด นครราชสีมา สำเร็จการศึกษาระดับชั้นมัธยมศึกษาจากโรงเรียนทางดงรัฐราษฎร์อุปถัมภ์ อำเภอ ทางดง จังหวัดเชียงใหม่ ในปี การศึกษา 2559 และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีจาก คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมอากาศยาน มหาวิทยาลัยมหาวิทาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปีการศึกษา 2563 หลังจากสำเร็จการศึกษาได้เข้าศึกษาต่อใน ระดับปริญญาโททางด้าน วิศวกรรมแพทย์ เพื่อเป็นการพัฒนาความรู้ และความสามารถให้กับ ตนเอง จึงได้เข้าศึกษาต่อใน ระดับปริญญาโท สาขาวิชานวัตกรรม วิศวกรรมแพทย์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัย เทคโนโลยีสุรนารี ในปี พ.ศ.2563 และขอรับทุนการศึกษาระดับบัณฑิตศึกษาในส่วนของทุน OROG ในขณะที่ศึกษาอยู่ได้มีโอกาสเป็นผู้ช่วยสอนในสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล วิศวกรรมยานยนต์ และ วิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์ ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีได้แก่ (1) ปฏิบัติการเทคโนโลยีการผลิต ของวิศวกรรมยานยนต์ (2) ปฏิบัติการระบบควบคุมอัตโนมัติในโรงงานวิศวกรรมยานยนต์ (3) ปฏิบัติการการตรวจสอบแบบไม่ทำลายของวิศวกรรมยานยนต์ (4) เขียนแบบวิศวกรรม 1 (5) เขียนแบบวิศวกรรม 2 (6) เขียนแบบวิศวกรรมทางกล และ (7) กลศาสตร์ของแข็ง ซึ่งช่วยให้ผู้วิจัย ได้นำประสบการณ์ และความรู้ที่ได้จากการเป็นผู้ช่วยสอน และวิจัยมาประยุกต์ใช้กับงานวิจัย ได้เป็นอย่างดี จากการทำวิจัยนี้ทำให้ผู้วิจัยมี ความรู้ และความเข้าใจในการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการ ออกแบบ การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยสำหรับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และการออกแบบอุปกรณ์ การทดสอบ และในระหว่างศึกษาในระดับปริญญาโทได้มีผลงานนำเสนอระดับนานาชาติ 1 เรื่อง และ ระดับชาติ 1 เรื่อง