

ผลกระทบของจำนวนและรูปแบบการยึดสกรูด้วยแผ่นอุปกรณ์ในกระดูก

สันเท้าหักระหว่างช่วงการเดิน : วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรม วิศวกรรมแพทย์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ปีการศึกษา 2566

THE EFFECT OF NUMBER AND PATTERN OF POSITIONAL SCREW
WITH LOCKING PLATE IN CALCANEUS FRACTURE DURING
WALKING PHASE : FINITE ELEMENT STUDY



PRINDA SANTICHATNGAM

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

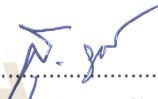
ผลกระทบของจำนวนและรูปแบบการยึดสกรูด้วยแผ่นอุปกรณ์ในกระดุกสันเท้าหัก
ระหว่างช่วงการเดิน: วิถีไฟไนต์เอลิเมนต์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

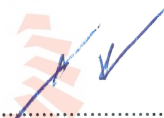
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(นพ.อดิสร จงหมื่นไวย)
ประธานกรรมการ



(รศ. ดร.สุภกิจ รูปจันทร์)
กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



(ผศ. ดร.สุขเกษม วัชรมัยสกุล)
กรรมการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



(รศ. ดร.ยุพาพร รักสกุลพิวัฒน์)
รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและประกันคุณภาพ



(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)
คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ปริณดา สันติชาติงาม : ผลกระทบของจำนวนและรูปแบบการยึดกระดูกด้วยแผ่นอุปกรณ์ใน
กระดูกสันเท้าหักระหว่างช่วงการเดิน: วิถีไฟไนต์เอลิเมนต์(THE EFFECT OF NUMBER
AND PATTERN OF POSITIONAL SCREW WITH LOCKING PLATE IN CALCANEUS
FRACTURE DURING WALKING PHASE : FINITE ELEMENT STUDY)

อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์, 53 หน้า.

คำสำคัญ : Sinus Tarsi plate, กระดูกสันเท้าแตกหัก, ระเบียบวิถีไฟไนต์เอลิเมนต์, รูปแบบการยึด
กระดูก

Sinus Tarsi Plateเป็นอุปกรณ์มาตรฐานสำหรับรักษาผู้ป่วยที่มีกระดูกสันเท้าหัก ซึ่งเป็นที่ยอมรับกันอย่างกว้างขวางว่าช่วยลดภาวะแทรกซ้อนด้วยเทคนิคการผ่าตัดที่มีการเปิดแผลน้อยที่สุด อย่างไรก็ตาม ยังคงมีข้อโต้แย้งเกี่ยวกับประสิทธิภาพทางชีวกลศาสตร์ที่เหมาะสมกับอุปกรณ์ตรึงที่ใช้เพื่อรักษาเสถียรภาพการแตกหักของกระดูกสันเท้า การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินประสิทธิภาพทางชีวกลศาสตร์ของ Sinus Tarsi Plateสำหรับการรักษาเสถียรภาพการแตกหักของกระดูกสันเท้าในรูปแบบการตรึงกระดูกแบบต่างๆ มีการจำลองสถานการณ์การออกแบบทั้งหมด 6 รูปแบบด้วยระเบียบวิถีไฟไนต์เอลิเมนต์(FEM) สำหรับการรักษาเสถียรภาพของกระดูกแคลคานีเยสที่แตกหักโดยใช้ Sinus Tarsi Plate ชนิด 5 รู 6 รู และ 7 รู ในการวิเคราะห์ FEM ใช้ภาระแรงตามเงื่อนไขของท่าทางการเดินสามระยะ: Heel strike, Midstance และ Push off ประสิทธิภาพทางชีวกลศาสตร์รวมถึงEquivalent(EQV) Stress และประเมิน Total elastic Strain ที่จุดแตกหัก ผลการวิจัยพบว่าค่า EQV Stress สูงสุดเกิดในอุปกรณ์ยึดตรึงซึ่งสูงกว่ากระดูกโดยรอบ ในระยะ Push off ขนาดของEQV Stress แสดงให้เห็นสูงกว่าความเครียดในช่วงMidstance และ Heel Strike ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม ค่าที่ได้ยังไม่เกินความแข็งแรงของวัสดุ เมื่อเปรียบเทียบกับแล้ว ความเสี่ยงที่จะเกิดการแตกหักของกระดูกสันเท้าระหว่างการรักษาเสถียรภาพของเพลต Sinus Tarsi ลดลงเมื่อพิจารณารูปแบบการยึดกระดูกที่ตำแหน่งกระดูกด้านหน้า โดยเฉพาะในประเภท 7 รู สำหรับEQV Stress ที่ตำแหน่งแตกหัก Sinus Tarsi Plate แบบ 6 รูและ 7 รูเผยให้เห็นเสถียรภาพที่ดีกว่าแบบ 5 รู รูปแบบการยึดตรึงของSinus Tarsi plate ส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพทางชีวกลศาสตร์ของการแตกหักของกระดูกสันเท้า

สาขาวิชา นวัตกรรม วิศวกรรม วิศวกรรมแพทย์
ปีการศึกษา 2566

ลายมือชื่อนักศึกษา...ปริณดา สันติชาติงาม
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา...[ลายมือ]

PRINDASANTICHATNGAM: THE EFFECT OF NUMBER AND PATTERN OF POSITIONAL SCREW WITH LOCKING PLATE IN CALCANEUS FRACTURE DURING WALKING PHASE: FINITE ELEMENT STUDY. Thesis Advisor: ASSOC.PROF.SUPAKIT ROOPPAKHUN, Ph.D., PP.53

Keyword: Sinus Tarsi plate, Calcaneus Fracture, FEM, pattern of positional screw

The Sinus Tarsi plate is the standard device for treating patients with calcaneus bone fracture, which is widely accepted to reduce complications with minimally invasive surgery techniques. However, there is still contentious regard to biomechanical performance being appropriate among the fixation device used to stabilize calcaneus fractures. This study aims to evaluate the biomechanical performance of the Sinus Tarsi plate for calcaneal fracture stabilization in various screw fixation patterns. A total of six design scenarios of three-dimensional Finite Element (3D FE) models for fracture calcaneus stabilization based on Sinus Tarsi plate (5-holes, 6-holes, and 7-holes) was performed. The FE analysis was performed based on three-phase of walking stance conditions: heel strike, midstance, and push-off. The biomechanical performance included the equivalent (EQV) stress, and the total elastic strain at the fracture site was evaluated. The results showed that the maximum EQV stress displayed in the implant which higher than surrounding bone. In the push-off stage, the magnitude of EQV stress exhibited higher than those of midstance and heel-strike state, respectively. However, it did not exceed the yield strength of materials. Comparatively, the risk of implant failure during Sinus Tarsi plate stabilization was decreased when the screw fixation pattern at the anterior bone location was considered, especially in the 7-holes type. For the result of strain at the fracture site, the Sinus Tarsi plate with 6-holes and 7-holes revealed the calcaneus bone fracture stabilization exceeding 5-holes. The screw fixation pattern of Sinus Tarsi plate stabilization significantly affects the biomechanical performance of the calcaneal fracture.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ดี ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณบุคคลต่อไปนี้ที่ได้กรุณาให้ความช่วยเหลือทั้งทางด้านวิชาการ ด้านการวิจัย และให้คำปรึกษาในการดำเนินชีวิต ซึ่งมีส่วนช่วยให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วง

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.สุภกิจ รูปจันทร์ อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี และเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณาแนะนำ ช่วยเหลือ อย่างดียิ่งทั้งด้านวิชาการและด้านการดำเนินการวิจัย ตลอดจนให้คำแนะนำในการเขียน การตรวจแก้วิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ขอกราบขอบพระคุณ นพ.อดิสร จงหมื่นไวย์ นายแพทย์ชำนาญการพิเศษ แผนกศัลยกรรมกระดูกและข้อ โรงพยาบาลมหาสารคามราชสีมา ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้คำปรึกษาทางด้านการแพทย์และการรักษากระดูกสันหลังแตก รวมถึงช่วยในการให้อุปกรณ์ยึดตรึงเพื่อมาทำการทดสอบชิ้นงาน

ขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุขเกษม วัชรมัธยม อาจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมเซรามิก มหาวิทยาลัยเทคโนโลยี กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้คำแนะนำ และช่วยเหลือในการจัดทำวิทยานิพนธ์ให้เสร็จสมบูรณ์

ขอขอบคุณพี่ ๆ บุคลากรประจำอาคารอาคารเครื่องมือ 5 และ 6 ที่ให้ความช่วยเหลือในการใช้อุปกรณ์และเครื่องมือต่าง ๆ ในการวิจัยครั้งนี้

ขอขอบคุณเพื่อน ๆ พี่ ๆ และน้อง ๆ ทุกคนที่ให้ความช่วยเหลือในงานวิจัยครั้งนี้ทำนี้ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา ที่ให้การเลี้ยงดูอบรมและส่งเสริมการศึกษาเป็นอย่างดีมาตลอด และเป็นกำลังใจให้ข้าพเจ้าเสมอมาจนสำเร็จการศึกษา

ปริญดา สันติชาติงาม

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูป.....	ช
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์งานวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตงานวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
2 ปรัชญ์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ลักษณะทางกายวิภาคของเท้า.....	4
2.2 การเคลื่อนไหวของเท้ากับวัฏจักรการเดิน.....	9
2.3 ชีวกลศาสตร์ของเท้า.....	10
2.4 กระดูกสันเท้าแตก.....	12
2.5 การรักษากระดูกสันเท้าแตก.....	13
2.6 กระบวนการฟื้นฟูร่างกายหลังการผ่าตัด.....	14
2.7 ทฤษฎีความเครียดของการฟื้นฟู.....	17
2.8 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	18

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.9 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	19
3 วิธีดำเนินการวิจัย	26
3.1 บทนำ	26
3.2 แบบจำลองกระดุกสั้นเท้าในโปรแกรมคอมพิวเตอร์	27
3.3 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ	28
3.4 การพิจารณาความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์	29
3.5 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต	30
3.6 การตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์	31
4 ผลการดำเนินการวิจัย	34
4.1 บทนำ	34
4.2 การวิเคราะห์ค่าความเค้นด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของกระดุกสั้นเท้าและอุปกรณ์ยึด ตรึง	34
4.3 การวิเคราะห์ค่าความเครียดด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บริเวณรอยแตกของกระดุก	36
5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ	38
5.1 สรุปผลการวิจัย	38
5.2 ข้อเสนอแนะ	38
รายการอ้างอิง	40
ภาคผนวก	43
ประวัติผู้เขียน	53

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 แรงของเส้นเอ็นเอ็นหวายและผลลัพธ์ของแรงลัพธ์บริเวณผิวของกระดูกTibiaและFibula.....	22
3.1 สมบัติเชิงกลของวัสดุ.....	29
3.2 ภาวะในช่วงการเดินที่นำมาใช้ในงานวิจัย.....	30

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 กราฟแสดงจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดกระดูกสันหลัง	1
2.1 กระดูกเท้า	6
2.2 Lateral Ankle Ligaments	6
2.3 Medial Deltoid Ligament	7
2.4 Calf muscle tear	8
2.5 Plantar Fascia	9
2.6 Breakdown of the gait cycle into phases based on the work of Perry and Burnfield (2010)	10
2.7 Windlass effect	11
2.8 Open kinetic chain pronation and supination	11
2.9 Joint Depression type fracture	12
2.10 Tongue type fracture	13
2.11 การรักษาแบบผ่าตัด	14
2.12 กระดูกถูกจัดเรียงตามตำแหน่งแล้วยึดด้วยแผ่นเพลตและสกรู	14
2.13 ชนิดการติดของกระดูกแบบ Non Union	18
2.14 Fracture Healing	18
2.15 การแยกส่วนทางเรขาคณิตสำหรับการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์	19
2.16 ผลลัพธ์สำหรับตัวแปรจลนศาสตร์และจลนศาสตร์	20
2.17 แบบจำลอง FEM และ เงื่อนไขขอบเขต	20
2.18 แรงแล่งที่แต่ละจุดของท่าทางการเดิน Virginia(2000)	21

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.19 แบบจำลองของ Chen(2014).....	21
2.20 ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงของพังผืดกับแรงที่เท้า.....	22
2.21 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่เท้า(แรงของเส้นเอ็นร้อยหวายและผลลัพธ์ของแรงลัพท์บริเวณผิวบนของกระดูก Tibia และ Fibula) และความตึงของพังผืด.....	22
2.22 แบบจำลองทางเรขาคณิตของ Haowei Zhang(2020).....	23
2.23 เงื่อนไขการรับภาระและขอบเขตของ Haowei Zhang(2020).....	24
2.24 Von Mises Stress ของการยึดแบบ MIFของ Haowei Zhang(2020).....	24
2.25 Perren’s Strain Theory.....	25
3.1 แผนผังขั้นตอนวิธีการดำเนินการวิจัย.....	26
3.2 แบบจำลองกระดูกสันเท้าที่มีPlantar Fascia.....	27
3.3 แบบจำลองแผ่นเพลตและสกรู โดยสกรูเป็นลักษณะLocking Screw.....	28
3.4 รูปแบบการยึดของสกรูที่ใส่เข้าแผ่นเพลตทั้ง 5, 6 และ 7 รู.....	28
3.5 ชื่อของแต่ละส่วนในแบบจำลองกระดูกสันเท้า.....	29
3.6 รูปกราฟของการทดสอบหาความเป็นอิสระของเอลิเมนต์จากค่าความเค้น.....	30
3.7 เงื่อนไขภาระในท่าทางการเดิน.....	31
3.8 แบบจำลองกระดูกสันเท้าในโปรแกรมและตัวอย่างค่าความเครียดที่ได้จากโปรแกรม.....	31
3.9 การทดสอบทางกลด้วยเครื่อง UTM.....	32
3.10 แบบจำลองกระดูกสันเท้าที่ใช้ในการทดสอบเชิงกล.....	32
3.11 กราฟเปรียบเทียบผลการคำนวณจากโปรแกรมเทียบกับการทดสอบทางกล.....	33
4.1 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นของกระดูกสันเท้า.....	35

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.2 ผลค่าความเค้นของกระดูกสันเท้าจากโปรแกรมAnsys.....	35
4.3 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง.....	36
4.4 ผลค่าความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึงจากโปรแกรมAnsys.....	36
4.5 กราฟเปรียบเทียบค่าความเครียดบริเวณรอยแตกของกระดูก.....	37
4.6 ผลค่าความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึงจากโปรแกรมAnsys.....	37

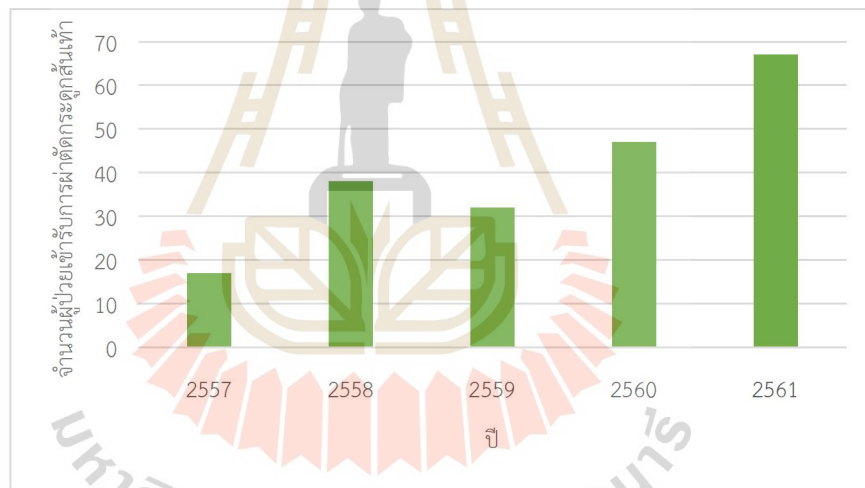


บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

จากข้อมูลสถิติของโรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมาตั้งแต่ปีพ.ศ. 2557 ถึง 2561 พบว่าจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดกระดูกสันหลังในท่อนอกในช่วงระยะเวลา 5 ปีมีจำนวนเพิ่มขึ้น โดยมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเป็น 10.9 ซึ่งเมื่อพิจารณาจากสถิติในต่างประเทศจะพบว่าการเกิดกระดูกท่อนอกที่พบได้บ่อยมี 60 ถึง 75 เปอร์เซ็นต์เป็นการแตกหักผ่านข้อและมี 1 ถึง 3 เปอร์เซ็นต์เป็นการแตกหักที่กระดูกสันหลัง



รูปที่ 1.1 กราฟแสดงจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการผ่าตัดกระดูกสันหลังในท่อนอกในปี 2557 ถึง 2561 ของโรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา

กระดูกสันหลังในท่อนอกมักมีสาเหตุจากการตกจากที่สูง, ข้อเท้าพลิก และอุบัติเหตุจากยานยนต์ ซึ่งผู้ป่วยจะไม่สามารถลงน้ำหนักบริเวณกระดูกหักเป็นเวลาประมาณ 8 ถึง 12 สัปดาห์ ทางกายภาพบำบัดจึงมีการคิดอุปกรณ์ยึดกระดูกที่เหมาะสม เพื่อช่วยเหลือการฟื้นตัวของผู้ป่วยโดยการสร้างบาดแผลระหว่างการยึดกระดูกให้น้อยที่สุด

ในการรักษากระดูกสันหลังในท่อนอกด้วยวิธีการเปิดแผลจะมี 2 แบบคือ 1.การผ่าตัดเปิดแผล และใส่แผ่นยึดกับสกรู 2.การเปิดแผลเล็ก จะใช้สกรูยาวในการยึดด้านตามยาว และสกรูแบบสั้นในการยึดด้านตามขวางและภายหลังการผ่าตัดเป็นเวลาประมาณ 9 ถึง 12 สัปดาห์ จะเริ่มให้ผู้ป่วยลงน้ำหนักขาข้างที่

ผ่าตัดโดยการเดินพร้อมอุปกรณ์ช่วยพยุงหากจำเป็นสังเกตการณ์ปรับตัวของ Subtalar Joint ในการเดินบนพื้นผิวต่างๆประกอบด้วย พื้นเรียบและพื้นไม่เรียบ พื้นพุกกล้ามเนื้อGastrocnemius ด้วยการออกกำลังกายแบบใช้น้ำหนัก, การเดินขึ้นลงบันได, การออกกำลังกายในสระ และอื่นๆ ซึ่งจากทฤษฎีการติดกันของกระดูกของ Perren ได้แสดงให้เห็นว่าควรทำให้รอยแตกของกระดูกมีค่าความเครียดสูงเพื่อเร่งกระบวนการเชื่อมติดกันของกระดูก การที่ออกกำลังกายภายหลังการผ่าตัดจึงเป็นสิ่งจำเป็นในการสร้างความเครียดให้กับบริเวณรอยแตก เพื่อกระตุ้นการสร้างกระดูก Callus ให้เข้ามาเชื่อมต่อกกระดูกที่แตกจากกัน โดยจำนวนและรูปแบบการยึดของสกรูมีผลกับความมั่นคงของการยึดอุปกรณ์ หากอุปกรณ์มีการยึดตรึงที่มั่นคงเกินไปจะทำให้การสร้างกระดูก Callus มีน้อยหรืออาจไม่เกิดขึ้น ดังนั้น งานวิจัยนี้ต้องการจะหาจำนวนสกรูและรูปแบบการยึดจะมีค่าความเครียดที่เหมาะสมกับการฟื้นตัวตามทฤษฎีของPerren หรือไม่

ดังนั้น ในงานวิจัยนี้จึงมีการออกแบบการจำลองในสถานะที่ผู้ป่วยเดินหลังการผ่าตัด 9 ถึง 12 สัปดาห์เพื่อดูผลของการยึดตรึงด้วยอุปกรณ์แผ่นและสกรูที่ยึดติดกับกระดูกหลายรูปแบบ วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้คือการศึกษาค่าความเครียดบริเวณรอยแตกหลังการยึดตรึงสกรูด้วยจำนวนและรูปแบบที่แตกต่างกันในภาวะการติดของกระดูกสันเท้าแตกและเปรียบเทียบความถูกต้องของแบบจำลองบนโปรแกรมกับวิธีการทดสอบทางกล

1.2 วัตถุประสงค์งานวิจัย

1.2.1 เพื่อสร้างและวิเคราะห์แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์หาค่าความเครียดบริเวณรอยแตกในภาวะการติดของกระดูกสันเท้าแตก

1.2.2 เพื่อศึกษาผลกระทบทางชีวกลศาสตร์ของจำนวนและรูปแบบการยึดตรึงสกรูต่อค่าความเครียดบริเวณรอยแตกในภาวะการติดของกระดูกสันเท้าแตก

1.3 ขอบเขตงานวิจัย

1.3.1 สร้างและวิเคราะห์แบบจำลองกระดูกสันเท้าแตกในรูปแบบสามมิติจากข้อมูล CT Scan

1.3.2 วิเคราะห์แบบจำลองการยึดตรึงกระดูกสันเท้าหักภายใต้ภาระแบบไดนามิกส์ภายใต้ท่าทางการเดินบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์

1.3.3 พิจารณาและสร้างแบบจำลองที่ประกอบด้วยกระดูกบริเวณรอยแตกและแรงที่กระทำจากเส้นเอ็นและกล้ามเนื้อต่อกระดูกสันเท้าในวัฏจักรการเดิน ได้แก่ Achilles Tendon และ Plantar Fascia

1.3.4 พิจารณาสัมบัติวัสดุของกระดูกสันเท้า, กระดูกบริเวณรอยแตก และอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูก แบบเท่ากันทุกทิศทางและมีความต่อเนื่องโดยอ้างอิงจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 ทราบอิทธิพลของภาระพลวัตต่อค่าความเครียดสูงสุดบริเวณรอยแตกของกระดูกสัน
เท้าจากการยึดแบบอุปกรณ์แผ่นและสกรู

1.4.2 องค์ความรู้ทางชีวกลศาสตร์ นำไปสู่การขยายผลทางการแพทย์เวชศาสตร์ฟื้นฟู



บทที่ 2

ปรัทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ลักษณะทางกายวิภาคของเท้า

ความเข้าใจอย่างถ่องแท้เกี่ยวกับกายวิภาคศาสตร์เป็นสิ่งสำคัญในการวินิจฉัยและรักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาที่เท้าและข้อเท้าอย่างมีประสิทธิภาพ โครงสร้างส่วนใหญ่ของเท้าสามารถคลำได้ง่ายจากภายนอกโครงสร้างทางกายวิภาค เช่น เส้นเอ็น, กระดูก, ข้อต่อ, ฯลฯ มีแนวโน้มจะทำให้บริเวณที่บาดเจ็บเกิดการอักเสบ ดังนั้น ความเข้าใจพื้นฐานทางกายวิภาคจะช่วยให้แพทย์สามารถวินิจฉัยอย่างรวดเร็ว หรืออย่างน้อยก็วินิจฉัยโรคได้แคลงสำหรับโรคที่จำเป็นต้องรักษาด้วยการผ่าตัด ความเข้าใจโดยละเอียดเกี่ยวกับกายวิภาคศาสตร์เป็นสิ่งสำคัญเพื่อให้ขั้นตอนการผ่าตัดดำเนินอย่างราบรื่น และไม่ทำร้ายโครงสร้างที่สำคัญของเท้า ความเข้าใจทางกายวิภาคของเท้าที่ดีจะทำให้สามารถเลือกวิธีการผ่าตัดที่ได้ประสิทธิภาพยิ่งขึ้นเท้า (Foot) เป็นโครงสร้างทางกายวิภาคที่สำคัญของมนุษย์มีหน้าที่รองรับน้ำหนักของร่างกายและถ่ายน้ำหนักลงสู่พื้นระหว่างการยืนและการเดิน ซึ่งกล้ามเนื้อของร่างกายจะทำงานโดยเคลื่อนที่จากจุดปลาย(Insertion)ไปยังจุดต้น(Origin)

2.1.1 กระดูกเท้า

เท้าของมนุษย์ประกอบด้วยกระดูก 26 ชิ้น แบ่งเป็น tarsal bone 7 ชิ้น metatarsal 5 ชิ้น และphalanges 14 ชิ้น กระดูกเท้ายังแบ่งออกได้เป็น 3 ส่วน คือ

2.1.1.1 Hindfoot เริ่มต้นที่ข้อเท้าและสิ้นสุดที่ข้อต่อTarsalตามขวาง(การรวมกันของข้อต่อ talonavicular และ calcaneal-cuboid) ประกอบด้วยTalus และCalcaneus

2.1.1.2 Midfoot เริ่มต้นที่ข้อต่อTarsalตามขวางและสิ้นสุดที่metatarsal(TMT)แม้ว่าMidfootจะมีข้อต่อมากกว่าส่วนHindfoot แต่ข้อต่อเหล่านี้มีการเคลื่อนไหวที่จำกัดกระดูกของMidfootประกอบด้วย Cuboid, Navicular และ Cuneiform 3 ชิ้น(medial, middle และ lateral)

2.1.1.3 Forefoot ประกอบด้วย Metatarsals, Phalangesและ sesamoidsกระดูกส่วนForefootจะเป็นส่วนสุดท้ายที่ยกขึ้นจากพื้นระหว่างการเดิน มีกระดูกทั้งหมด 21 ชิ้นในForefootคือ metatarsals 5 ชิ้น,phalanges 14 ชิ้น และsesamoids 2 ชิ้น โดยมีรายละเอียดดังนี้

1) Talus เป็นกระดูกส่วนบนที่สุด(โดยประมาณ)ของเท้า เนื่องจากเป็นจุดที่เชื่อมต่อกับกระดูกต่างๆ 70%ของ Talus จึงห่อหุ้มด้วยกระดูกอ่อนโปร่งใส(Hyaline Cartilage) กระดูกที่เชื่อมต่อกับ Calcaneus ที่อยู่ด้านใต้ผ่านSubtalar Joint และเชื่อมต่อกับ Navicular ผ่าน Talonavicular Joint ข้อต่อเหล่านี้จะช่วยให้เท้าหมุนไปรอบๆได้อย่างราบรื่นเนื่องจากไม่มีเส้นเอ็นเกาะอยู่และพื้นผิวส่วนมากเป็นกระดูกอ่อนกระดูก Talus เป็นกระดูกที่ไม่มีเส้นเอ็นมาเกาะ และมีเลือดมาเลี้ยงกระดูกน้อย ทำให้เมื่อเกิดการบาดเจ็บที่กระดูกจะใช้เวลาที่มากกว่ากระดูกอื่นๆในการประสานกระดูก หรือบางการบาดเจ็บอาจจะกระดูกไม่ประสานกันเลย

2) Calcaneus หรือกระดูกส้นเท้า (Heel Bone)เป็นกระดูกที่ใหญ่ที่สุดของเท้า และเมื่อรวมกับกระดูกTalusจะถูกเรียกว่าเท้าส่วนหลัง(Hindfoot) กระดูก Calcaneus มีส่วนที่ยื่นออกมา 3 ส่วน(ด้านหน้า, ส่วนกลาง, ส่วนหลัง)ซึ่งเป็นส่วนที่เอาไว้รองรับกระดูก Talus ด้านบนเชื่อมต่อกับSubtalar joint และกระดูก Calcaneusยังเชื่อมกับกระดูก Cuboid ผ่านCalcaneal-Cuboid Joint

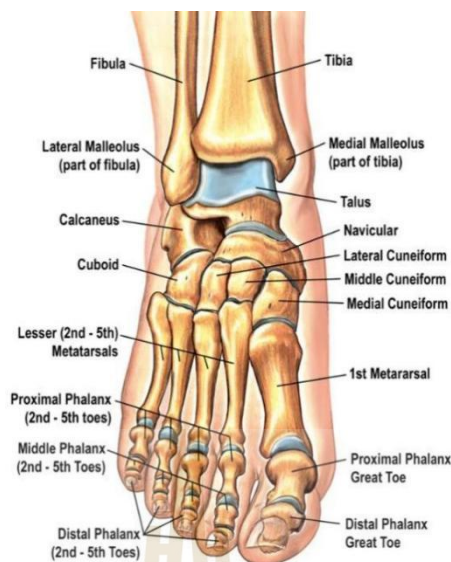
3) Cuboid เป็นกระดูกรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัสอยู่ด้านข้าง(Lateral)ของเท้า มีข้อต่อหลักคือส่วนที่ Calcaneusเชื่อมต่อกับกระดูก Cuboidผ่านCalcaneocuboid Joint

4) Navicular เป็นกระดูกที่เชื่อมต่อกับ Talus ผ่านTalonavicular joint ส่วนปลายของกระดูกเชื่อมกับกระดูก Cuneiform(รูปสามเหลี่ยม) 3 ชิ้น ส่วนกลางเท้าด้านข้าง(Medial)เชื่อมกับ Posterior tibial tendonที่Tuberosity navicularและมีเลือดมาเลี้ยงกระดูกน้อย

5) Cuneiform สามารถแบ่งออกเป็น 3 ชิ้น คือ 1.Medial 2.Medial(Intermediate) 3.Lateral Cuneiform ซึ่งกระดูกเหล่านี้จะเชื่อมกับเอ็นฝ่าเท้า(plantar)และ dorsal ligament สร้างความมั่นคงให้กับเท้า

6) Metatarsal มีกระดูก 5 ชิ้น มี 3 ชิ้นที่อยู่ตรงกลางและยึดแน่นกว่าอีก 2 ชิ้น ด้านข้าง ส่วนที่เชื่อมกับเท้า Midfoot เรียก tarsal-metatarsal(TMT) joint หรือ Lisfranc joint ซึ่งมีความมั่นคงมากกว่าไม่เพียงแต่เป็นเอ็นยึดที่แข็งแรงแต่ยังเป็นเพราะกระดูกMetatarsalที่ 2 ถูกฝังเข้าไปในกระดูกCuboidตรงกลางเมื่อเปรียบเทียบกับส่วนอื่นๆ Metatarsalส่วนหัวเป็นผิวที่ทำ หน้าที่รับน้ำหนักโดยหลักๆเป็นจุดที่เชื่อมกับกระดูก phalanges เรียก metatarsal-phalangeal(MTP) joint

7) Phalanges ประกอบด้วย นิ้วโป้งหรือ hallux เป็นกระดูกเท้าชิ้นเดียวที่ประกอบด้วยกระดูก phalanges 2 ชิ้น ในขณะที่นิ้วอื่นอีก 4 นิ้ว จะประกอบด้วยกระดูก phalanges 3 ชิ้น ข้อต่อระหว่างphalanges เรียก interphalangeal joint แบ่งเป็น proximal interphalangeal joint (PIP) และ distal interphalangeal joint



รูปที่ 2.1 กระดูกเท้า

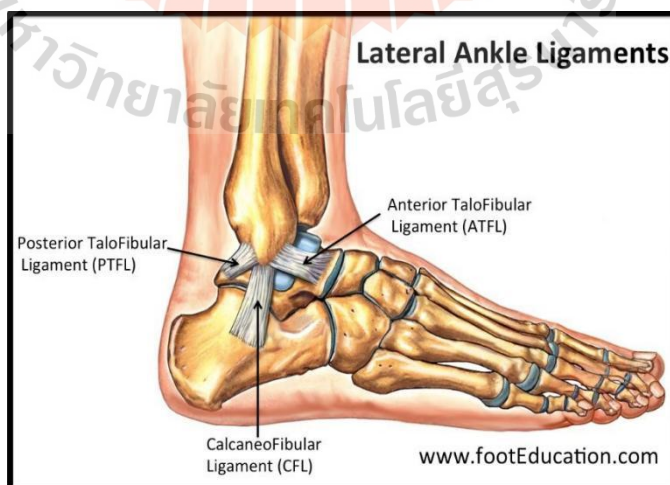
(ที่มา: <https://orthopaedia.com/page/Anatomy-of-the-Foot-Ankle>)

2.1.2 กล้ามเนื้อและเส้นเอ็นบริเวณกระดูกสันเท้า

กระดูกสันเท้ามีกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นจำนวนหนึ่งที่เกี่ยวข้อง

2.1.2.1 Ligaments

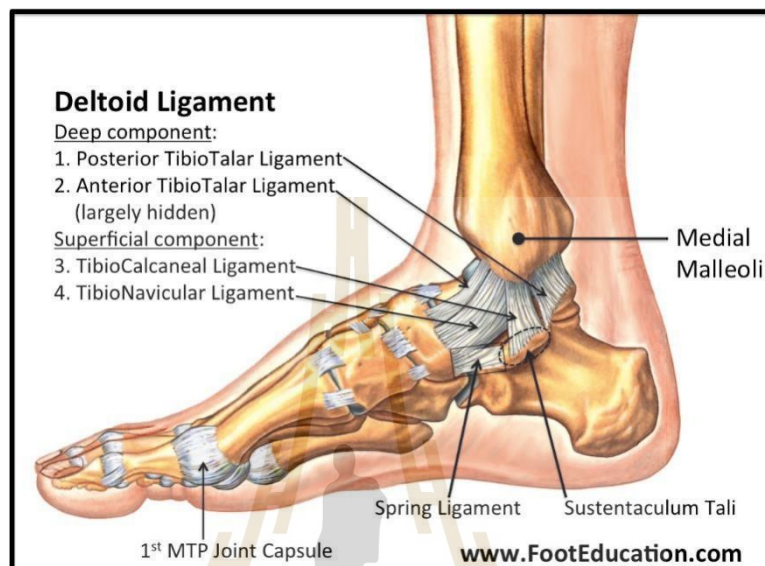
1) Calcaneo Fibular ligament (CFL) อยู่ด้าน Lateral ของข้อเท้า เริ่มจากส่วนปลายกระดูกน่องไปตามด้านข้าง(Lateral)ของข้อเท้าและสิ้นสุดที่กระดูกสันเท้า(Calcaneus) ใช้ในการต้านทานการบิดเท้าออกด้านข้างและใช้ในการกระดกเท้าขึ้น



รูปที่ 2.2 Lateral Ankle Ligaments

(ที่มา: <https://orthopaedia.com/page/Anatomy-of-the-Foot-Ankle>)

2) Deltoid ligament มีลักษณะเป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน(Connective Tissue) รูปพัดอยู่ด้าน Medial ของข้อเท้าเริ่มต้นจากMedial Malleolusลงมาถึงกระดูก Talusและ Calcaneus ส่วนที่ยึดแน่นหนากว่าอยู่ที่ Talus ในขณะที่ส่วนที่กว้างกว่าและอยู่ตื้นกว่าอยู่ที่ Calcaneus ทำหน้าที่ต้านทานการบิดเท้าเข้า



รูปที่ 2.3 Medial Deltoid Ligament

(ที่มา: <https://orthopaedia.com/page/Anatomy-of-the-Foot-Ankle>)

3) Spring ligament เป็นเอ็นยึดที่แข็งแรง เริ่มจากบริเวณ sustentaculum tali (กระดูกที่ยื่นออกมาของกระดูกสันเท้า) Spring ligament จะแทรกไปบริเวณส่วนกลางฝ่าเท้าของ Navicular มีหน้าที่เป็นคานและรองรับส่วนหัวของกระดูก Talus

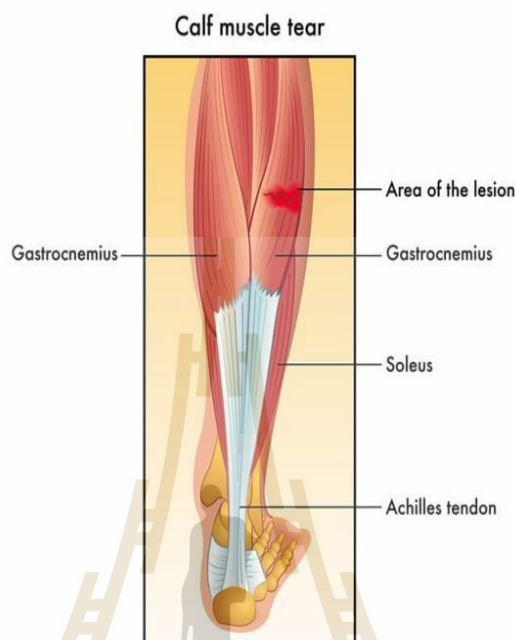
2.1.2.2 Muscle and Tendon

กล้ามเนื้อบริเวณขาส่วนล่างสามารถแบ่งออกเป็น 4 ส่วน คือ

- 1) Superficial posterior compartment
- 2) Deep posterior compartment
- 3) Anterior compartment
- 4) Lateral compartment

กล้ามเนื้อทั้ง 4 ส่วน เรียกว่ากล้ามเนื้อภายนอกเท้า เพราะเริ่มจากส่วนขาแต่จบลงที่เท้า

ซึ่งในส่วนของ superficial posterior compartment นั้นมีกล้ามเนื้อ 2 มัดใหญ่คือ Gastrocnemius และ Soleus วางตัวตามแนวยาวขา และเชื่อมต่อกันเป็น Achilles tendon ซึ่งเชื่อมไปยังกระดูกสันเท้า

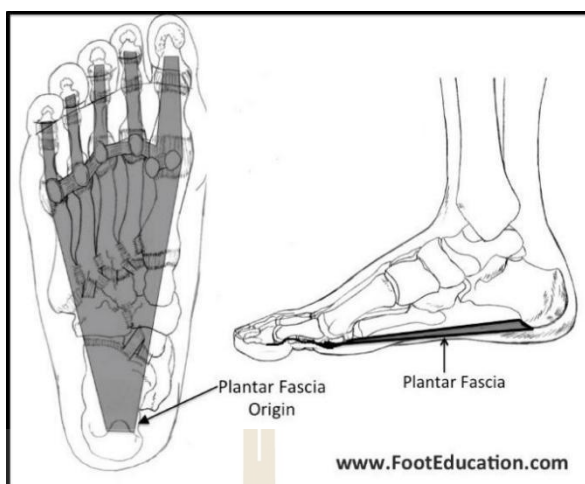


รูปที่ 2.4 Calf muscle tear

(ที่มา: <https://upswinghealth.com/conditions/gastrocnemius-tear/>)

กล้ามเนื้อบริเวณเท้า มีกล้ามเนื้อขนาดเล็กจำนวนมากลึกลงเข้าไปในเท้า ซึ่งช่วยขยับนิ้วเท้าและทำให้เท้ามั่นคง มีเพียง 2 กล้ามเนื้อเท่านั้นที่ตั้งอยู่ด้านบนของเท้า คือ extensor hallucis brevis และ extensor digitorum brevis ซึ่งทั้งคู่มีเส้นประสาท peroneal ครอบคลุม จุดประสงค์หลักของกล้ามเนื้อทั้งสองคือช่วยในการเหยียดนิ้วเท้าออกซึ่งตรงข้ามกับ flexor hallucis brevis และ flexor digitorum brevis ที่อยู่บริเวณส่วนโค้งฝ่าเท้า และช่วยในการงอนิ้วหัวแม่เท้าและนิ้วเท้าทั้งสี่รวมถึงถูกเส้นประสาทฝ่าเท้าส่วนตรงกลางครอบคลุม Plantar Fascia นั้นไม่ใช่เส้นประสาท, เส้นเอ็น หรือกล้ามเนื้อแต่เป็นเนื้อเยื่อเส้นใยโดยเริ่มจากผิวกระดูกสันเท้าด้านฝ่าเท้า ไปถึงฐานนิ้วเท้าทั้ง 5 นิ้ว เมื่อก้าวเท้าออกจากพื้นระหว่างการเดินจะดึง Plantar fascia ทำให้มีการบีบตัวเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กลงเพื่อรองรับส่วนโค้งของเท้า โดยการรักษาระยะระหว่างกระดูกสันเท้ากับหัวกระดูกฝ่าเท้า

ปรากฏการณ์นี้เรียกว่า windlass mechanism



รูปที่ 2.5 Plantar Fascia

(ที่มา: <https://orthopaedia.com/page/Anatomy-of-the-Foot-Ankle>)

2.2 การเคลื่อนไหวของเท้ากับวัฏจักรการเดิน

วัฏจักรการเดินสามารถแบ่งเป็น 2 ช่วงหลัก คือ ช่วงการยืน (Stance Phase) คือช่วงเวลาที่ยืนอยู่บนพื้น และช่วงการแกว่ง (Swing Phase) คือช่วงเวลาที่ยืนอยู่กลางอากาศ

2.2.1 Weight acceptance (0 – 12 %)

จุดประสงค์คือ สร้างสมดุลขา ,ดูดซับแรงกระแทก และ รักษาการก้าวไปข้างหน้า สามารถแบ่งเป็น

- 1) Initial Contact (0 –3 %) ลงส้นเท้าและเริ่มหมุนส้นเท้าให้เท้าราบไปกับพื้น เดินไปข้างหน้า
- 2) Loading Response (3 –12 %) เข่างอเล็กน้อยเพื่อรับแรงกระแทกจากการเหยียบลงพื้นและสร้างเสถียรภาพเพื่อการลงน้ำหนักขาเดียว

2.2.2 Single limb support (12 – 50 %)

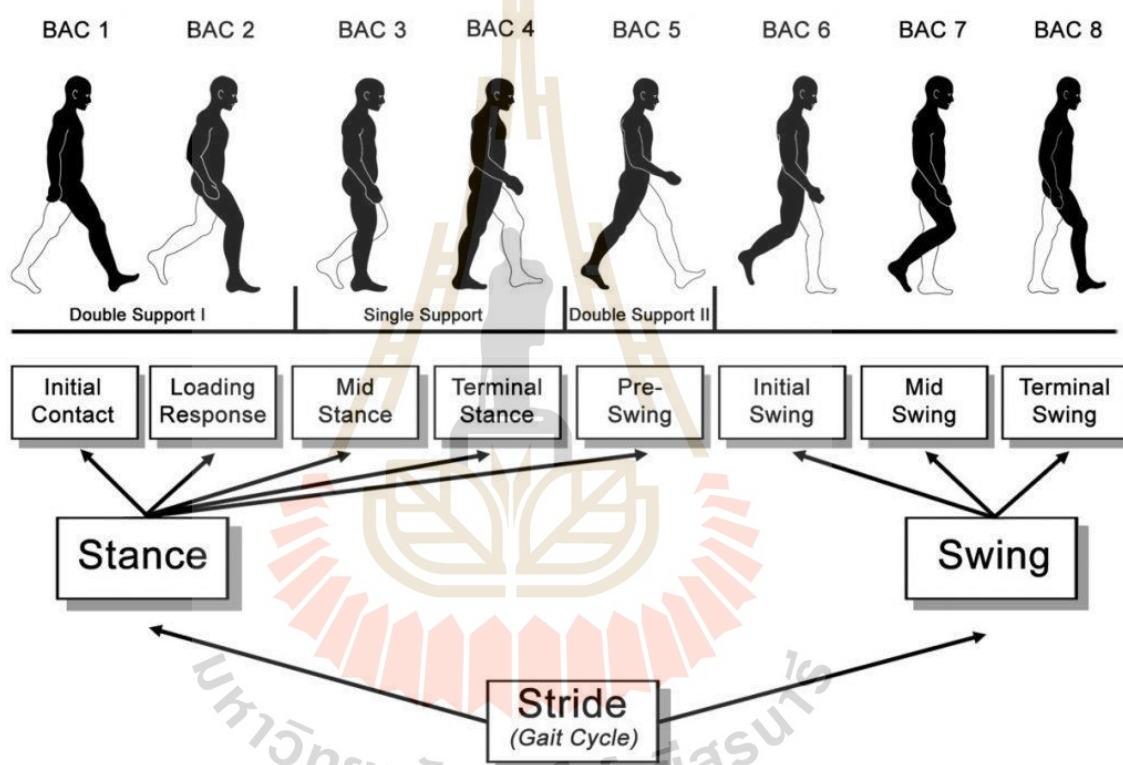
เพื่อการก้าวไปข้างหน้าและเสถียรภาพการลงน้ำหนัก

- 1) Midstance (12 – 31 %) หมุนเท้าไปข้างหน้า
- 2) Terminal stance (31 – 50 %) จุดศูนย์กลางมวลขึ้นมาข้างหน้าเท้า ส้นเท้ายกขึ้นจากพื้น

2.2.3 Swing phase (50 –100 %)

จุดประสงค์คือระยะห่างของเท้ากับพื้น ,แกว่งขาไปด้านหน้า และเตรียมวางขาทำยืน

- 1) Pre-Swing (50 – 62 %) เป็นการเปลี่ยนจากการยืนมาแกว่งขาข้างหน้า เท้าจะดันและยกออกจากพื้น
- 2) Initial swing (62 –75 %) สะโพก ,เข่า และข้อเท้าจะงอเพื่อเริ่มต้นเคลื่อนไปข้างหน้า สร้างระยะห่างระหว่างเท้ากับพื้น
- 3) Mid-Swing (75 – 87 %) ขาขยับไปข้างหน้า ตำแหน่งต้นขาถึงจุดสูงสุด
- 4) Terminal swing (87 – 100 %) หน้าแข้งขยับเป็นครั้งสุดท้ายเท้าขยับไปตำแหน่ง initial contact เพื่อเริ่มวัฏจักรการเดินใหม่



รูปที่ 2.6 Breakdown of the gait cycle into phases based on the work of Perry and Burnfield (2010)

(ที่มา: <https://www.protokinetics.com/understanding-phases-of-the-gait-cycle/>)

2.3 ชีวกลศาสตร์ของเท้า

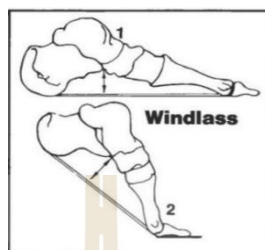
ชีวกลศาสตร์ของเท้าสามารถแบ่งออกเป็นองค์ประกอบแบบคงที่และองค์ประกอบแบบพลวัต

โครงสร้างแบบคงที่ ประกอบด้วย กระดูก ,ความสอดคล้องของผิวข้อต่อ ,เอ็นยึด และพังผืด

โครงสร้างแบบพลวัต ประกอบด้วย โรคข้อเข้าเสื่อมของกระดูก Tarsalและการทำงานของกล้ามเนื้อ

2.3.1 โครงสร้างแบบคงที่

กลไกการเคลื่อนที่แบบคงที่รับผิวดชอบการลดทอนแรงในเท้าได้แก่ windlass effect ของแผ่นพังผืดบริเวณฝ่าเท้า, ความต้านทานต่อแรงดึงของเอ็นยึดฝ่าเท้า และ beam effect ของ metatarsals กับ ความสอดคล้องของผิวข้อต่อ



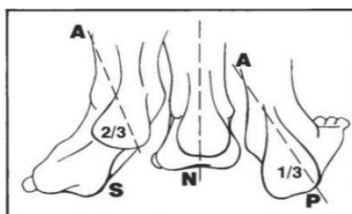
รูปที่ 2.7 Windlass effect

แผ่นพังผืดบริเวณฝ่าเท้าอยู่ตำแหน่งหย่อนโดยเท้าเป็นกลาง(neutral) 2. ความตึงเครียดที่เพิ่มขึ้นของแผ่นพังผืดบริเวณฝ่าเท้า เมื่อนิ้วเท้าเหยียดออกจะยกส่วนโค้งตรงกลางเพื่อให้สะดวกต่อการหายใจ

(ที่มา : ROBERT DONATELLI, et al. ,1985)

2.3.2 โครงสร้างแบบพลวัต

แบ่งเป็น Pronation และ Supination ซึ่งเป็นการเคลื่อนไหวข้อต่อใน 3 ระนาบ ตัวอย่างเช่น Pronation ประกอบด้วย การเคลื่อนไหวร่างกายในระนาบของ abduction ,dorsiflexion และ eversion ซึ่งนำการเคลื่อนไหวทั้ง 3 มาจากระนาบ transverse ,sagittal และ frontal ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม เพราะแกนของข้อต่อ ทั้ง 3 ระนาบเป็นแนวเฉียงผ่านระนาบทั้ง 3 ของวัตถุ การเคลื่อนที่ของ abduction ,dorsiflexion และ eversion จึงเกิดขึ้นพร้อมกัน Supination เป็นการเคลื่อนไหว 3 ระนาบประกอบด้วย adduction ,plantar flexion และ inversion



รูปที่ 2.8 Open kinetic chain pronation and supination

S-Supination 2 ใน 3 ของ Neutral ,N-Neutral ,P-Pronation 1 ใน 3 ของ Neutral

(ที่มา : ROBERT DONATELLI, et al. ,1985)

2.4 กระดูกสันเท้าแตก

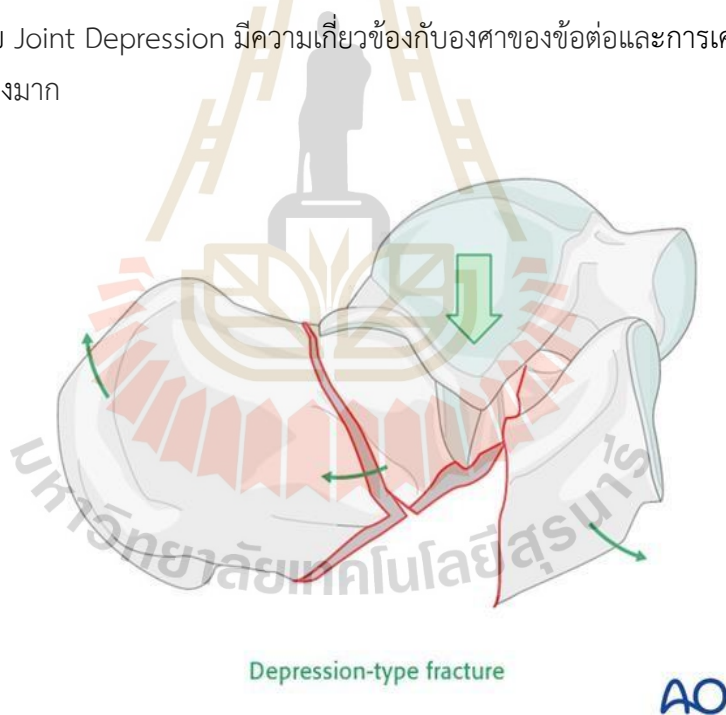
การแตกหักของกระดูกสันเท้า เป็นกระดูก Tarsal ที่แตกหักบ่อยที่สุดและมีความเกี่ยวข้องกับการเจ็บป่วยและความพิการในระดับสูง สามารถวินิจฉัยด้วยการถ่ายภาพรังสีที่เท้าด้วย CT Scan ซึ่งจำเป็นต่อการวางแผนการผ่าตัด การพิจารณาว่าต้องผ่าตัดหรือไม่ ดูจากการเคลื่อนและการจัดตำแหน่งกระดูกที่หัก ,การบาดเจ็บของเนื้อเยื่อที่เกี่ยวข้องและปัจจัยเสี่ยงของผู้ป่วย

สามารถแบ่งการแตกหักของกระดูกสันเท้าได้ 2 ประเภท คือเกี่ยวข้อง กับ Subtalar joint (Extra-articular)และไม่เกี่ยวข้อง กับ Subtalar joint (Intra-articular)

การแตกหักของกระดูกสันเท้าที่เกี่ยวข้องกับ Subtalar joint สามารถใช้หลายเกณฑ์ในการแบ่ง เช่น Essex-Lopresti ,Sanders และ Beavis

Essex-Lopresti สามารถแบ่งการแตกหักของกระดูกสันเท้าออกเป็น 2 ประเภท โดยดูรอยแตกจากมุมด้านข้าง(Lateral) คือ

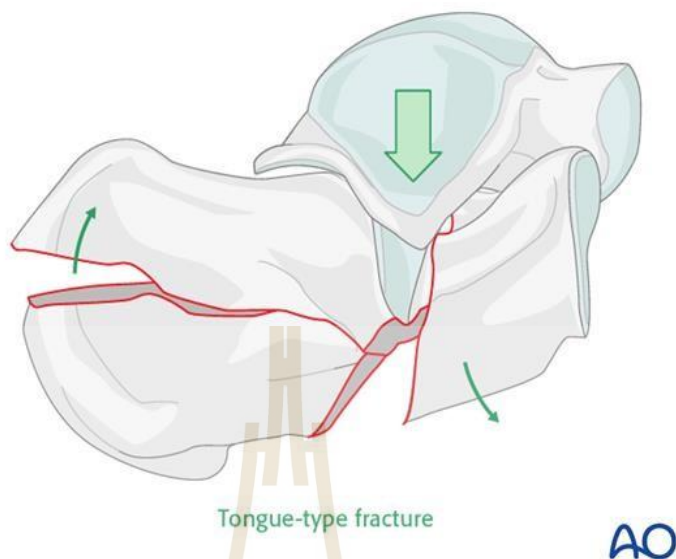
1) แบบ Joint Depression มีความเกี่ยวข้องกับบองศาของข้อต่อและการเคลื่อนตำแหน่งเข้ามาเกี่ยวข้องอย่างมาก



รูปที่ 2.9 Joint Depression type fracture

(ที่มา : <https://surgeryreference.aofoundation.org>)

2) แบบ Tongue จะเป็นการแตกหักที่ส่วนหลังแยกออกเป็นสองส่วน



รูปที่ 2.10 Tongue type fracture

(ที่มา : <https://surgeryreference.aofoundation.org>)

2.5 การรักษากระดูกสันเท้าแตก

1) แบบไม่ผ่าตัด

ใช้เมื่อกระดูกที่หักไม่มีการเคลื่อนตัวขณะเกิดการหัก มีการเข้าเฟือกประมาณ 6 ถึง 8 สัปดาห์ ไม่สามารถลงน้ำหนักที่เท้าจนกว่ากระดูกจะยึดติดกัน

2) แบบผ่าตัด

Percutaneous screw fixation คือการกรีดแผลขนาดเล็ก หรือหากกระดูกชิ้นใหญ่ก็อาจจะต้องกรีดแผลให้ใหญ่ขึ้นแล้วใส่สกรูพิเศษเข้าไปในแผลที่กรีดเพื่อยึดกระดูกที่หักเข้าด้วยกัน



รูปที่ 2.11 การรักษาแบบผ่าตัด(ซ้ำ)กระดูกหักแบบมีการเคลื่อนตัว (ขวา)รอยแตกมีระยะแคบลง และกระดูกอยู่ตำแหน่งที่ถูกต้องจากการยึดด้วยสกรู

(ที่มา : <https://orthoinfo.aaos.org>)

Open reduction and internal fixation (ORIF) ผ่าตัดเปิดแผลเพื่อจัดเรียงกระดูกคืนตำแหน่งที่ถูกต้อง แล้วยึดด้วยแผ่นเพลตและสกรู



รูปที่ 2.12 กระดูกถูกจัดเรียงตามตำแหน่งแล้วยึดด้วยแผ่นเพลตและสกรู

(ที่มา : <https://orthoinfo.aaos.org>)

2.6 กระบวนการฟื้นฟูร่างกายหลังการผ่าตัด

ความก้าวหน้าของทั้งการรักษาแบบไม่ผ่าตัดและการผ่าตัดเพื่อจัดชั้นส่วนกระดูก Calcaneus รวมถึงการยึดตรึงกระดูกแบบดั้งเดิมและกฎเกณฑ์การเคลื่อนไหวช่วงแรกเพื่อฟื้นฟูร่างกาย ในความจริงกฎเกณฑ์ของการรักษาแบบไม่ผ่าตัดและแบบผ่าตัดมีความคล้ายคลึงกัน ด้วยเหตุนี้กระบวนการฟื้นฟูร่างกายในช่วงที่ 2 และ 3 ของกฎเกณฑ์การเคลื่อนไหวช่วงแรกเพื่อฟื้นฟูร่างกายหลังการรักษาแบบไม่ผ่าตัดหรือการผ่าตัดนั้นสามารถเปรียบเทียบและอธิบายได้ดังนี้

ช่วงที่ 1 : สัปดาห์ที่ 1- 4

เป้าหมาย

- 1) ควบคุมอาการบวม น้ำ และความเจ็บปวด
- 2) ป้องกันการแตก ร้าว หรือ สูญเสีย การ รักษา เสถียรภาพ ของ การ ผ่า ตัด
- 3) ลด การ สูญ เสีย การ ท างาน และ ความ ทน ทาน ของ ระบบ หัวใจ และ หลอด เลือด

การรักษา

- 1) วางข้อเท้าในตำแหน่งเป็นกลางและบางครั้งบิดข้อเท้าเข้าเล็กน้อย
- 2) หนุนเท้าขึ้นสูง
- 3) นวดเท้าโค้งงอและเคลื่อนไหวข้อเท้า (dorsiflexion และ plantarflexion)-แนะนำ ให้ทำ ตั้งแต่วันแรกหลังการผ่าตัด
- 4) หลังจาก 2-4 วัน ให้ฝึกเดินแบบไม่มีน้ำหนักโดยใช้ราวช่วยเดินหรือการฝึกเดินด้วยค้ำยัน
- 5) สอนการใช้รถวีลแชร์ด้วยตารางการนั่งที่เหมาะสมเพื่อจำกัดเวลาที่เกี่ยวข้องกับการใช้วีลแชร์ในตำแหน่งที่มีแรงโน้มถ่วง
- 6) สอนการออกกำลังกายแบบครอบคลุมและออกกำลังกายที่หัวใจและหลอดเลือดโดยใช้แขนขาส่วนบนและส่วนล่างที่ไม่เกี่ยวข้อง
- 7) เสริมสร้างกล้ามเนื้อข้อที่อยู่ติดกัน (สะโพกและเข่า)

ช่วงที่ 2: สัปดาห์ที่ 5 –8

เป้าหมาย

- 1) ควบคุมอาการบวม น้ำ และความเจ็บปวดที่เหลืออยู่หรือตกค้าง
- 2) ป้องกันการบาดเจ็บซ้ำ หรือภาวะแทรกซ้อนของการแตกหักโดยการรับน้ำหนักได้อย่างปลอดภัย
- 3) ป้องกันการหดตัวและเคลื่อนไหวอีกครั้งที่ข้อต่อข้อเท้า/เท้า
- 4) ลดการสูญเสียการทำงานและความทนทานของระบบหัวใจและหลอดเลือด

การรักษา

- 1) หนุนเท้าสูง, ประคบเย็น และการบีบนิ้วตามความจำเป็นสำหรับเกี่ยวข้องกับท่อนล่าง

2) หลังจาก 6-8 สัปดาห์ให้ฝึกใช้ไม้ค้ำยัน หรือเครื่องช่วยเดิน

3) เริ่มต้นการออกกำลังกายที่ใช้แรงและช่วงของการเคลื่อนไหวเพื่อฟื้นตัวและรักษาการเคลื่อนไหวที่ข้อต่อทั้งหมด: ข้อต่อกระดูกเชิง, subtalar, midtalar และนิ้วเท้ารวมถึงช่วงการเคลื่อนไหวที่เคลื่อนไหวในปริมาณมากและการออกกำลังกายแบบมีมิติเท่ากันหรือแบบต้านทาน

4) ความคืบหน้าและติดตามการออกกำลังกายก่อนนอน และออกกำลังกายที่หัวใจและหลอดเลือดอย่างครอบคลุม

ช่วงที่ 3: สัปดาห์ที่ 9-12

เป้าหมาย

- 1) ความคืบหน้าของสถานการณ์รับน้ำหนัก
- 2) เดินปกติทุกพื้นผิว
- 3) ฟื้นคืนการเคลื่อนไหวเต็มรูปแบบ
- 4) ฟื้นคืนความแข็งแรง
- 5) อนุญาตให้กลับสู่สถานการณ์ทำงานก่อนหน้า

การรักษา

- 1) หลังจาก 9-12 สัปดาห์ สอนการลงน้ำหนักแบบแบกน้ำหนักเต็มปกติพร้อมอุปกรณ์ช่วยเหลือที่เหมาะสมตามความจำเป็น
- 2) ติดตามความคืบหน้าและติดตามความสามารถของข้อต่อ subtalar ในการปรับตัวให้เข้ากับทุกพื้นผิวรวมถึงพื้นผิวที่มีระดับและไม่สม่ำเสมอ
- 3) การเคลื่อนไหวข้อต่อไปยังข้อต่อHypomobile ทั้งหมด รวมถึง: tibiotalar, subtalar, midtarsal และข้อต่อนิ้วเท้า
- 4) การเคลื่อนย้ายเนื้อเยื่ออ่อนไปยังเนื้อเยื่อhypomobile ของ gastrocnemius complex, plantar fascia หรือเนื้อเยื่ออื่นที่เหมาะสม
- 5) การเสริมความแข็งแรงของกล้ามเนื้อgastrocnemiusผ่านการใช้รอก, การออกกำลังกายแบบใช้น้ำหนัก, การเดินแบบใช้เท้าเหยียบ, บันไดขึ้น/ลง, การกระโดดข้ามหรือการออกกำลังกาย plyometric อื่นๆ, การออกกำลังกายในสระ และกิจกรรมปีนเขาอื่นๆ
- 6) โปรแกรมหรือกิจกรรมการเสริมสร้างการทำงานของกล้ามเนื้อเพื่อให้กลับไปทำงานได้ระหว่าง 13-52 สัปดาห์

2.7 ทฤษฎีความเครียดของการฟื้นฟู

การติดกันของกระดูกจะไม่เกิดขึ้นเมื่อมีความเครียดมากเกินไประหว่างรอยแตกของกระดูก (มีการเคลื่อนที่เยอะเกินไป) ร่างกายจะสร้าง Soft Callus (กระดูกเกิดใหม่หลังการหัก) มากขึ้นเพื่อลดค่าความเครียดที่เกิดขึ้น จากการอธิบายของPerrenความเครียดบริเวณรอยหักของกระดูกจะกระตุ้นการสร้าง Soft Callus และเมื่อ Soft Callus เพิ่มขึ้น รอยแตกของกระดูกจะเคลื่อนที่น้อยลง ทำให้ความเครียดน้อยลงด้วย และทำให้เกิดการเชื่อมติดกันของกระดูก เปลี่ยนจากSoft Callus เป็น Hard Callusทฤษฎีนี้จะไม่ค่อยได้ผลเมื่อรอยแตกแคบ ดังนั้นจึงมักเกิดกับรอยแตกแบบเดี่ยวที่มีค่าความเครียดสูง และรอยแตกหลายที่ ซึ่งสามารถกระจายการเคลื่อนที่ไปยังรอยแตกที่จุดต่างๆได้ทำให้เกิดค่าความเครียดในแต่ละรอยแตก ส่งผลให้Soft Callus มีการเชื่อมติดกันของกระดูกและเติบโตเต็มที่ความล้มเหลวของการฟื้นฟู

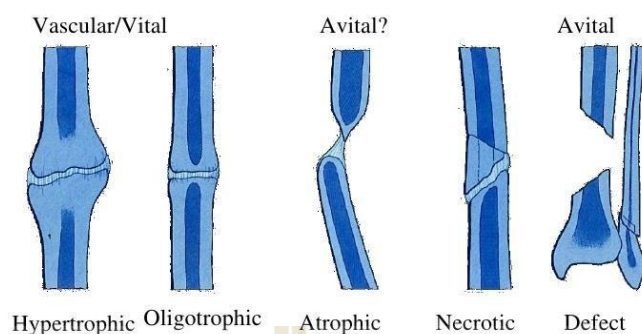
2.7.1 ค่าความเครียดมากเกินไป

- 1) ความไม่มั่นคงสูงจากช่องว่างของรอยแตก หรือลักษณะการยึดตรึงกระดูก
- 2) ปลายกระดูกเกิดการบานออก(Hypertrophic nonunion)
- 3) รักษาโดยการเพิ่มความมั่นคง เพื่อลดค่าความเครียด
- 4) Callusจะเชื่อมต่อและเติบโตเต็มที่

2.7.2 ค่าความเครียดน้อยเกินไป

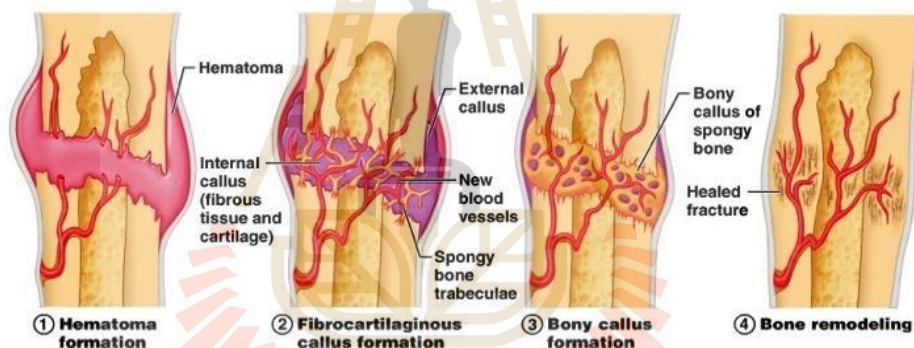
- 1) ช่องว่างของรอยแตกใหญ่เกินไป หรือการยึดตรึงกระดูกเข้มงวดเกินไป
- 2) Callus ไม่เกิด หรือเกิดน้อย
- 3) ปลายกระดูกลีบ(Atrophic nonunion)
- 4) รักษาโดยการลดความมั่นคง เพื่อให้เกิดการสร้าง Callus
- 5) OR Eliminate ช่องว่างรอยแตกเพื่อให้เกิดความเครียด และเกิดการฟื้นฟูเบื้องต้น

TYPES OF NON UNION



รูปที่ 2.13 ชนิดการติดของกระดูกแบบ Non Union

(ที่มา : orthopaedicprinciples.com)



รูปที่ 2.14 Fracture Healing

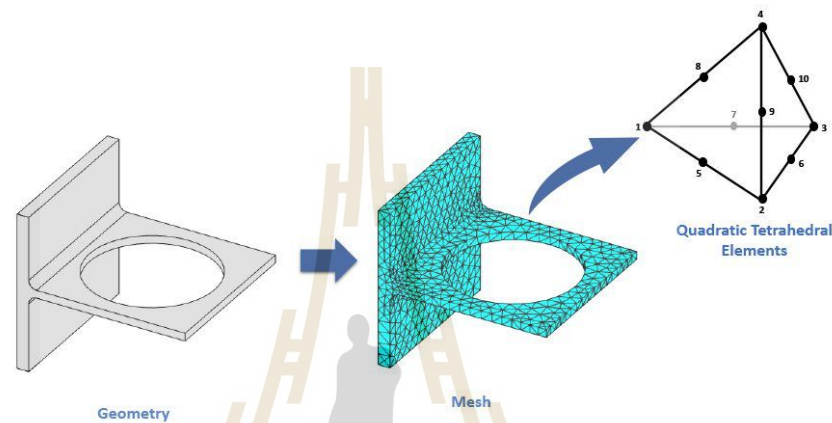
(ที่มา : www.orthobullets.com)

2.8 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) เป็นวิธีการยอดนิยมในการแก้สมการเชิงอนุพันธ์เชิงตัวเลขที่เกิดขึ้นในการสร้างแบบจำลองทางวิศวกรรมและคณิตศาสตร์ ปัญหาทั่วไปที่น่าสนใจ ได้แก่ การวิเคราะห์โครงสร้าง, การถ่ายเทความร้อน, การไหลของของไหล, การสั่นสะเทือน และแม่เหล็กไฟฟ้า FEM เป็นวิธีการเชิงตัวเลขทั่วไปสำหรับการแก้สมการเชิงอนุพันธ์ย่อยในตัวแปรปริภูมิสองหรือสามตัวแปร (เช่น ปัญหาค่าขอบเขตบางอย่าง) เพื่อแก้ปัญหา FEM จะแบ่งระบบขนาดใหญ่ออกเป็น ส่วนย่อยๆ ที่เรียกว่าไฟไนต์เอลิเมนต์ สิ่งนี้สามารถทำได้โดยการแบ่งแยกพื้นที่โดยเฉพาะในมิติอวกาศ ซึ่งดำเนินการโดยการสร้างตาข่ายของวัตถุ: โดเมนตัวเลขสำหรับการแก้ปัญหา ซึ่งมีจุดจำนวนจำกัด การกำหนดวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของปัญหาค่าขอบเขตส่งผลให้เกิดระบบสมการพีชคณิต

ในที่สุด วิธีการนี้ประมาณค่าฟังก์ชันที่ไม่รู้จักบนโดเมน สมการง่ายๆ ที่จำลององค์ประกอบไฟไนต์เหล่านี้จะถูกประกอบเข้าเป็นระบบสมการที่ใหญ่กว่าซึ่งเป็นแบบจำลองของปัญหาทั้งหมด จากนั้น FEM จะประมาณวิธีแก้ปัญหาลดฟังก์ชันข้อผิดพลาดที่เกี่ยวข้องให้เหลือน้อยที่สุดผ่านแคลคูลัสของการแปรผัน

การศึกษาหรือวิเคราะห์ปรากฏการณ์ด้วย FEM มักเรียกว่าการวิเคราะห์องค์ประกอบไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEA)



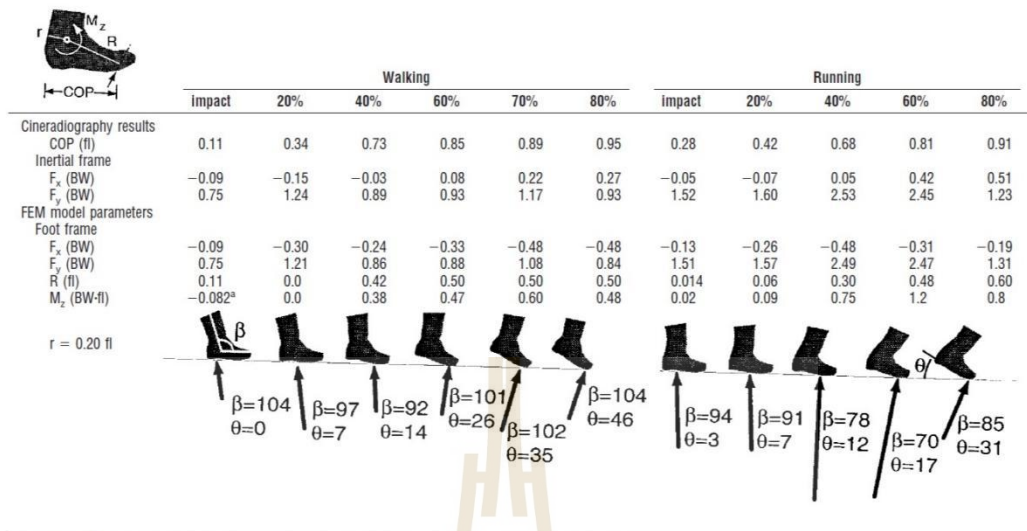
รูปที่ 2.15 การแยกส่วนทางเรขาคณิตสำหรับการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

(ที่มา: <https://www.mathworks.com/discovery/finite-element-analysis.html>)

2.9 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.9.1 งานวิจัยเกี่ยวกับแรงที่กระทำขณะอยู่ในวัฏจักรการเดิน

Virginia, et al.(2000) ได้ทำการศึกษาเพื่อประเมินการมีส่วนร่วมของเหตุการณ์ที่แรงกระทำต่างกับผลลัพธ์แรงจากการสัมผัสสองข้อต่อ, เอ็นยึด และ เส้นเอ็น และค่าความเค้นของกระดูก

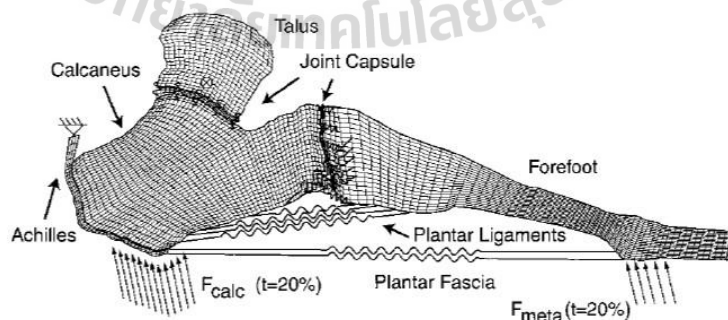


COP, center of pressure; F_x, horizontal reaction force; F_y, vertical reaction force; M_z, moment about the ankle joint.
^a The Achilles tendon is slack at impact.

รูปที่ 2.16 ผลลัพธ์สำหรับตัวแปรจลนศาสตร์และจลนศาสตร์แสดงไว้ได้แก่ β และการงอข้อเท้า และมุมของเท้า-กราวด์ พารามิเตอร์จากการวิเคราะห์ FEM คือการแปลง GRF ไปที่โครงสร้างเท้า, โมเมนต์ข้อเท้า, โมเมนต์ GRF, R และแกนโมเมนต์เอ็นร้อยหวาย, r.

(ที่มา : Virginia, et al.,2000)

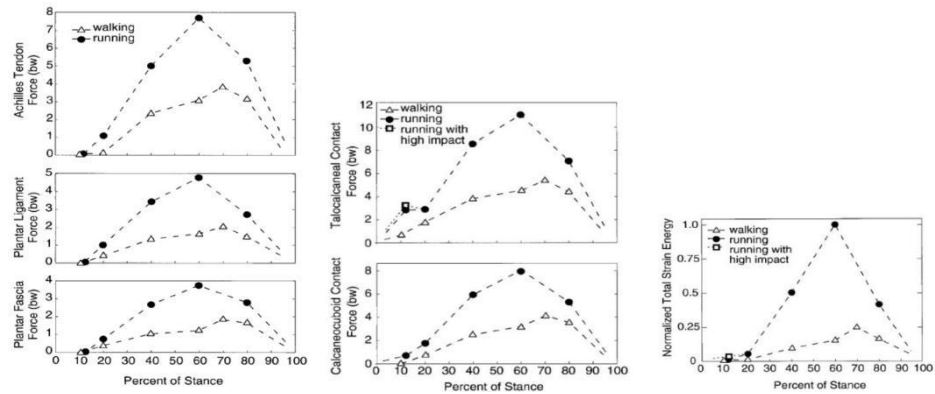
มีการนำข้อมูลจากคนธรรมดาซึ่งเป็นผู้ชาย น้ำหนัก 675 N ส่วนสูง 1.73 m ความยาวเท้า 0.24 m นำมาสร้างแบบจำลองเพื่อวิเคราะห์แรง



รูปที่ 2.17 แบบจำลอง FEM และ เส้นไขข้อขบเขต

(ที่มา : Virginia, et al.,2000)

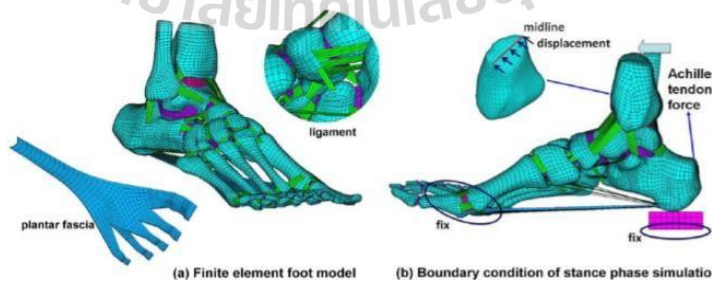
ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้ออกมาเป็นแรง(Body weight) ต่อ เปอร์เซ็นต์ของวัฏจักรการเดิน



รูปที่ 2.18 แรงลัพธ์ที่แต่ละจุดของท่าทางการเดิน (ซ้าย)แรงในเอ็นร้อยหวาย, เอ็นฝ่าเท้า และพังผืดบริเวณฝ่าเท้าตามแบบจำลอง FEM ระหว่างเดิน วิ่งและการวิ่งที่มีแรงกระแทกสูง (กลาง)แรงลัพธ์ที่ผ่าน talocalcaneal และ ข้อต่อ calcaneocuboid ตามแบบจำลอง FEM ระหว่างเดิน, วิ่งและการวิ่งที่มีแรงกระแทกสูง (ขวา)แบบจำลองการคาดการณ์ของพลังงานความเครียดทั้งหมดใน calcaneus ระหว่างเดิน, วิ่งและการวิ่งที่มีแรงกระแทกสูง

(ที่มา : Virginia, et al.,2000)

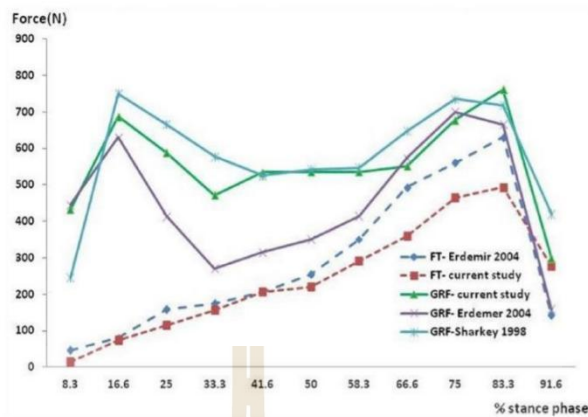
Chen, Y.-N, et al.(2014) ได้ทำการศึกษาโดยมีจุดประสงค์คือการสร้างโมเดลเท้าด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อทำโมเดลรูปแบบสามมิติ ประกอบด้วยพังผืดฝ่าเท้าแบบเป็น Solid และเอ็นเยื่อหุ้มเปลือกเพื่อตรวจสอบพฤติกรรมของพังผืดฝ่าเท้าตลอดระยะเวลาของการเดินปกติ และจุดประสงค์รองคือเปรียบเทียบผลการวิจัยจากศพในอดีตที่วัดค่าความตึงเครียดในพังผืดฝ่าเท้าโดยตรง สันนิษฐานว่าความเครียดบริเวณพังผืดที่ฝ่าเท้าจะสูงกว่าที่ท่า Pre swing มากกว่า Midstance ระหว่างการเดินโมเดลถูกสร้างขึ้นจากการใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของชายวัย 30 ปี โดยไม่มีประวัติอาการบาดเจ็บที่ร่างกายท่อนล่างซึ่งจะส่งผลต่อการเดิน(ส่วนสูง 170 cm น้ำหนัก 70 kg)



รูปที่ 2.19 แบบจำลองที่ใช้ (a)โมเดลแบบจำลองเท้าระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบด้วยเปลือกกระดูก, กระดูกอ่อน, เอ็นเยื่อหุ้มเปลือก และพังผืดฝ่าเท้า (b) ขอบเขตเงื่อนไขของการจำลองช่วงการเดิน

(ที่มา : Chen, Y.-N, et al.,2014)

ซึ่งเมื่อได้ผลลัพธ์ออกมาแล้วนำค่ามาเปรียบเทียบกับงานวิจัยในอดีต



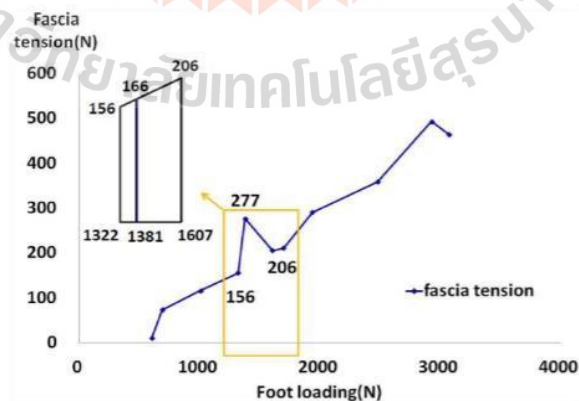
รูปที่ 2.20 ความสัมพันธ์ระหว่างความตึงของพังผืดกับความตึงของฟังก์กับแรงที่เท้า

(ที่มา : Chen,Y.-N, et al.,2014)

Time (% stance phase)	8.3	16.6	25	33.3	41.6	50	58.6	66.6	75	83.3	91.6
Applied Achilles tendon force (N)	0	0	210	420	528	560	700	980	1225	1120	509
Reaction force on superior surface of tibia and fibula (N)	604	692	797	902	1079	1139	1238	1502	1850	1810	872
Ground reaction force (N)	758	687	587	471	534	536	535	551	678	762	299
Plantar fascia tension (N)	29	73	116	159	206	221	291	359	464	493	277
Peak von Mises stress (MPa)	1.46	11.78	12.44	15.3	20.4	22.3	29.35	36.19	47.82	50.83	26.8

ตารางที่ 1.1 แรงของเส้นเอ็นเอ็นห้วยและผลลัพธ์ของแรงลัพท์บริเวณผิวบนของกระดูก Tibia และ Fibula,Ground Reaction Force, ความตึงของพังผืด, Fascia Peak von Mises Stress ของการศึกษานี้

(ที่มา : Chen,Y.-N, et al.,2014)



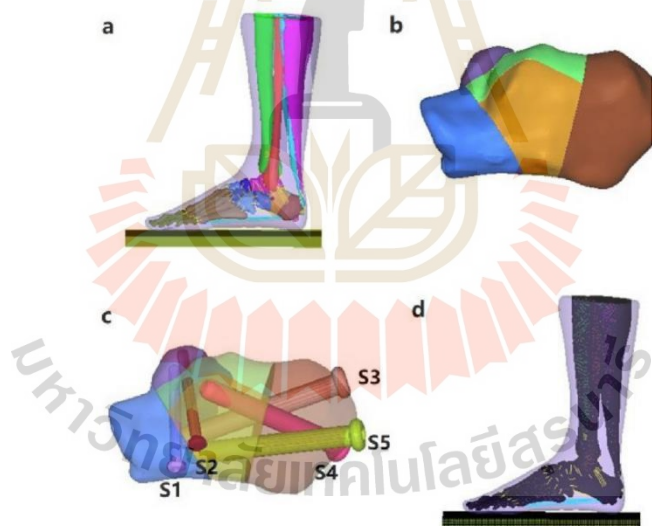
รูปที่ 2.21ความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่เท้า(แรงของเส้นเอ็นร้อยหวายและผลลัพธ์ของแรงลัพท์บริเวณผิวบนของกระดูก Tibia และ Fibula) และความตึงของพังผืด

(ที่มา : Chen,Y.-N, et al.,2014)

ได้ข้อสรุปว่าแบบจำลองเท้า FE ที่นำเสนอสามารถจำลองพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ของพังผืดฝ่าเท้า ระหว่างท่าทางการเดิน เราสามารถแสดงให้เห็นถึงความตึงเครียดที่เพิ่มขึ้นและแรงกดสูงสุดของพังผืด ระหว่างท่าทางการเดินและในช่วงตั้งแต่Midstanceถึง Pre Swingจากการค้นพบดังกล่าว การลดแรง เอ็นร้อยหวายและการปรับของรูปแบบการเดิน เช่น เดินด้วยความเร็วต่ำเพื่อลดสั่นเท้า ระดับความสูง หรือสวมรองเท้าโยกด้านล่างอาจลดภาระพังผืดฝ่าเท้า

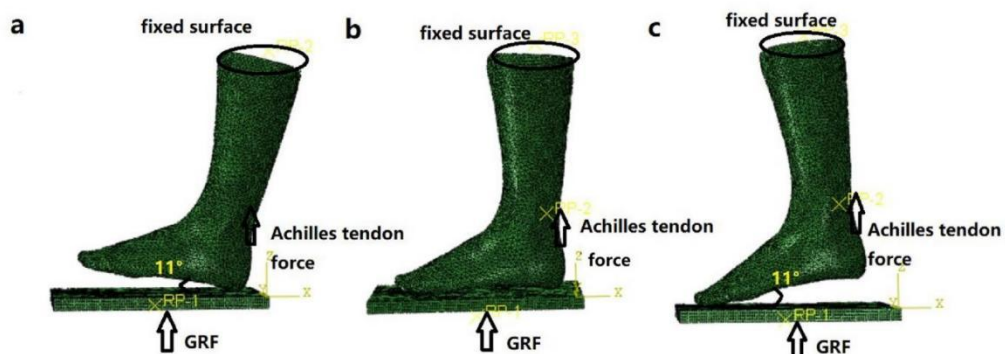
2.9.2 งานวิจัยที่เกี่ยวกับแรงกระทำในระยะแรกของการพินตัว

Haowei Zhang, et al.(2020) มีจุดประสงค์คือสร้างแบบจำลอง FE ของคอมเพล็กซ์เท้าข้อเท้าและปรับเปลี่ยนเป็นรูปแบบการแตกหักด้วย MIF(Minimally invasive fixation)และ ขับเคลื่อนการจำลองด้วยขอบเขตและเงื่อนไขการโหลดของท่ายืนและท่าเดินที่สมดุล การกระจาย ความเครียดที่คาดการณ์ไว้ การเคลื่อนที่แตกหัก มุมของโบเลอร์(Bohler's angle)และมุมของจิสแซน (Gissane's angle) ประเมินและเปรียบเทียบระหว่างกระดูกสันเท้าที่ไม่บอบสลายกับแบบที่แตกหัก โมเดลที่มีขั้นตอน MIF เราตั้งสมมติฐานว่าผลลัพธ์ของสิ่งเหล่านี้ตัวแปรเป็นลบและอาจแนะนำ ว่าการ รับน้ำหนักในช่วงต้นการพินฟูสมรรถภาพถือว่าไม่เหมาะสม



รูปที่ 2.22แบบจำลองทางเรขาคณิตของ: (ก) เชิงซ้อนของขา-ข้อเท้า-เท้า; (ข) การแตกหักของ แคลเซียมและ (ค) การตรึงกระดูกหัก (ด) คอมเพล็กซ์ขา-ข้อเท้า-เท้าด้วยการสร้างmesh

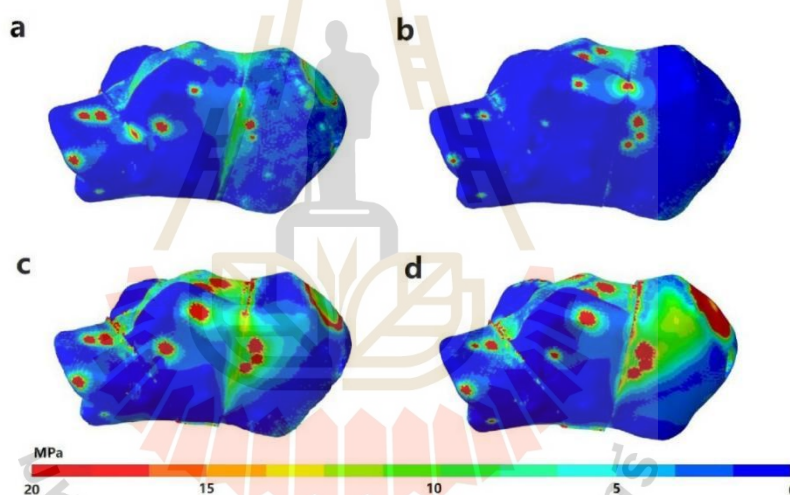
(ที่มา : Haowei Zhang, et al.,2020)



รูปที่ 2.23 เงื่อนไขการรับภาระและขอบเขตของ

(a) heel-strike instant; (b) balanced standing และ midstance (c) push-off instant

(ที่มา : Haowei Zhang, et al.,2020)



รูปที่ 2.24 Von Mises Stress ของการยึดแบบ MIF

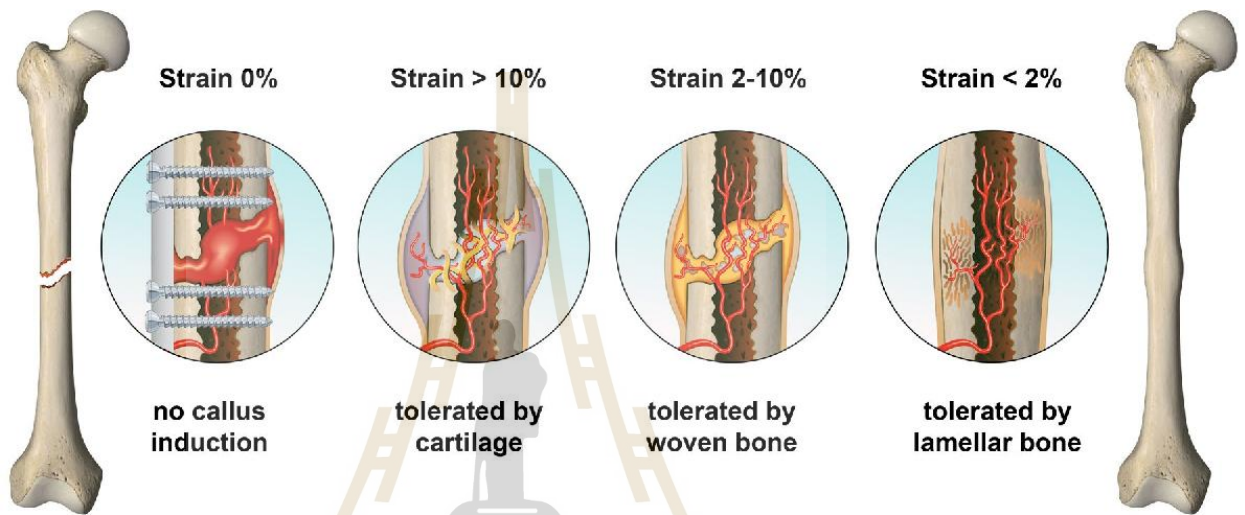
(a) balanced standing(b) heel-strike instant (c) midstance (d) push-off instant

(ที่มา : Haowei Zhang, et al.,2020)

ได้ข้อสรุปว่าเมื่อเปรียบเทียบกับกระดูกสันเท้าที่ปกติกระดูกสันเท้าที่แตกหักภายหลังยึดแบบ MIF มีความเข้มข้นค่าความเครียดของเอ็นไขว้หน้าและด้านหลังมากขึ้น เส้นเอ็น peri-calcaneus คือ เส้นเอ็นร้อยหวายและพังผืดฝ่าเท้าช่วยรักษาเสถียรภาพของกระดูกสันเท้าหลังจาก MIF และทนต่อความเครียดสูง สิ่งเหล่านี้จะทำให้เกิดความเครียดแตกหักที่ plantar fasciitis และภาวะแทรกซ้อนอื่น ๆ ดังนั้นควรหลีกเลี่ยงการฟื้นฟูสมรรถภาพการรับน้ำหนักในระยะแรกหลัง MIF

2.9.3 งานวิจัยที่เกี่ยวกับการฟื้นตัวของกระดูก

Stephan M. P. (2002) ได้ศึกษาว่ากระบวนการฟื้นตัวของกระดูกหักนั้นขึ้นกับสภาพแวดล้อมทางชีวกลศาสตร์ ในกรณีที่ยึดกระดูกหักแบบไม่แน่นจนเกินไปจะทำให้เกิดการงอกของกระดูกแคลลัส (Callus) เชื่อมต่อช่องว่างระหว่างรอยแตก ในทางกลับกัน กรณีที่ยึดกระดูกแน่นเกินไปจะทำให้กระดูกแคลลัสเกิดน้อยลง จึงสรุปออกมาเป็นทฤษฎีที่ว่าค่าความเครียดมีผลต่อการเสียรูปนั้น ส่งผลต่อการฟื้นฟูและเสถียรภาพของกระดูกที่ฟื้นตัว



รูปที่ 2.25 Perren's Strain Theory

(ที่มา :V Glatt, et al.,2021)

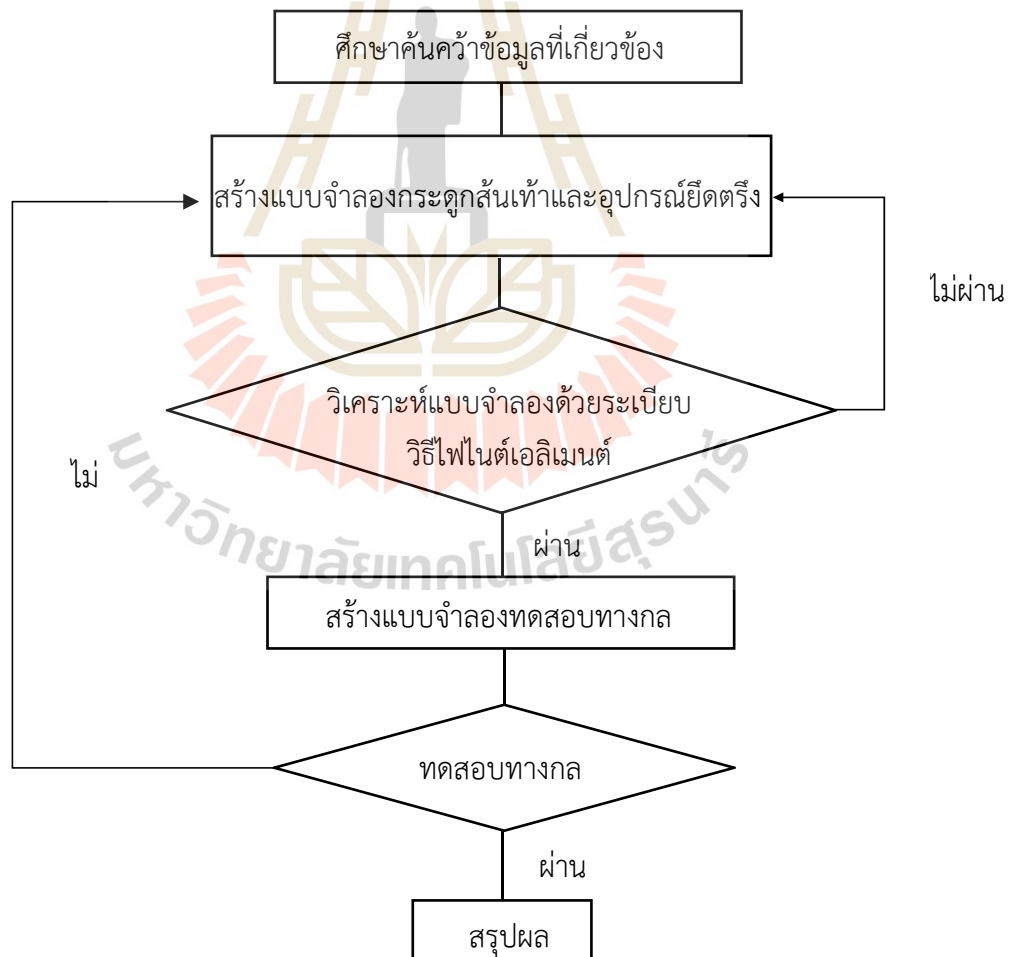
บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 บทนำ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการวิเคราะห์แบบจำลองภายใต้การทดสอบแบบพลวัต โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์แบบจำลองและสร้างแบบจำลองเพื่อทดสอบสมบัติทางกล โดยมีขั้นตอนการศึกษาและแผนผังขั้นตอนวิธีการดำเนินการวิจัยแสดงตามรูปที่

3.1



รูปที่ 3.1 แผนผังขั้นตอนวิธีการดำเนินการวิจัย

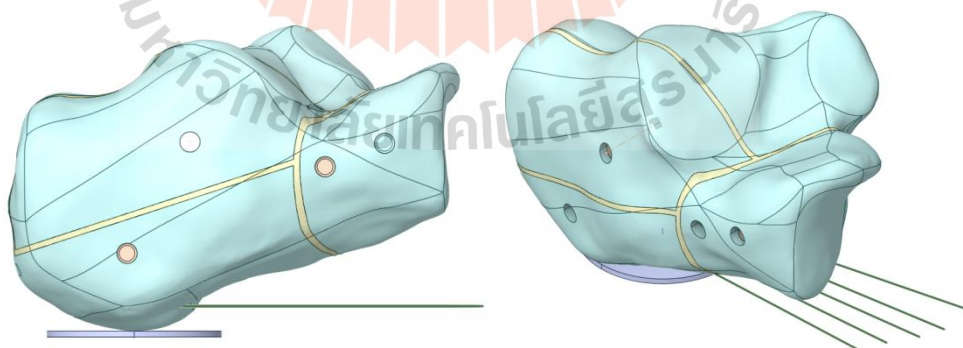
3.2 แบบจำลองกระดูกสันเท้าในโปรแกรมคอมพิวเตอร์

อุปกรณ์ยึดตรึงที่ใช้ในงานวิจัยเป็นลักษณะแบบplate fixation ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่โรงพยาบาลสั่งซื้อจากบริษัทที่นำอุปกรณ์เข้ามาจากต่างประเทศ อุปกรณ์จึงมีราคาสูงและไม่เหมาะที่จะนำมาทดสอบเพราะในสถานการณ์จริงไม่สามารถตรวจหาค่าความเค้นหรือความเครียดที่เกิดขึ้นจริงของผู้เข้ารับการรักษาได้ การสร้างแบบจำลองขึ้นมาจึงมีความเหมาะสมและสามารถหาผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นได้ดีกว่าเมื่อนำค่าคุณสมบัติวัสดุที่ใกล้เคียงกระดูกและอุปกรณ์ยึดตรึงนำมาทำแบบจำลองในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยการจำลองจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ

1. กระดูกสันเท้า โดยแบ่งออกเป็น ส่วนของกระดูกสันเท้าที่มีรอยแตกและมีการงอกของกระดูก Callus ระหว่างช่องว่างแล้ว และ ส่วนของเส้นเอ็นที่ยึดติดกับนิ้วเท้า (Plantar Fascia)
2. แผ่นเพลตและสกรู โดยจะมีแผ่นเพลต 3 แบบ คือแบบ 5, 6 และ 7 รู ส่วนของสกรูจะมีส่วนของหัวสกรูที่เป็นเกลียวเพื่อสวมเข้ากับแผ่นเพลตให้แน่น (Locking Screw)

3.2.1 การสร้างแบบจำลองกระดูกสันเท้าหัก

กระดูกสันเท้าได้ถูกจำลองขึ้นโดยใช้ผลการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT Scan) ของชาย อายุ 36 ปี น้ำหนัก 70 กก. โดยที่กระดูกสันเท้าไม่เคยมีการแตกหักมาก่อนและไม่ได้เป็นโรคกระดูกพรุน เพื่อทำการจำลองกระดูกสันเท้าของคนปกติผ่านโปรแกรม Mimic 21.0 และ Geomagic Design X ก่อนจะทำการตัดให้เป็นลักษณะรอยแตกแบบ Tongue Type โดยในส่วนของเนื้อกระดูกสามารถแบ่งเป็น 3 ส่วนหลักๆ คือ 1.Cortical Bone กระดูกชั้นนอกที่มีความแข็งมากที่สุด 2. Cancellous Bone กระดูกชั้นในที่มีความแข็งรองลงมา 3.Callus กระดูกที่งอกใหม่ระหว่างรอยแตก มีความแข็งน้อยที่สุด

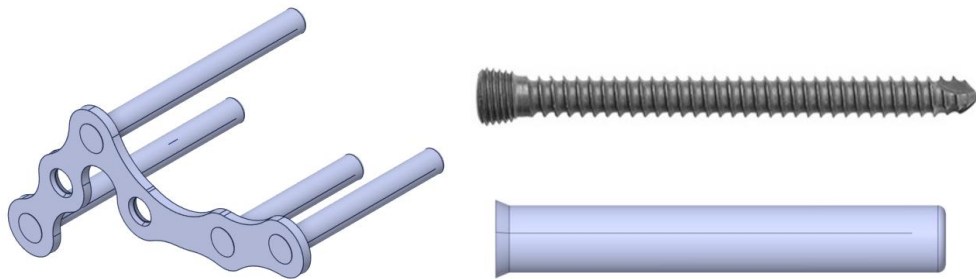


รูปที่ 3.2 แบบจำลองกระดูกสันเท้าที่มีPlantar Fascia

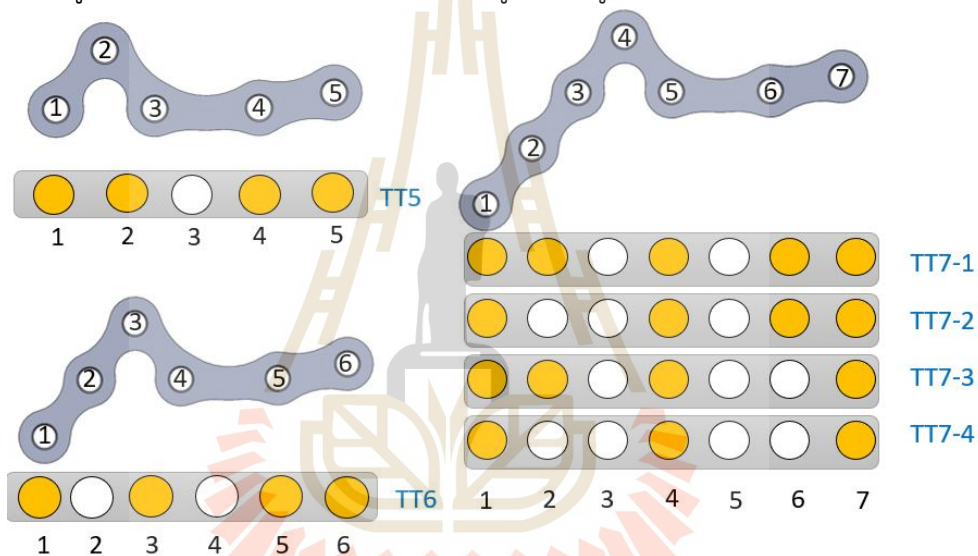
3.2.2 การสร้างแบบจำลองอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกสันเท้าหัก

แผ่นเพลตและสกรูที่นำมาใช้จำลองถูกวัดระยะจากของจริงและจำลองขึ้นมา โดยปรับส่วนของเกลียวให้เป็นแบบเรียบเพื่อลดระยะเวลาของการคำนวณในโปรแกรม และการปรับเกลียว

เป็นแบบเรียบนั้นไม่ส่งผลต่อผลการทดสอบมากนัก แผ่นเพลตที่นำมาใช้นั้น มีแผ่นเพลตแบบ 5,6 และ 7 รู และสกรูมีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 3.5 มม. ความยาว 26, 30 และ 35 มม.



รูปที่ 3.3 แบบจำลองแผ่นเพลตและสกรู โดยสกรูเป็นลักษณะ Locking Screw



รูปที่ 3.4 รูปแบบการยึดของสกรูที่ใส่เข้าแผ่นเพลตทั้ง 5, 6 และ 7 รู

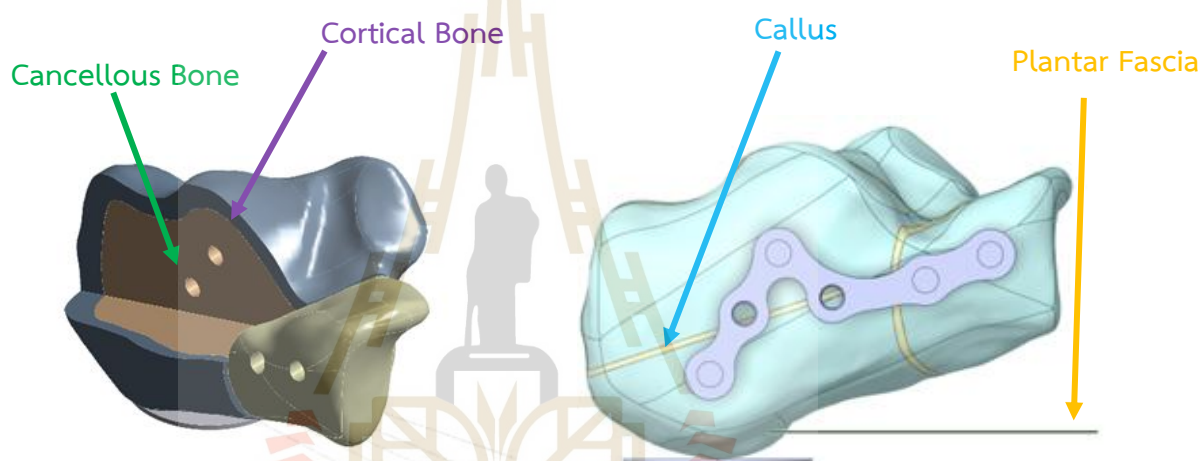
สีเหลือง-ใส่สกรู สีขาว-ไม่ใส่สกรู

3.3 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ

แบบจำลองกระดูกสันเท้าประกอบด้วยกระดูก 3 ชนิด คือ Cortical bone, Cancellous bone และ Callus ในส่วนของอุปกรณ์ยึดตรึง ทั้งเพลตและสกรูเป็น Titanium alloy ส่วนของ Plantar Fascia กำหนดให้มีคุณสมบัติเป็น Truss และฐานให้เป็นวัสดุ Structural Steel สำหรับงานวิจัยนี้กำหนดให้คุณสมบัติทางกลของวัสดุทุกชนิดเป็นแบบ Linear Elastic และมีคุณสมบัติทางกายภาพแบบ Isotropic โดยวัสดุที่ใช้ในงานวิจัยมีค่าสมบัติทางวัสดุที่ใช้ในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ดังตาราง 3.1

ตารางที่ 3.1 สมบัติเชิงกลของวัสดุ

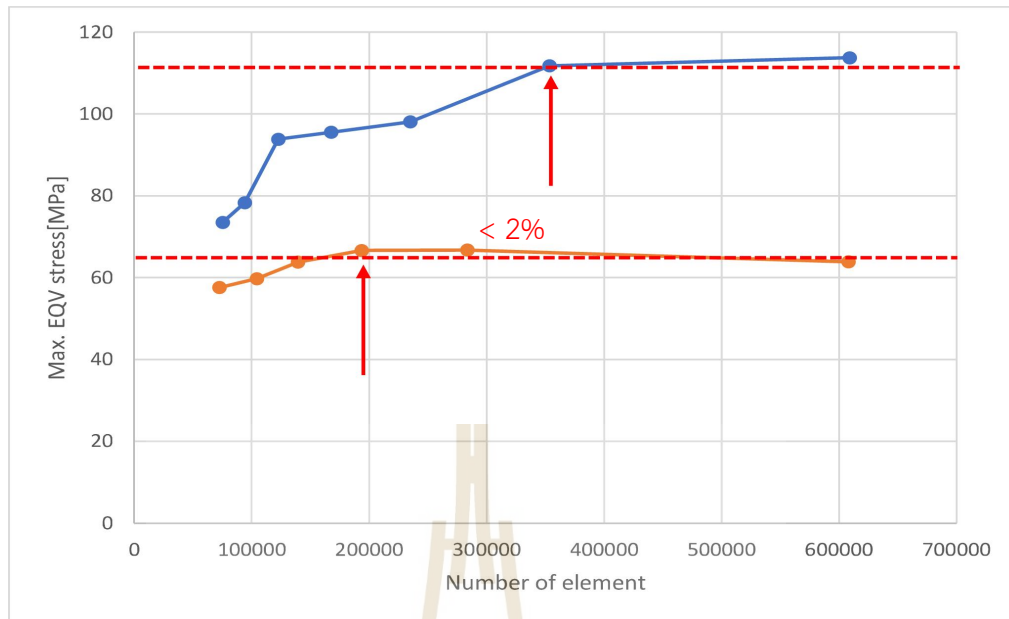
Material	Young's Modulus (MPa)	Poisson ratio	Yield strength (MPa)
Cancellous bone	1,107	0.42	7.5
Cortical bone	1.89×10^4	0.3	115.06 ± 16.36
Callus	28	0.4	-
Plantar Fascia	350	-	-
Titanium alloy	1.16×10^5	0.32	896 to 1034



รูปที่ 3.5 ชื่อของแต่ละส่วนในแบบจำลองกระดูกสันเทา

3.4 การพิจารณาความเป็นอิสระของขนาดเอลิเมนต์

จากการพิจารณาค่าความเค้นที่มากที่สุดของของสองชุดข้อมูลเปรียบเทียบกันจะเห็นว่าต้องมีความเปลี่ยนแปลงค่าความเค้นที่น้อยกว่า 2 เปอร์เซ็นต์ ดังรูปที่ 3-6 โดยมีจำนวนของเอลิเมนต์อยู่ที่ระหว่าง 193,709 to 353,451 เอลิเมนต์ และจำนวนจุด(Nodes) ระหว่าง 316,282 to 564,388 จุด



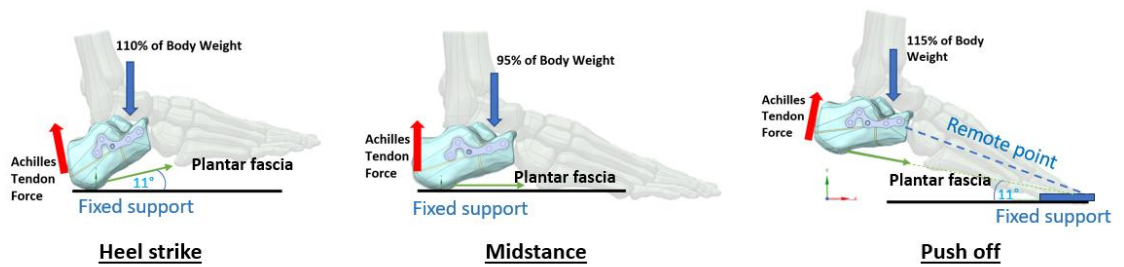
รูปที่ 3.6 รูปกราฟของการทดสอบหาความเป็นอิสระของเอลิเมนต์จากค่าความเค้น

3.5 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต

ในการทดสอบนั้นต้องการหาผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นในช่วงการการเดิน โดยในงานวิจัยนี้จะใช้ 3 ช่วง คือ Push-off, Midstance และ Heel strike องศาของฝ่าเท้าที่ต่างกันของแต่ละท่าทางคือ -11° , 0° , $+11^{\circ}$ โดยแรงที่คำนวณจะคำนวณดังตารางที่ 3.2 โดยจะมีแรงจากส่วนของ Achilles Tendon ที่จะกระทำอยู่ด้านหลังของกระดูกสันเท้า, แรงสะท้อนกลับจากพื้น (Ground Reaction Force) ที่ จะกระทำที่ Subtalar Joint ในกรณีของท่า Midstance จะมีการกระจายแรงทั้งส่วนหน้าและหลัง ของเท้า แรงที่กระจายไปบริเวณกระดูกสันเท้าจะนับเป็น 40% ของภาระทั้งหมด และในส่วนของ Plantar Fascia นั้นจะใช้การยึดที่ส่วนปลาย และใช้คุณสมบัติวัสดุเป็น Truss

ตารางที่ 3.2 ภาระในช่วงการเดินที่นำมาใช้ในงานวิจัย

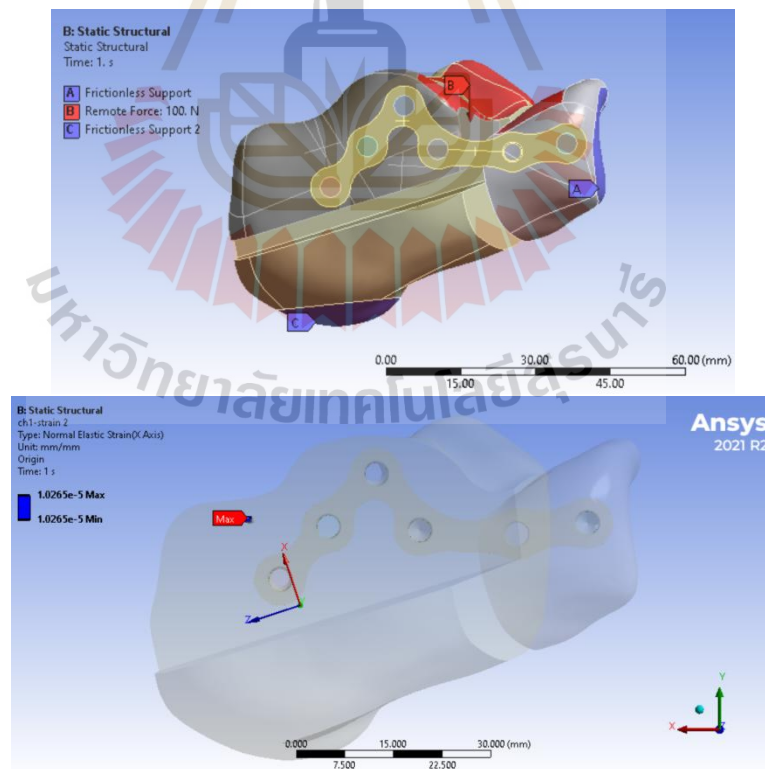
Force \ Stance	Heel Strike[N]	Midstance[N]	Push Off[N]
Achilles Tendon	480	550	1100
GRF	770 (110%BW)	665 (95%BW)	805 (115%BW)
Plantar fascia	Truss element (Tension/compression)		



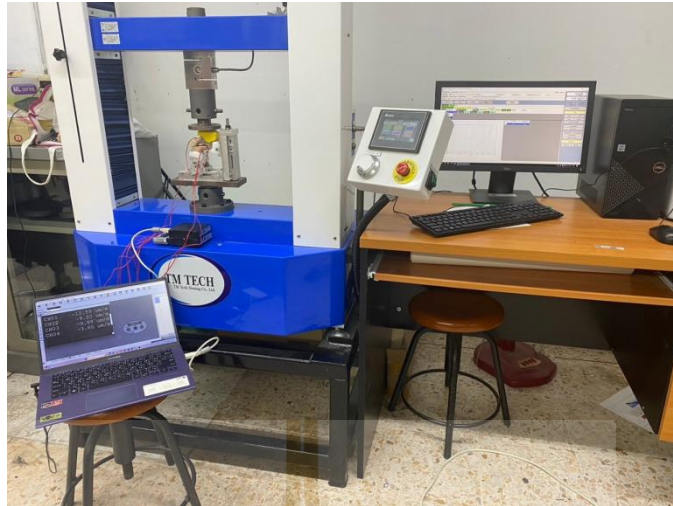
รูปที่ 3.7 เงื่อนไขภาระในท่าทางการเดิน

3.6 การตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

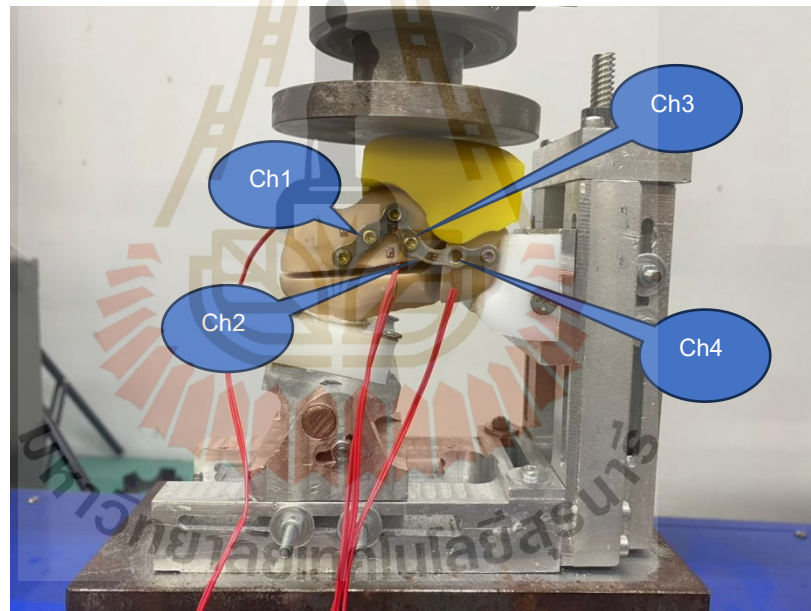
ในการวิจัยนี้ใช้การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ดังนั้นในการทดสอบความถูกต้องของโปรแกรมที่ใช้ จึงใช้การทดสอบทางกลในการเปรียบเทียบความแม่นยำของโปรแกรม ซึ่งได้ทำการออกแบบการทดสอบที่แรงกด 100 นิวตัน และตรวจวัดค่าความเครียดที่ตำแหน่งต่างๆ ทั้งหมด 4 จุด วัสดุที่ใช้ในการหล่อกระดูกสันเท้าเพื่อทำการทดสอบทางกลเป็น SG ($E=1500 \text{ MPa}$ $\nu=0.3$) จากรูปที่ 3.11 แสดงให้เห็นว่าค่าความเครียดมีค่าใกล้เคียงกัน โดยมีค่าความผิดพลาดอยู่ที่ 9.74%



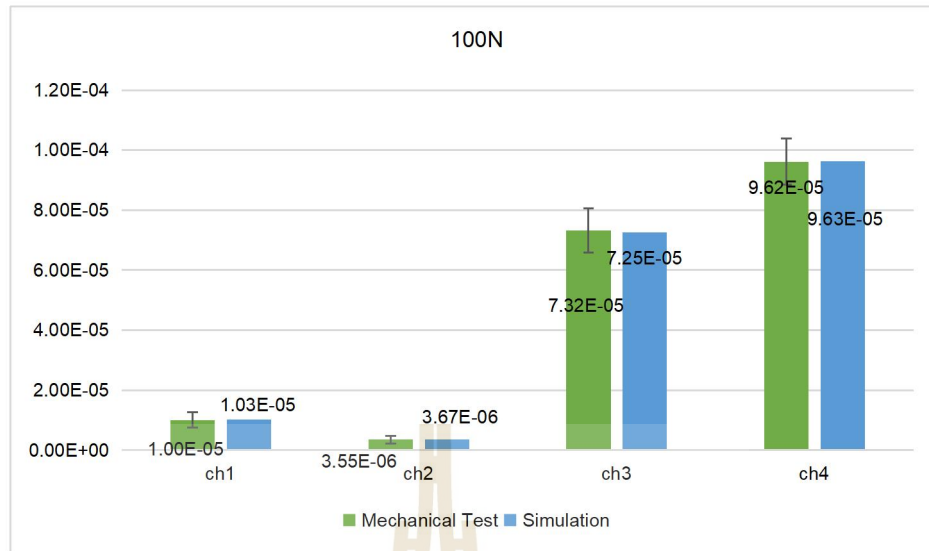
รูปที่ 3.8 แบบจำลองกระดูกสันเท้าในโปรแกรมและตัวอย่างค่าความเครียดที่ได้จากโปรแกรม



รูปที่ 3.9 การทดสอบทางกลด้วยเครื่อง UTM



รูปที่ 3.10 แบบจำลองกระดุกเส้นเท้าที่ใช้ในการทดสอบเชิงกล



รูปที่ 3.11 กราฟเปรียบเทียบผลการคำนวณจากโปรแกรมเทียบกับการทดสอบทางกล

บทที่ 4

ผลการดำเนินการวิจัย

4.1 บทนำ

ในผลการดำเนินการวิจัยนั้น จะเสนอผลของการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ภายใต้ภาระท่าทางการเดินเพื่อหาค่าความเค้นของกระดูกสันเท้าและอุปกรณ์ยึดตริง และความเครียดบริเวณรอยแตกที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูก Callus โดยผลของความเค้นและความเครียดดังกล่าวจะถูกนำมาเปรียบเทียบกันระหว่างรูปแบบการยึดสกรูที่แตกต่างกัน 6 รูปแบบ

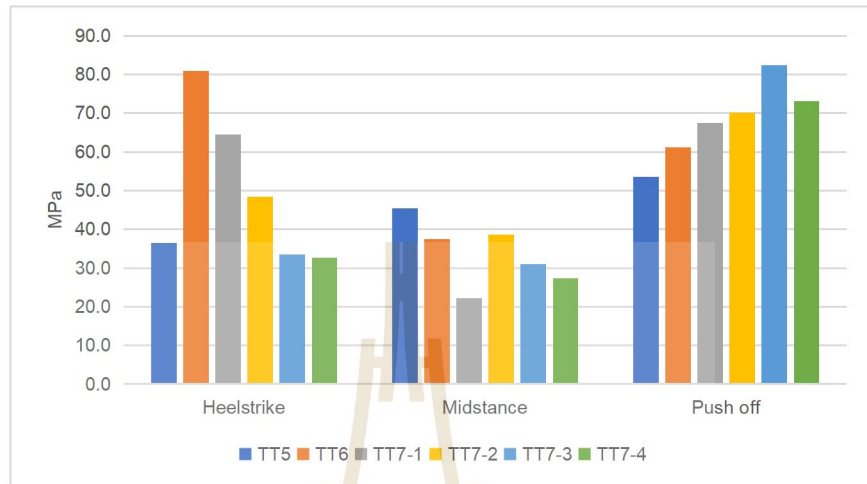
4.2 การวิเคราะห์ค่าความเค้นด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของกระดูกสันเท้าและอุปกรณ์ยึดตริง

จากรูปที่ 4.2 แสดงลักษณะการเกิดความเค้นบริเวณกระดูกสันเท้า เกิดขึ้นบริเวณรูที่ใส่สกรูเข้าไปของกระดูกส่วน Cortical Bone ซึ่งเป็นจุดที่รับภาระเชื่อมต่อระหว่างสกรูและกระดูก โดยค่าความเค้นยิ่งค่ามากก็จะแสดงถึงความเสี่ยงที่จะทำให้วัสดุเกิดการพังเสียหาย

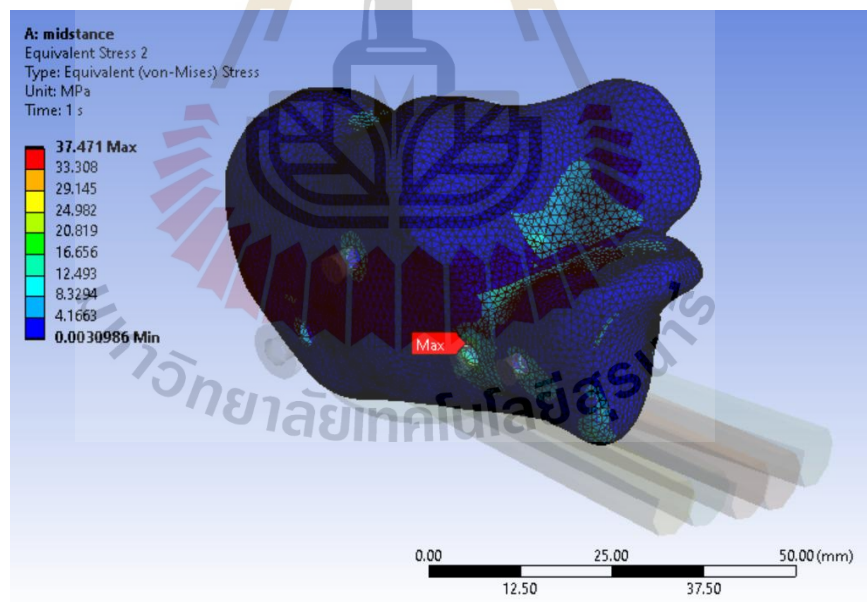
จากรูปที่ 4.1 แสดงกราฟค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดบริเวณกระดูกสันเท้าภายใต้ภาระท่าทางการเดินแต่ละช่วง ในช่วงการเดิน Heel strike ค่าความเค้นสูงสุดจะเกิดที่อุปกรณ์ยึดตริงชนิด 6 รูมีค่าอยู่ที่ 80.9 MPa ในทางกลับกัน ค่าความเค้นสูงสุดในช่วง Midstance ค่าความเค้นสูงสุดจะเกิดที่อุปกรณ์ยึดตริงชนิด 5 รูมีค่าอยู่ที่ 45.4 MPa และในช่วงการเดิน Push-off ค่าความเค้นสูงสุดจะเกิดขึ้นที่อุปกรณ์ยึดตริงชนิด 7 รู มีค่า 82.5 MPa เมื่อเปรียบเทียบทั้ง 3 ช่วงการเดินแล้ว จะเห็นว่าค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นในช่วง Push-off ในรูปแบบอุปกรณ์ยึดตริงแบบ 7 รูและมีค่าความปลอดภัยอยู่ที่ 1.40 ทำให้กระดูกไม่เกิดการแตกหักเพิ่ม

จากรูปที่ 4.3 แสดงกราฟค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณอุปกรณ์ยึดตริงภายใต้ภาระท่าทางการเดินแต่ละช่วง ในช่วงการเดิน Heel strike ค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่อุปกรณ์ยึดตริงชนิด 7 รูแบบที่ 1 มีค่าเป็น 87.4 MPa ในช่วงการเดิน Midstance ค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่อุปกรณ์ยึดตริงชนิด 7 รูแบบที่ 2 มีค่าเป็น 125.0 MPa ในช่วงการเดิน Push-off ค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่อุปกรณ์ยึดตริงชนิด 7 รูแบบที่ 3 มีค่าเป็น 187.0 MPa เมื่อเปรียบเทียบทั้ง 3 ช่วงการเดินจะเห็นว่า

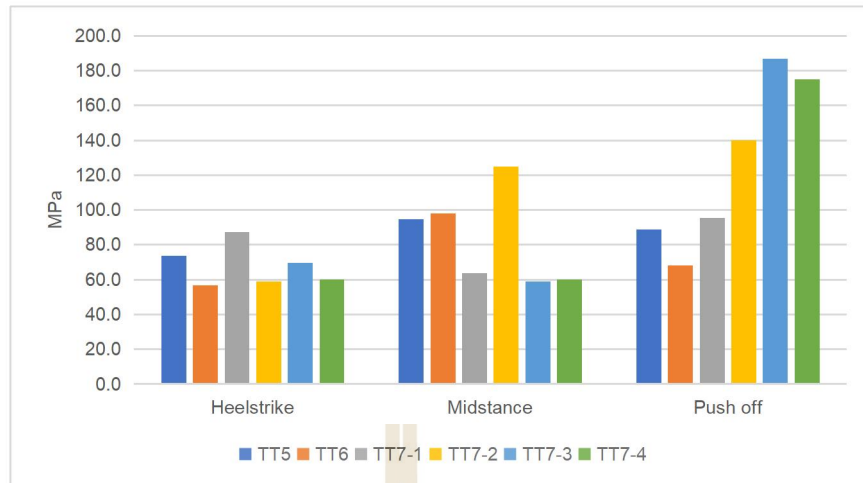
ค่าความเค้นสูงสุดจะเกิดในช่วงการเดิน Push-off โดยเฉพาะอุปกรณ์ยึดตรึงชนิด 7 รู โดยมีค่าความปลอดภัยอยู่ที่ 5.16 ทำให้วัสดุยังเกิดการพังเสียหาย



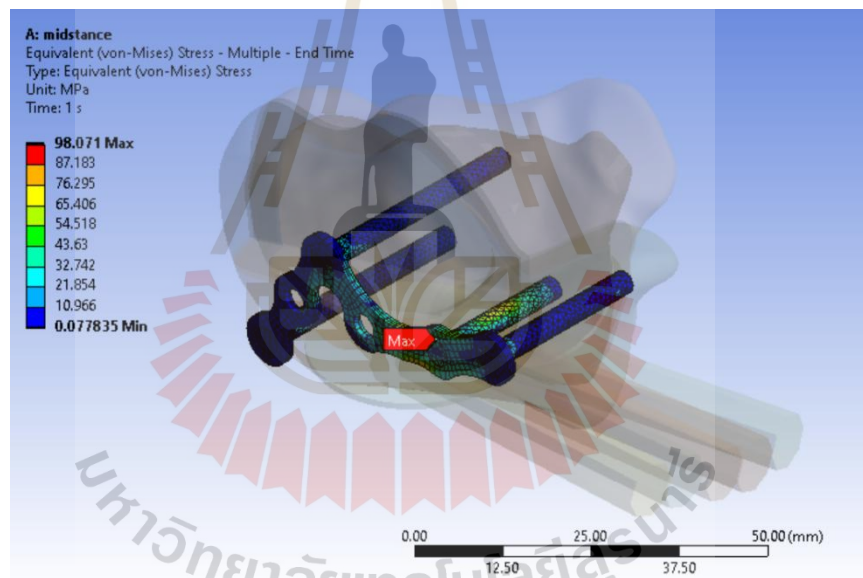
รูปที่ 4.1 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นของกระดูกสันเท้า



รูปที่ 4.2 ผลค่าความเค้นของกระดูกสันเท้าจากโปรแกรมAnsys



รูปที่ 4.3 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึง

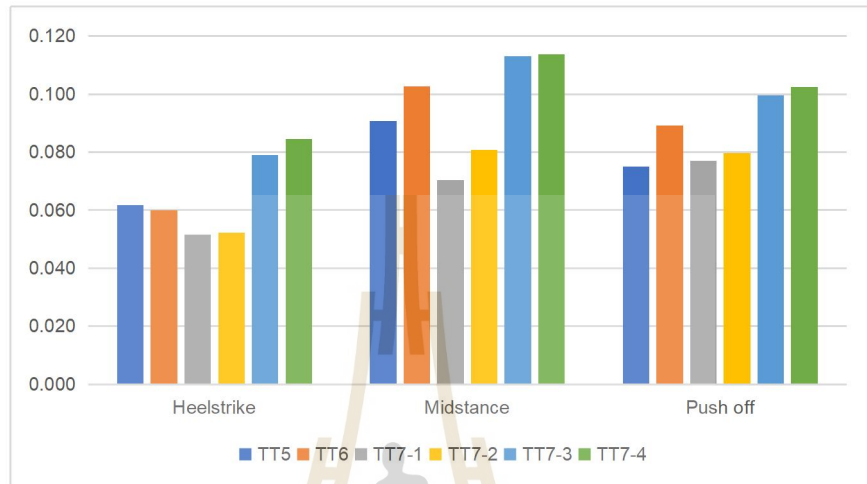


รูปที่ 4.4 ผลค่าความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึงจากโปรแกรมAnsys

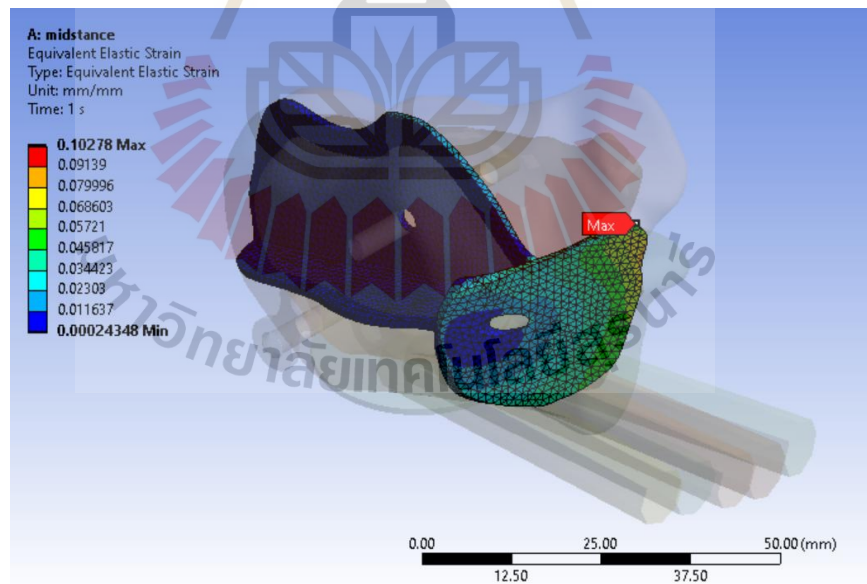
4.3 การวิเคราะห์ค่าความเครียดด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บริเวณรอยแตกของกระดูก

จากรูปที่ 4.5 แสดงกราฟค่าความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณรอยแตกของกระดูกภายใต้ภาระท่าทางการเดินแต่ละช่วง โดยค่าความเครียดที่มากก็จะแสดงถึงเสถียรภาพที่ต่ำ ดังนั้นค่าความเครียดที่ต่ำก็จะแสดงถึงเสถียรภาพที่สูง ซึ่งแปลว่าบริเวณรอยแตกเกิดการขยับที่น้อย จากผลลัพธ์ของกราฟแสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ยึดตรึงชนิด 7 รูแบบที่ 1 ซึ่งประกอบด้วยสกรูจำนวน 5 ตัว

มีค่าความเครียดที่ต่ำที่สุด โดยที่ยังมีค่าอยู่ในช่วง 2-10% ตามทฤษฎีของPerren's ที่กล่าวถึงช่วงความเค้นที่เหมาะสมในการกระตุ้นให้เกิดการก่อตัวของกระดูก Callus ในช่องว่างระหว่างรอยแตก และช่วงการเดิน Heel strike จะเกิดค่าความเครียดที่น้อยที่สุด มีค่าเสถียรภาพที่ดีที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับช่วงการเดินอื่นๆ



รูปที่ 4.5 กราฟเปรียบเทียบค่าความเครียดบริเวณรอยแตกของกระดูก



รูปที่ 4.6 ผลค่าความเค้นของอุปกรณ์ยึดตรึงจากโปรแกรมAnsys

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยผลกระทบของจำนวนและรูปแบบการยึดสกรูต่อความเครียดบริเวณรอยแตกกระดูก ในระหว่างการยึดตรึงกระดูกสันหลังแต่ละจุดประสงค์คือต้องการเปรียบเทียบรูปแบบการใส่สกรูที่แตกต่างกันของอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 ชนิดในภาระท่าทางการเดิน (Heel strike, Midstance และ Push-off) เพื่อดูประสิทธิภาพการยึดตรึงที่ดีที่สุด เมื่อนำผลการเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองในโปรแกรม Ansys และผลการทดสอบทางกลมาเปรียบเทียบพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดที่เกิดขึ้นในภาระ 100 N มีค่าเป็น 9.74% สามารถเชื่อถือแบบจำลองในโปรแกรมได้

ในช่วงการเดิน Push-off ค่าความเค้นจะเกิดขึ้นสูงที่สุดเมื่อเทียบกับช่วง Heel strike และ Midstance เมื่อพิจารณาลักษณะการยึดสกรูที่ยึดบริเวณช่วงด้านหน้า(anterior)ของกระดูกสันหลัง จะเห็นว่าค่าความเค้นน้อยลง ทำให้โอกาสที่จะเกิดความเสียหายในการแตกหักน้อยลง ในอุปกรณ์ยึดตรึงชนิด 6 และ 7 รู จะเห็นว่าประสิทธิภาพที่ดีกว่าอุปกรณ์ยึดตรึงชนิด 5 รู ซึ่งแสดงให้เห็นว่า รูปแบบการยึดตรึงของสกรูมีผลกระทบอย่างมากต่อประสิทธิภาพในการยึดตรึงให้กระดูกสันหลังเกิดเสถียรภาพ แต่ในด้านการใช้งาน สามารถใช้งานอุปกรณ์ยึดตรึงได้ทุกประเภทโดยไม่มีการพังของวัสดุ

5.2 ข้อเสนอแนะ

ผลของค่าความเค้นสูงสุดแสดงให้เห็นว่าเกิดค่าที่บริเวณอุปกรณ์ยึดตรึงสูงกว่าบริเวณกระดูก โดยรอบในช่วงการเดินทั้งหมด โดยจะมีค่าความเค้นในช่วงการเดิน Push-off เยอะที่สุด ในช่วงการเดิน Heel strike นั้นกระดูกสันหลังจะได้รับแรงสะท้อนกลับจากพื้นอยู่ที่ 100%ของเท้า แต่ในช่วงการเดิน Push-off จะใช้จุดอ้างอิงของปลายเท้าด้านหน้าเป็นจุดสัมผัสกับพื้น ทำให้แรงเกิดการถ่ายเทไปที่ส่วนหน้าของเท้า ดังนั้นจึงควรหลีกเลี่ยงการลงน้ำหนักหรือใช้ไม้ค้ำในการช่วยลงน้ำหนักการเดินในระยะแรกหลังการผ่าตัดช่วง 9 ถึง 12 สัปดาห์

ค่าความเค้นสูงสุดใช้เพื่อวิเคราะห์ถึงความเสี่ยงที่จะเกิดการพังของวัสดุ ค่าความเค้นสูงสุดของอุปกรณ์ยึดตรึงเกิดขึ้นที่อุปกรณ์ยึดตรึงชนิด 7 รู ในช่วงการเดิน Push-offเกิดจากการรับภาระที่เยอะที่สุดเมื่อเทียบกับช่วงการเดินอื่น อย่างไรก็ตามยังไม่เกิดค่าที่วัสดุจะเกิดการพัง ซึ่งอยู่ในช่วง 800

ถึง 1,100 MPa ความเสี่ยงที่วัสดุจะเกิดการพังทลายลงเมื่อรูปแบบการยึดของสกรูมีการยึดกระดูกสันหลังส่วนหน้า(anterior)อย่างเช่นอุปกรณ์ยึดตรึงชนิด 7 รู แบบที่ 1 ดังนั้นจำนวนและรูปแบบการยึดตรึงของสกรูมีผลกับความเสี่ยงที่วัสดุจะเกิดการพัง ผลลัพธ์การใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของงานวิจัยนี้แสดงว่าค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นในช่วงการเดิน Push-off เหมือนกับงานวิจัยของ Zhang(2020)

ค่าความเครียดสูงสุดบริเวณรอยแตกของกระดูกสันหลังแสดงถึงการมีเสถียรภาพ กราฟค่าความเครียดแสดงให้เห็นว่าเกิดค่าความเค้นที่มากกว่า 10 % ในช่วงการเดิน Midstance และ Push-off ในอุปกรณ์ยึดตรึงชนิด 6 รู, อุปกรณ์ยึดตรึงชนิด 7 รูแบบที่ 3 และ 4 ค่าความเครียดที่สูงจะทำให้เสถียรภาพต่ำ โดยทั่วไปหลังการผ่าตัดค่าความเครียดบริเวณรอยแตกจะอยู่ต่ำกว่า 2% จากงานวิจัยที่อ้างอิง และในช่วงระหว่าง 2% ถึง 10% จะกระตุ้นให้กระดูก Callusก่อตัวระหว่างรอยแตกในช่วง 4 ถึง 6 สัปดาห์หลังการผ่าตัด

ผลการทดสอบทางกลโดยใช้สเตรนเกจวัดค่าความเครียดเปรียบเทียบกับแบบจำลองในโปรแกรม แสดงให้เห็นว่าความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ 2.16% ถึง 9.74% ทำให้แบบจำลองในโปรแกรมมีความใกล้เคียงกับการทดสอบทางกลและแบบจำลองในโปรแกรมมีความน่าเชื่อถือ

ในงานวิจัยนี้ได้พิจารณารูปแบบการแตกของกระดูกสันหลังเพียงแบบเดียวคือแบบ Tongue type ซึ่งเป็นรอยแตกที่เกิดขึ้นมากที่สุดเมื่อเทียบกับแบบ Joint Depression type ในข้อมูลทางสถิติของโรงพยาบาลมหาราช นครราชสีมา ซึ่งเป็น 61% ของจำนวนผู้ป่วยในช่วง 2 ปี อย่างไรก็ตามรูปแบบของรอยแตกมีผลกับการเกิดผลกระทบทางชีวกลศาสตร์ จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในรอยแตกรูปแบบอื่นด้วย

ข้อจำกัดของงานวิจัยนี้คือมีเพียงการคำนวณผลลัพธ์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และภาระที่ใช้ในท่าทางการเดินเหลือเพียงแรงที่สำคัญ ไม่ได้พิจารณาถึงแรงของกระดูกและกล้ามเนื้อโดยรอบกระดูกสันหลัง ซึ่งอาจทำให้ส่งผลเกิดความคลาดเคลื่อนในผลการวิจัย งานวิจัยนี้สามารถใช้ในการดูแนวโน้มที่เกิดขึ้นโดยคร่าวของการยึดตรึงกระดูกสันหลังที่แตกหักในท่าทางการเดินได้ ดังนั้นควรมีการศึกษาต่อไปและมีการทดสอบทางคลินิกเพื่อตรวจสอบต่อไป

รายการอ้างอิง

- Anatomy of the Foot and Ankle*. (ม.ป.ป.). เรียกใช้เมื่อ 12 September 2021 จาก Orthopaedia: <https://orthopaedia.com>
- Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L. & Delp, S.L. (2010). A model of the lower limb for analysis of human movement. *Ann. Biomed. Eng.*, 38, 269–279.
- Biomechanics of the Foot*. (2020). เรียกใช้เมื่อ 4 May 2023 จาก Musculoskeletal key: <https://musculoskeletalkey.com>
- Broken Heel (Calcaneus Fracture)*. (ม.ป.ป.). เรียกใช้เมื่อ 12 September 2021 จาก FootCareMD: <https://www.footcaremd.org>
- Calcaneal Fractures*. (ม.ป.ป.). เรียกใช้เมื่อ 27 September 2021 จาก Physiopedia: <https://www.physio-pedia.com>
- Calcaneus (Heel Bone) Fracture*. (2016). เรียกใช้เมื่อ 12 September 2021 จาก OrthoInfo: <https://orthoinfo.aaos.org>
- Calcaneus Fracture*. (2021). เรียกใช้เมื่อ 12 September 2021 จาก OrthoBullets: <https://www.orthobullets.com>
- Chen, Y.N., Chang, C.W., Li, C.T., Chang, C.H. & Lin, C.F. (2014). *Finite Element Analysis of Plantar Fascia During Walking: A Quasi-static Simulation*. เรียกใช้เมื่อ 8 October 2021 จาก <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov>
- Chen, Y.N., Chang, C.W., Li, C.T., Chang, C.H. & Lin, C.F. (2015). Finite element analysis of plantar fascia during walking: a quasi-static simulation. *Foot & ankle international*, 36, 90–97.
- Crist, B. D., Borrelli, J., & Harvey, E. J. (2020). *Essential Biomechanics for Orthopedic Trauma*. Switzerland: Springer Nature .

- Elise F. Morgan, Ginu U. Unnikrisnan & Amira I. Hussein. (2018). Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 20, 119-143.
- Fröberg, Å., Komi, P., Ishikawa, M., Movin, T. & Arndt, A. (2009). Force in the achilles tendon during walking with ankle foot orthosis. *Am. J. Sports Med.*, 37, 1200–1207.
- Haowei Zhang, Miko Lin Lv, Yin Liu, Wanju Sun, Wenxin Niu, Duo Wai-Chi Wong, Ming Ni & Ming Zhang. (2020). *Biomechanical analysis of minimally invasive crossing screw fixation for calcaneal fractures: Implications to early weight-bearing rehabilitation*. เรียกใช้เมื่อ 18 October 2021 จาก Sciencedirect: <https://www.sciencedirect.com>
- Karthika P., Olha B., Ming Ch., Madison R., Liam F., Jordan S., Richard S., Marcus T., Cameron C., Alex C., David M., Kostya (Ken) O. & Kateryna B. (2017). Metallic Biomaterials: Current Challenges and Opportunities. *Metallic Biomaterials*, 10, 8.
- Ouyang H., Deng Y., Xie P., Yang Y., Jiang B., Zeng C. & Huang W. (2017). Biomechanical comparison of conventional and optimised locking plates for the fixation of intraarticular calcaneal fractures: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 20, 1339–1349.
- Richard Buckley & Andrew Sands. (2010). *Displaced fracture of the calcaneus body*. เรียกใช้เมื่อ 12 September 2021 จาก AO Surgery Reference: <http://surgeryreference.aofoundation.org>
- Robert Donatelli. (1985). *Normal Biomechanics of the Foot and Ankle*. เรียกใช้เมื่อ 12 September 2021 จาก JOSPT: <https://www.jospt.org>
- Roxana, M.P., Silviu, D.P., Mihaela, P., Ovidiu, A., Paul, D.S., Alexandru, F., Adrian, C.C., Liliana, S., Norin, F. & Bogdan, V. (2023). Biomechanical Comparison of Conventional Plate and the C-Nail® System for the Treatment of Displaced Intra-Articular Calcaneal Fractures: A Finite Element Analysis. *J. Pers. Med.*, 13(4), 587.

- Ryan Krone. & Peter Schuster. (2006). An Investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur. *SAE Tech Pap 2006-01-0064*.
- Saif Alrafeek. (2018). *Development and Validation of Hybrid Continuum/structural Finite Element Model for Evaluating Foot and Ankle Biomechanics*. Western Michigan University.
- Stephan M. P. (2002). Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *The Journal of Bone & joint surgery*, 84, 1093-110.
- V Glatt , C H Evans & K Tetsworth. (2021). *Reverse dynamisation: a modern perspective on Stephan Perren's strain theory*. เรียกใช้เมื่อ 12 December 2023 จาก PubMed: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34111297/>
- Virginia L. Giddings, Gary S. Beaupr´ E, Robert T. Whalen & Dennis R. Carter. (2000). *Calcaneal loading during walking and running*. เรียกใช้เมื่อ 12 September 2021 จาก Researchgate: <https://www.researchgate.net>
- Yu, J., Wong, D.W.C., Zhang, H., Luo, Z.P. & Zhang, M. (2016). The influence of high-heeled shoes on strain and tension force of the anterior talofibular ligament and plantar fascia during balanced standing and walking. *Med. Eng. Phys.*, 38, 1152–1156.



ภาคผนวก

ผลงานวิชาการที่เผยแพร่

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างการศึกษา

Prinda Santichatngam, A. C., and Supakit Rooppakhun. (2023). *The effect of screw fixation pattern in Sinus Tarsi plate on the bio mechanical performance for the calcaneal fracture stabilization*. Paper presented at the The 37th Conference of the Mechanical Engineering Network of Thailand, Songkhla.

Prinda Santichatngam, A. C., and Supakit Rooppakhun. (2024). *The effect of screw fixation pattern in Sinus Tarsi plate on the biomechanical performance for the calcaneal fracture stabilization*. Manuscript submitted for publication. Archive of Applied Mechanical. Journal of Mechanical Science and Technology.



The effect of screw fixation pattern in Sinus Tarsi plate on the biomechanical performance for the calcaneal fracture stabilization

Prinda Santichatngam¹, Adisorn Chongmuenwai², and Supakit Rooppakhun^{3*}

¹School of Biomedical Engineering Innovation, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima, 30000, Thailand

²Department of Orthopedic Surgery, Maharat Nakhon Ratchasima Hospital, Nakhon Ratchasima, 30000, Thailand

³School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, 30000, Thailand

*Corresponding Author: supakit@sut.ac.th

Abstract

The Sinus Tarsi plate is the standard device for treating patients with calcaneus bone fracture, which is widely accepted to reduce complications with minimally invasive surgery techniques. However, there is still contentious regard to biomechanical performance being appropriate among the fixation device used to stabilize calcaneus fractures. This study aims to evaluate the biomechanical performance of the Sinus Tarsi plate for calcaneal fracture stabilization in various screw fixation patterns. A total of six design scenarios of three-dimensional Finite Element (3D FE) models for fracture calcaneus stabilization based on Sinus Tarsi plate (5-holes, 6-holes, and 7-holes) was performed. The FE analysis was performed based on three-phase of walking stance conditions: heel strike, midstance, and push-off. The biomechanical performance included the equivalent (EQV) stress, and the total elastic strain at the fracture site was evaluated. The results showed that the maximum EQV stress displayed in the implant which higher than surrounding bone. In the push-off stage, the magnitude of EQV stress exhibited higher than those of midstance and heel-strike state, respectively. However, it did not exceed the yield strength of materials. Comparatively, the risk of implant failure during Sinus Tarsi plate stabilization was decreased when the screw fixation pattern at the anterior bone location was considered, especially in the 7-holes type. For the result of strain at the fracture site, the Sinus Tarsi plate with 6-holes and 7-holes revealed the calcaneus bone fracture stabilization exceeding 5-holes. The screw fixation pattern of Sinus Tarsi plate stabilization significantly affects the biomechanical performance of the calcaneal fracture.

Keywords: Sinus Tarsi plate, Calcaneus fracture, Finite element analysis, Screw pattern, Biomechanical performance

1 Introduction

Calcaneus fractures are significant tarsal bone fractures that cause inconvenient patient movement.

Generally, calcaneus fractures often occur by falling from a height, sprained ankle, or accident. The intra-articular fractures are approximately 70-75% or 1-3% of all fractures [1]. The statistics of patients in

BME-0001



Maharat Nakhon Ratchasima Hospital (Nakhon Ratchasima Province) regarding the treatment of calcaneus fractures from 2014 to 2018 showed an increasing trend in the suffering of calcaneus fractures of 10.9 % per year, as shown in Figure 1.

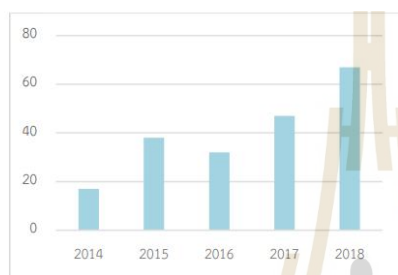


Fig.1 Picture of calcaneus fracture case in Maharat Nakhon Ratchasima Hospital in 2014 to 2018

Open reduction and internal fixation (ORIF) is a widely known operating method for calcaneus fracture treatment [2]. One of the conventional surgical techniques is using Sinus Tarsi (ST) locking plate screws to stabilize the bone fracture. In general, the type of bone fractures, including the number and placement pattern of screws used, affects the performance of bone fixation depending on the surgeon's consideration [3]. Post-operation, the patients can use bearing load on the fracture side foot in the early stage of bone healing from 9 to 12 weeks [4]. The bone union time at the fracture site depends on the performance of the fixation device and the individual's rehabilitation conditions.

This study evaluated the biomechanical performance of the ST locking plate for calcaneus fracture stabilization under the three phases of walking stance (heel strike, midstance, and push-off). The equivalent stress and the total strain of the fracture site were considered according to the effect

of the locking screws-plate fixation configuration using Finite element (FE) analysis. This study hypothesizes that the ST locking plate configuration variation exhibits a different calcaneus fracture stabilization performance.

2 Materials and Methods

2.1 Three-dimensional (3D) model

This study used Computed tomography (CT) data of a 36-year-old male (Body weight of 70 kg) who had no musculoskeletal disorders, pain, previous foot surgery, or osteoporosis. The three-dimensional (3D) models of calcaneus bone were reconstructed using the medical imaging processing software (MIMICS 21.0) and the reverse engineering software (GEOMAGIC DESIGN X). The segmented 3D CT model consists of cortical and cancellous bone, as shown in Figure 2. The 3D calcaneus bone model was used to create the Tongue type fracture, considered callus bone with a gap distance of 0.1 mm [4].



Fig. 2 The 3D model of calcaneus bone consisted of cortical and cancellous bones.

The calcaneus fracture bone model was then virtually assembled with the ST locking plate stabilization, consisting of 5-plate, 6-plate, and 7-plate holes models. A total of six design scenarios for the different number and screw placement

BME-0001

pattern was considered and established, as shown in Figure 3. The yellow color represents the position of the screw placement, while the white color represents the blank of the insertion screw. In addition, the 3D line model was created for the Plantar fascia ligament consideration, as shown in Figure 3.

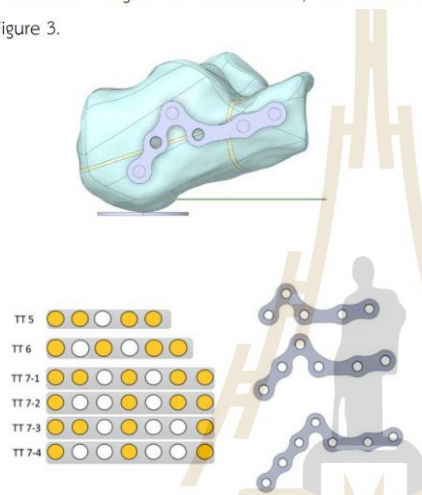


Fig. 3 A total of six design scenarios of screw configuration were used in this study.

2.2 FE Modeling and Simulation

The 3D FE modeling and simulation were performed based on the FE simulation software package (ANSYS WORKBENCH 2021R2). The plantar fascia ligament was created as a two-node truss element, while other parts were assigned a six-node 3D tetrahedron element type. The ground was considered a rigid body, an eight-node integrated hexahedral element type. The screws were tied to the locking plate for the contact condition, and there was no interaction between the bone and the plate. The surrounding region between cortical and

cancellous bone, including the inserted screw, was considered with no sliding or separation. The study performed the mesh convergence test based on the different percentages changing of maximum EQV stress not exceeding 2%, as shown in Figure 4. The total number of elements and nodes of the FE model was around 193,709 to 353,451 elements and 316,282 to 564,388 nodes in Figure 4.

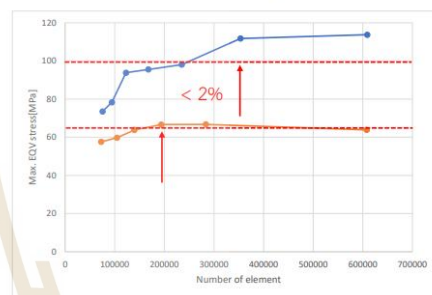


Fig. 4 The mesh convergence test according to the result of EQV stress

2.3 Material Properties

As shown in Table 1, the material properties were assumed as homogenous, isotropic, and linear elastic for the bone and plantar fascia ligament, according to the data from the literature review [4-9,18]. The locking screws and plate were assigned with a titanium alloy material (TI-ALLY-MEDG-SCREW).

Table 1. Material properties [4 to 9,18]

Material	Young's Modulus (MPa)	Poisson ratio	Yield strength (MPa)
Cancellous bone	1,107	0.42	7.5
Cortical bone	1.89×10^4	0.3	115.06 ± 16.36
Callus	28	0.4	-
Plantar Fascia	350	-	-
Titanium alloy	1.16×10^5	0.32	896 to 1034

2.4 Boundary and loading conditions.

This study simulated the three-phase of walking stance conditions: heel strike, midstance, and push-off. The angle between the foot and ground of the heel strike, midstance, and push-off was +11°, 0°, -11°, respectively [15], as shown in Figure 5. The magnitude of Ground reaction forces (GRFs) corresponded to 110%, 95%, and 115% of body weight applied to the subtalar bone joint for three walking stances of 770 N, 665 N, and 805 N, respectively [10-11]. In the case of the midstance phase condition, the GRFs were shared between the anterior and posterior sides; therefore, the calcaneus reaction force was applied with 40% of the total loading [12]. The applied force for the Achilles tendon according to the three-phase heel strike, midstance, and push-off conditions was 480 N, 550 N, and 1100 N, respectively [13-15].

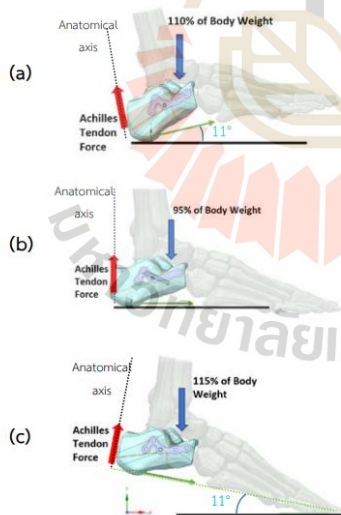


Fig.5 Boundary conditions under walking activity:
 (a) Heel strike (b) Midstance (c) Push-off

3 Results

3.1 Equivalent Stress distribution

Figure 6 displays the typical FE results of the equivalent (EQV) stress distribution in the implant and calcaneus bone. The stress distribution showed the maximum value in the implant, a region adjacent to the curvature area of the locking plate component. At the same time, the high stress occurred on the bone exhibited in the cortical bone, which is the bearing area between the screw and surrounding bone.

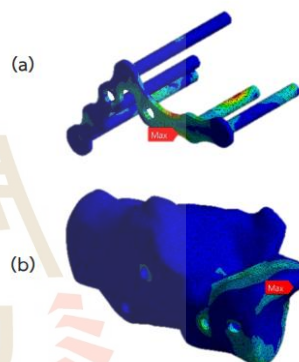


Fig. 6 The typical FE result of equivalent (EQV) stress distribution: (a) implant (b) calcaneus bone

Figure 7 shows the maximum EQV on the implant for calcaneus stabilization with different implant configurations in each phase of the walking stance. The magnitude of maximum EQV stress was exhibited in the case of a 7-hole plate configuration (TT7-1, TT7-2, and TT7-3), which was 87.4 MPa, 125.0 MPa, and 187.0 MPa for the heel strike, midstance, and push-off, respectively. Comparatively, the result of maximum EQV stress was higher in the push-off phase than in those other phases, especially in the case of a 7-hole plate configuration. However, it did not exceed the strength of the material magnitude.

BME-0001

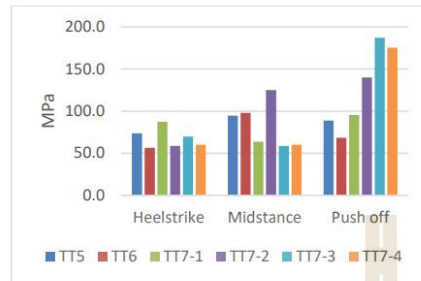


Fig. 7 The maximum EVQ stress on implants

Figure 8 displays the result of the maximum equivalent (EQV) stress on the bone for calcaneus stabilization with different implant configurations in each phase of the walking stance. In the phase of heel strike walking, the magnitude of maximum stress was exhibited in the case of a 6-hole plate configuration which a value of 80.9 MPa. In contrast, the maximum stress in the midstance phase was 45.4 MPa, displayed in the case of a 6-hole plate configuration. In the push-off phase, however, the maximum stress was revealed in the case of a 7-hole plate configuration (82.5 MPa). Comparatively, the maximum stress occurring in the bone was highest in the push-off phase, especially in a 7-hole plate configuration.

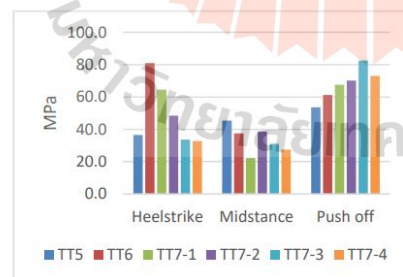


Fig. 8 The maximum EVQ stress on the calcaneus bone

3.2 Total Strain at the fracture site

Figure 9 illustrates the result of total strain at the fracture site in each configuration of calcaneus stabilized for three-phase of the walking stance. The high value of total strain at the fracture site means low stability, whereas the low value represents the high stability of the device. The result revealed that the lowest magnitude of the total strain at fracture site was exhibited in the case of a 7-hole plate configuration (TT7-1) which consisted of the five screw insertions. In the heel strike phase of the walking stance, the highest stability of ST locking plate stabilization was disclosed than those of the midstance and push-off phase.

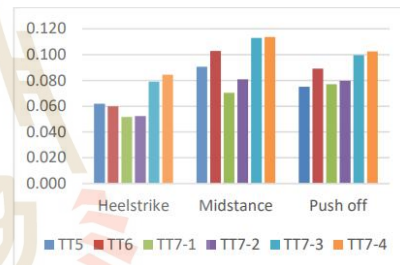


Fig. 9 The maximum total strain at the fracture site

4 Discussion

The use of open reduction through a minimally invasive sinus tarsi approach and stabilization with a locking plate is now a widely accepted treatment for calcaneal fractures [2]. The bone fracture pattern and implant configuration affect the performance of stabilization. In this study, we evaluated the biomechanical performance of calcaneus fracture stabilization under different ST locking plate configurations based on the three phases of walking stance (heel strike, midstance, and push-off).

The results showed that the magnitude of maximum EQV stress occurred in the locking plate component than in the surrounding bone for all three phases of the walking stance. Generally, the push-off loading is mostly highest in the stress of implants because of the 115% of body weight that applies [10-11]. However, the result of high stress on heel strike loading is because the difference between heel strike and push-off loading is only 5%. The result of stress on heel strike loading may be similar to push-off loading. The boundary condition of the heel strike is 100% loading, but in push-off loading, the remote point in the front cause the loading to transfer to the front. During the weight-bearing period, avoiding or using crutches to help walk is still necessary in the early stage of bone healing from 9 to 12 weeks [4].

The magnitude of maximum EQV stress was monitored at the point of failure risk. Comparatively, the maximum EQV stress of the implant displayed the highest value in the case of a 7-hole plate configuration during the push-off phase due to the high bearing load of body weight. However, it did not exceed the strength of the material magnitude, which is generally in the range of 800 MPa to 1,100 MPa. The risk of implant failure during ST locking plate stabilization was decreased when the screw fixation pattern at the anterior bone location was considered, such as in the case of TT7-1. Therefore, the number and inserted screw pattern of ST locking plate stabilization affect the risk of implant failure. The FE results of critical EQV stress in this study exhibited a similar trend that occurs in the push-off stage of walking as in the study of Zhang, H. et al [5].

The total strain at the fracture site represents the stability of the implant stabilization performance. The result exhibited the highest strain (> 10%) at the fracture site in the midstance and push-off phases, such as TT6, TT7-3, and TT7-4. The high strain at the fracture site indicated low stability, whereas the low strain value demonstrated high stability. Generally, the strain distribution should be recommended to less than 2% of the fracture site from a previous study for effective bone remodeling connection [17]. In addition, the strain of the fracture site level is between 2% to 10%, and the fibrocartilaginous callus formation may take up to 4 to 6 weeks.

In this study, we considered only tongue-type calcaneus fracture, which is the data of the highest number of fractures from the data of Maharat Nakhon Ratchasima Hospital. Statistically, Tongue type occurs more than another type of fracture (Joint depression type) in 61% of 2 years patients [Fig. 1]. However, the fracture pattern affects the biomechanical performance of the implant stabilization. Therefore, there should be suggestions for studying the effects of other fractures. In addition, this study is only a finite element analysis. Therefore, further studies and clinical trials should be conducted.

5 Conclusions

The screw fixation pattern of Sinus Tarsi plate stabilization significantly affects the biomechanical performance of the calcaneal fracture. This study evaluated the biomechanical performance of calcaneus fracture stabilization under different ST locking plate configurations based on the three phases of walking stance (heel strike, midstance, and

BME-0001



push-off). In the push-off stage, the EQV stress exhibited higher than those of midstance and heel-strike state. When considering the screw fixation pattern at the anterior bone site, the probability of implant failure during Sinus Tarsi plate stabilization was reduced. The Sinus Tarsi plate with 6-holes and 7-holes revealed the calcaneus bone fracture stabilization exceeding 5-holes. The effect of inserted screw pattern on the Sinus Tarsi plate has significantly to the performance of calcaneal fracture stabilization.

6 References

- [1] OrthoBullets (2021). *Calcaneus Fracture*, URL: <https://www.orthobullets.com>, accessed on 3/5/2023.
- [2] WebMD(2020). *What Is ORIF Surgery?*, URL: <https://www.webmd.com>, accessed on 6/5/2023.
- [3] Wang, Z., Wang, X. H., Li, S. L., Tang, X., Fu, B. G., Wang, M. H., & Xia, S. L. (2016). *Minimally invasive (sinus tarsi) approach for calcaneal fractures*, Journal of Orthopaedic Surgery and Research, vol. 11(1), pp.164.
- [4] Crist, B. D., Borrelli, J., & Harvey, E. J. (Eds.). (2020). *Essential Biomechanics for Orthopedic Trauma*, ISBN: 978-3-030-36990-3, Springer Nature Switzerland AG.
- [5] H. Zhang, M.L. Lv, Y. Liu, W. Sun, W. Niu, D.W.-C. Wong, et al. (2020). *Biomechanical analysis of minimally invasive crossing screw fixation for calcaneal fractures: implications to early weight-bearing rehabilitation*, Clin BioMech, vol.80, pp. 105143.
- [6] Ouyang H, Deng Y, Xie P, Yang Y, Jiang B, Zeng C, Huang W. (2017). *Biomechanical comparison of conventional and optimised locking plates for the fixation of intraarticular calcaneal fractures: a finite element analysis*, Comput Methods Biomech Biomed Eng, vol.20, pp.1339–1349.
- [7] Saif Alrafeek. (2018). *Development and validation of hybrid continuum/structural Finite element model for evaluating foot and Ankle biomechanics*, Western Michigan University ProQuest Dissertations Publishing, 2018. 13877015.
- [8] Ryan Krone. And Peter Schuster (2006). *An Investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur*, SAE Tech Pap 2006-01-0064.
- [9] Roxana, M.P., Silviu, D.P., Mihaela, P., Ovidiu, A., Paul, D.S.,Alexandru, F., Adrian, C.C., Liliana, S., Norin, F. and Bogdan, V. (2023). *Biomechanical Comparison of Conventional Plate and the C-Nail® System for the Treatment of Displaced Intra-Articular Calcaneal Fractures: A Finite Element Analysis*, J. Pers. Med., vol.13(4), pp.587.
- [10] Elise F. Morgan, Ginu U. Unnikrisnan, and Amira I. Hussein. (2018). *Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States*, Annual Review of Biomedical Engineering, vol. 20, pp.119-143.
- [11] Biomechanics of the Foot (2020), *Musculoskeletal key*, URL: <https://musculoskeletalkey.com>, accessed on 04/05/2023
- [12] Chen, Y.N., Chang, C.W., Li, C.T., Chang, C.H., Lin, C.F.(2015). *Finite element analysis of plantar fascia during walking: a quasi-static simulation*, Foot & ankle international, vol.36, pp.90–97.
- [13] Yu, J., Wong, D.W.-C., Zhang, H., Luo, Z.P., Zhang, M.(2016). *The influence of high-heeled shoes on strain and tension force of the anterior talofibular ligament and plantar fascia during*

The 37th Conference of the Mechanical Engineering Network of Thailand
25 - 28 July 2023, Songkhla

BME-0001



balanced standing and walking, Med. Eng. Phys.,
Vol.38, pp.1152–1156.

[14] Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L., Delp, S.L.
(2010). *A model of the lower limb for analysis of
human movement*, Ann. Biomed. Eng., vol. 38,
pp.269–279.

[15] Fröberg, Å., Komi, P., Ishikawa, M., Movin, T.,
Arndt, A.(2009). *Force in the achilles tendon during
walking with ankle foot orthosis*, Am. J. Sports
Med., vol. 37, pp.1200–1207.

[16] Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y., Arcan,
M. (2000). *Biomechanical analysis of the three-
dimensional foot structure during gait: a basic tool
for clinical applications*, J. Biomech. Eng., vol.122,
pp.630–639.

[17] Stephan M. P. (2002). *Evolution of the internal
fixation of long bone fractures. The scientific basis
of biological internal fixation: choosing a new
balance between stability and biology*, The Journal
of Bone & joint surgery, vol. 84, no. 8, pp. 1093-110.

[18] Karthika P., Olha B., Ming Ch., Madison R., Liam
F., Jordan S., Richard S., Marcus T., Cameron C., Alex
C., David M., Kostya (Ken) O. and Kateryna B.(2017).
*Metallic Biomaterials: Current Challenges and
Opportunities*, Metallic Biomaterials, vol. 10, no. 8.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ประวัติผู้เขียน

นางสาวปรีณดา สันติชาติงาม เกิดเมื่อวันที่ 29 เมษายน พ.ศ. 2541 ที่จังหวัดนครราชสีมา สำเร็จ การศึกษาระดับชั้นมัธยมศึกษาจากโรงเรียนมารีย์วิทยา อำเภอเมืองนครราชสีมา จังหวัดนครราชสีมา ในปีการศึกษา 2558 และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขา วิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ในปีการศึกษา 2562 แล้วเข้าศึกษา ต่อในระดับปริญญาโททางด้านนวัตกรรม วิศวกรรมชีวการแพทย์ สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัย เทคโนโลยีสุรนารี ในปีพ.ศ. 2563 ในขณะที่ศึกษาอยู่ได้มีโอกาสเป็นผู้ช่วยสอนในสาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ได้แก่ (1) Mechanical drawing (2) Production technology laboratory (Roughness) (3) Modal analysis ซึ่งช่วยให้ผู้วิจัยมีความ เข้าใจในการใช้งานโปรแกรมและสามารถนำความรู้มาประยุกต์ใช้ในการทำงานวิจัยได้ดียิ่งขึ้น จาก การทำวิจัยนี้ทำให้ทำให้ผู้วิจัยได้มีโอกาสนำเสนอผลงานในระดับชาติ 1 เรื่อง



มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี