



วารสารวิศวกรรมศาสตร์และนวัตกรรม Journal of Engineering and Innovation

บทความวิจัย

การศึกษาหาค่าความแข็งดึงของรูปแบบการยึดติดกระดูกหน้าแข้งภายนอกด้วยแผ่นล็อคแบบเกลียวด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์

A study of calculating stiffness for an external fixation side of the tibia by the locking compression plate using finite element analysis

ปารเมศ คงทิพย์¹ ณัฐดนัย พรรณเจริญวงศ์^{1*} เกียรติกร นามุดดา² เพิ่มศักดิ์ พหลภาคย์³ สุวิพงษ์ เหมะธูลิน⁴

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ อำเภอลองหลวง จังหวัดปทุมธานี 12121

² สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ วิทยาลัยเชียงราย อำเภอเมือง จังหวัดเชียงราย 57000

³ ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

⁴ สาขาวิชาเครื่องกลและอุตสาหกรรม คณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร อำเภอเมือง จังหวัดสกลนคร 47000

Parramet Kongthip¹ Nattadon Pannucharoenwong^{1*} Kriengkrai Nabudda² Permsak Paholpak³
Suwipong Hemathulin⁴

¹ Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Thammasat University, Pathum thani, 12121

² Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiangrai College, Mueang Chiangrai District, Chiangrai, 57000

³ Department of Orthopaedics, Faculty of Medicine, Khon Kaen University, Khon Kaen, 40002

⁴ Department of Mechanical and Industrial, Faculty of Industrial Technology, Sakon Nakhon Rajabhat University, Sakon Nakhon, 47000

* Corresponding author.

E-mail: pnattado@engr.tu.ac.th; Telephone: 0 3825 9033

วันที่รับบทความ 27 พฤษภาคม 2567; วันที่แก้ไขบทความ ครั้งที่ 1 7 มิถุนายน 2567; วันที่ตอบรับบทความ 11 มิถุนายน 2567

บทคัดย่อ

การผ่าตัดรักษากระดูกหน้าแข้งร้าวหรือแตกหักนั้นขึ้นอยู่กับความรุนแรงและรูปแบบของการแตกหักซึ่งสามารถทำได้หลายวิธี โดยบทความนี้ศึกษาการรักษาโดยใช้แผ่นล็อคแบบเกลียวสำหรับการรักษาแบบยึดภายนอก เพื่อนำมาเปรียบเทียบกับวิธีการรักษาที่ใช้ในปัจจุบัน (Unilateral) ซึ่งเป็นการใช้อุปกรณ์ตรึงภายนอกด้านเดียว กับรูปแบบการยึดติดแผ่นล็อคแบบเกลียว 3 ด้าน คือด้านหน้า ด้านข้าง และตรงกลาง เนื่องจากมีรูปแบบการติดตั้งที่คล้ายคลึงกัน เพื่อคำนวณหาความเหมาะสมโดยใช้สมบัติของวัสดุ (ยังโมดูลัส, อัตราส่วนปัวซอง) เป็นค่าคงที่ และน้ำหนักตัวคนไข้ไม่เกิน 70 kg ที่ส่งผลต่อระยะการเสียรูป ความเค้น และความเครียด ซึ่งวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อหาค่าความแข็งดึงหาวิธีการรักษาที่เหมาะสม และทำนายพฤติกรรมของวัสดุที่เกิดขึ้น การทดสอบแรงกดในแนวแกนได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุดคือการติดตั้งด้านหน้า ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 2,187.00 MPa, ความเครียด 0.078 และค่าความแข็งดึง 164.71 N/mm ในการทดสอบแรงบิดได้ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 3,705.2 MPa, ความเครียด 0.104 และค่าความแข็งดึง 1,759.58 N/mm สุดท้ายการทดสอบแรงดัดอง 4 จุดโดยที่แรงกระทำด้านหน้า-ด้านหลัง ได้ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 707.1 MPa, ความเครียด 0.004 และค่าความแข็งดึง 2,916.67 N/mm และด้านข้าง-ตรงกลาง ได้ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 356.1 MPa, ความเครียด 0.018 ค่าความแข็งดึง 2,258.06 N/mm ผลลัพธ์ค่าความแข็งดึงที่ได้ไม่น้อยกว่าที่กำหนดไว้เมื่อเทียบกับวิธี Unilateral ซึ่งค่าความแข็งดึงอยู่ในช่วง 117 – 126 N/mm ที่เป็นรูปแบบการรักษาที่มีความคล้ายคลึงกัน และได้ทำการเปรียบเทียบกับแบบจำลองของ T. Wisanuyotin et al. ซึ่งได้ค่าระยะการเสียรูปน้อยลง 10 % โดยเฉลี่ย ทำให้เราสรุปได้ว่ารูปแบบการติดตั้งแผ่นล็อคแบบเกลียวยึดด้านหน้า มีความเหมาะสมในการใช้ผ่าตัดรักษา

กระดูกหน้าแข้งร้าวหรือแตกหัก เนื่องจากกระเษการเสียรูปน้อย ส่งผลให้กระดูกเคลื่อนตัวน้อย ซึ่งทำให้กระดูกสมานตัวของได้เร็วขึ้น ส่งผลดีและเป็นแนวทางในการรักษาต่อไป

คำสำคัญ

กระดูกหน้าแข้ง แผ่นล๊อคแบบเกลียว การรักษาแบบยึดภายนอก ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ค่าความแข็งตึง

Abstract

Surgical treatment for tibia fractures varies based on the fracture's severity and type, with multiple methods available. This article examines the use of locking compression plates (LCP) for external fixation, comparing it to the current unilateral method, which employs a single-sided external fixation device. The study evaluates LCP on three different sides—anterior, lateral, and medial. Using material properties (Young's modulus, Poisson's ratio) as constants and a patient body weight limit of 70 kg, the analysis assesses deformation, stress, and strain via finite element analysis (FEA) to determine the most suitable treatment by evaluating stiffness values and predicting material behavior. In the axial compression test, the anterior installation yielded the best results, with a maximum von-Mises stress of 2,187.00 MPa, a strain of 0.078, and a stiffness of 164.71 N/mm. The torsion test showed a maximum von-Mises stress of 3,705.2 MPa, a strain of 0.104, and a stiffness of 1,759.58 N/mm. The 4-point bending test, with anterior-posterior force applied, resulted in a maximum von-Mises stress of 707.1 MPa, a strain of 0.004, and a stiffness of 2,916.67 N/mm, while the lateral-medial test yielded a maximum von-Mises stress of 356.1 MPa, a strain of 0.018, and a stiffness of 2,258.06 N/mm. These stiffness values were higher than those of the unilateral method, which ranged from 117 to 126 N/mm. Compared to the model by T. Wisanuyotin et al., which showed an average of 10% less deformation, we can conclude that the anterior locking plate installation model is suitable for surgical treatment of tibia fractures. The smaller deformation results in less bone movement, promoting faster healing. This beneficial effect provides a valuable guideline for further treatment.

Keywords

tibia; locking compression plate (LCP); external fixation; finite element analysis (FEA); stiffness.

1. คำนำ

การศึกษาการผ่าตัดรักษากระดูกหน้าแข้งร้าวและแตกหัก มีหลากหลายวิธีเพื่อช่วยให้แพทย์ผู้ทำการรักษาสามารถวิเคราะห์และประเมินการรักษาเบื้องต้นได้อย่างแม่นยำ การนำหลักการทางวิศวกรรมมาช่วยในการวิเคราะห์ด้วยแบบจำลองและใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Analysis, FEA) จะช่วยประเมินทั้งความแม่นยำและประสิทธิภาพของการผ่าตัดและการฟื้นตัวของผู้ป่วยรวมถึงการเลือกอุปกรณ์ที่เหมาะสมโดยเฉพาะการใช้แผ่นล๊อคแบบเกลียว (Locking Compression Plate, LCP) ในการผ่าตัดรักษากระดูกหน้าแข้งแตกหัก ซึ่งมีวิธีการยึดตรึงและอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องรวมถึงสกรูยึดตรึงที่ใช้ยึดตรึงภายนอก โดยใช้สกรูเจาะเข้าไปในกระดูกและยึดติดกับแท่งโลหะที่ตั้งห่างจากบริเวณที่แตกหักทั้งสองด้าน การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะช่วยให้สามารถคำนวณความแข็งตึง (stiffness) กระเษการเสียรูปของแผ่นล๊อคแบบเกลียว

(deformation) รวมถึงความเค้น von-Mises ที่เกิดขึ้นและสามารถประเมินพฤติกรรมของแบบจำลองการยึดตรึงแผ่นล๊อคแบบเกลียว สำหรับการแตกหักของกระดูกหน้าแข้งได้ [1-4]

การยึดตรึงอุปกรณ์ภายนอกเป็นตัวเลือกการรักษาที่น่าเชื่อถือสำหรับการรักษาการร้าวและการแตกหักของกระดูกหน้าแข้ง โดยเฉพาะอย่างยิ่งกรณีที่ผู้ป่วยมีข้อบกพร่องของกระดูก เทคนิคในการประเมินความแข็งตึงของการยึดตรึงภายนอกทำได้โดยเปรียบเทียบกับวิธี Unilateral [5] ซึ่งเป็นเทคนิคการผ่าตัดศัลยกรรมกระดูกซึ่งโดยทั่วไปจะใช้อุปกรณ์ยึดตรึงภายนอกกับกระดูกที่แตกหักหรือเสียหาย โดยยึดติดสกรูหรืออุปกรณ์ที่ด้านเดียวของกระดูก ซึ่งมีความแข็งตึงตั้งแต่ 107 - 126 N/mm [6] เนื่องจากมีโครงสร้างที่คล้ายคลึงกัน ดังนั้นการวิจัยเกี่ยวกับแผ่นล๊อคแบบเกลียว จึงได้รับการยอมรับมากขึ้นและให้ใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการดังกล่าว และมีแนวโน้มที่จะให้ผลลัพธ์ในเชิงบวกโดยเฉพาะอย่างยิ่งในแง่ของ

การรักษาสภาพเนื้อเยื่ออ่อนหรือผิวหนังและการแก้ปัญหาของการติดเชื้อ [7-10]

แผ่นล๊อคแบบเกลียวได้เปลี่ยนแปลงการรักษากระดูกหน้าแข้งหักให้ความมั่นคงที่ดีกว่า โดยแผ่นล๊อคแบบเกลียวเหล่านี้มีโครงสร้างสกรูมุมคดที่ช่วยลดการเคลื่อนไหวขนาดเล็กและแบ่งเบาภาระในการรับน้ำหนัก ด้วยตัวล็อกที่หลากหลายและการออกแบบที่เข้ากับทางกายวิภาค แผ่นล๊อคแบบเกลียวจึงรองรับรูปแบบการแตกหักที่แตกต่างกัน การใช้วัสดุคุณภาพสูงช่วยให้มั่นใจได้ถึงความทนทาน ซึ่งแผ่นล๊อคแบบเกลียวเป็นนวัตกรรมที่สำคัญที่ทำให้ผลลัพธ์ในการจัดการกระดูกหน้าแข้งแตกหักดีขึ้น [11-12]

การศึกษา [7] กำหนดคุณสมบัติของกระดูกต้นขาสด ซึ่งยังโมดูลัส คือ 304.47 MPa และอัตราส่วนของปัวซอง คือ 0.3334 ตามที่ระบุโดยแบบจำลอง ซึ่งค่าเฉพาะเหล่านี้ของคุณสมบัติของกระดูกต้นขาเหมาะสมสำหรับการปรับรูปแบบจำลองการยึดตรึงภายนอกที่กระดูกต้นขา นอกจากนี้ยังมีการเสนอการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ โดยเน้นที่ความแข็งแรงสูงสุดระหว่างการหมุนโครงสร้างสำหรับการทดลองเครื่องมือที่แกนกลางของกระดูก ซึ่งผลลัพธ์ที่ประสบความสำเร็จจากการยึดตรึงภายในด้วยการใช้แผ่นล๊อคแบบเกลียวที่มีช่องว่างระหว่างกระดูก โดยใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับการแตกหักของกระดูกต้นขา periprosthetic โดยเปิดเผยว่าการขยายแผ่นล๊อคแบบเกลียวสามารถเพิ่มความแข็งแรงของแรงอัดเฉพาะที่ [13] นอกจากนี้การศึกษาล่าสุดได้ระบุถึงประโยชน์ของการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เชิงปริมาณและระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการสำรวจลักษณะทางกลของกระดูกขาที่แตกหัก การวิเคราะห์เชิงระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์มีการประเมินการแตกหักของกระดูกและอำนวยความสะดวกในการทำนายภาระกระดูกหัก [9, 13-15] นอกจากนี้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ยังถูกนำไปใช้กับการทดสอบอุปกรณ์ยึดติดและการสันนิษฐาน ซึ่งเกี่ยวข้องกับการคำนวณความถี่ธรรมชาติของโครงสร้างคาน การวิเคราะห์โครงสร้างคอมพิวเตอร์โดยใช้ FEA แบบไม่เชิงเส้นเพื่อทำนายสถานการณ์ความล้มเหลว [16]

ดังนั้นการศึกษานี้มีวัตถุประสงค์ในการคำนวณความแข็งแรงของแผ่นล๊อคแบบเกลียว 10 รู ซึ่งเป็นการยึดตัวภายนอกสำหรับกระดูกหน้าแข้งโดยอ้างอิงตามมาตรฐาน ASTM F382

[17] และศึกษาความสามารถในการกำหนดรูปแบบการยึดติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวที่ใช้ในการรักษากระดูกหน้าแข้งแบบภายนอก เมื่อเปรียบเทียบรูปแบบการติดตั้งที่แตกต่างกัน คือ 1. ด้านหน้า (anterior) 2. ตรงกลาง (medial) และ 3. ด้านข้าง (lateral) โดยทำการทดสอบด้วยแรงกดในแนวแกน (Axial compression load), แรงบิด (Torsion load) และแรงดัดงอ 4 จุด (4-point bending load)

2. ทฤษฎี

แผ่นล๊อคแบบเกลียวที่ใช้เป็น Stainless steel 304LVM ซึ่งเป็นโลหะผสมที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในทางการแพทย์ ซึ่งมีความต้านทานการกัดกร่อนที่เป็นสิ่งสำคัญสำหรับการป้องกันการเสื่อมสภาพและวัสดุไม่ก่อให้เกิดอาการไม่พึงประสงค์ภายในร่างกายมนุษย์ ทำให้เหมาะสำหรับการปลูกถ่ายและยึดติดอุปกรณ์ทางการแพทย์ และยังสามารถทนทานแต่ยังสามารถให้ตัวได้ ซึ่งได้มีการติดตามผลการรักษาในคลินิก [18] Stainless steel 304LVM ไม่ทำปฏิกิริยากับสารทำความสะอาดซึ่งมั่นใจได้ว่าจะไม่ชะล้างสารอันตรายเข้าสู่ร่างกาย ตัววัสดุมีการใช้อย่างแพร่หลายในเครื่องมือแพทย์ อุปกรณ์ยึดติดและอุปกรณ์ผ่าตัด สรุปได้ว่า Stainless steel 304LVM เป็นวัสดุที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานทางการแพทย์ต่างๆ ทำให้มั่นใจในความปลอดภัยของผู้ป่วยและอายุการใช้งานของอุปกรณ์ [19-20]

2.1 สมบัติของวัสดุ

แบบจำลองของการยึดตรึงกระดูกหน้าแข้งโดยใช้แผ่นล๊อคแบบเกลียว 10 รู มีขนาดความยาวเป็น 192 mm ระยะห่างของรูเป็น 20.0 mm มีความหนาเป็น 6 mm วางห่างจากกระดูกมีระยะ 47 mm สกรูมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 mm มีความยาว 71 mm กระดูกหน้าแข้งมีความยาว 449 mm [21] รัศมีตรงกลางท่อนกระดูกมีขนาด 24 มิลลิเมตร ตัดกระดูกออกตรงกลางมีระยะห่างช่องว่าง 3.0 mm ซึ่งคุณสมบัติของวัสดุ (ยังโมดูลัสและอัตราส่วนของ Poisson) สำหรับการจำลองใน FEA [7] แสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 สมบัติของวัสดุที่ใช้สำหรับการวิเคราะห์

วัสดุ	อัตราส่วนปูนซีเมนต์	ยังโมดูลัส (MPa)
สกรู	0.31	200,000
แผ่นลวดแบบเกลียว	0.31	200,000
กระดูกหน้าแข้ง	0.30	805

2.2 ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการใช้คอมพิวเตอร์ในการจำลองพฤติกรรมของวัสดุที่มีการตอบสนองต่อแรง การสั่นสะเทือน และผลกระทบทางกายภาพอื่น ๆ ในโลกแห่งความเป็นจริงอย่างไร ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถแสดงให้เห็นว่าวัสดุที่ใช้จะแตกหัก เสื่อมสภาพ หรือทำงานตามที่ได้รับการออกแบบหรือไม่ ในกระบวนการพัฒนาการจำลองด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ใช้เพื่อคาดการณ์สิ่งที่จะเกิดขึ้นเมื่อมีการใช้งานจริง เพื่อให้แน่ใจว่าจะบรรลุเป้าหมายตามวัตถุประสงค์การใช้งานของอุปกรณ์นั้น ๆ ซึ่งต้องดำเนินการอย่างปลอดภัยและมีประสิทธิภาพสูงสุด ซอฟต์แวร์ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ทำงานโดยการแบ่งวัตถุจริงออกเป็นองค์ประกอบเล็ก ๆ จำนวนมาก (หลายพันถึงล้านส่วน) ในรูปแบบของรูปร่าง เช่น ลูกบาศก์หรือจตุรมุข โดยใช้สมการทางคณิตศาสตร์ช่วยทำนายพฤติกรรมของแต่ละองค์ประกอบ จากนั้นคอมพิวเตอร์จะคำนวณโดยรวม และเฉลี่ยพฤติกรรมในแต่ละส่วนประกอบย่อยเพื่อคาดการณ์พฤติกรรมของวัตถุจริง ดังนั้นระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์จึงมีความเหมาะสมสำหรับการแก้โดเมนที่ซับซ้อนของสมการเชิงอนุพันธ์

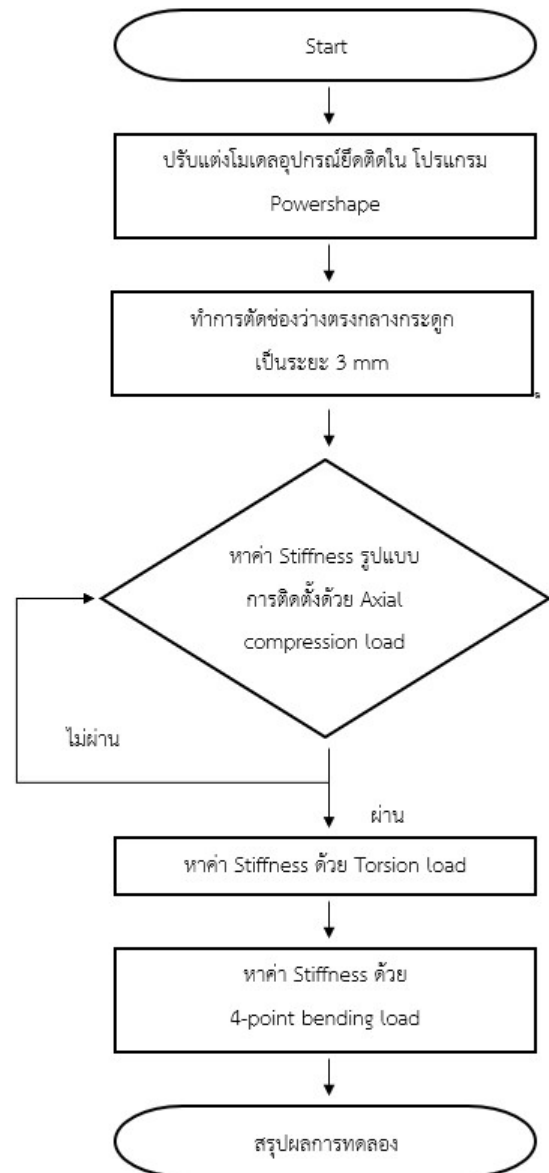
สมการการคำนวณหาความแข็งตึง ดังสมการ (1)

$$K \times U = F \quad (1)$$

โดยที่ K คือ ค่าความแข็งตึง (N/mm), U คือ ระยะการเสียรูป (mm), F คือ แรงที่ใช้ในการกระทำ (N)

การศึกษานี้หาความแข็งตึงด้วยโปรแกรม ANSYS workbench software สำหรับการรักษาแบบยึดติดภายนอกด้วยแผ่นลวดแบบเกลียวโดยมีรูปแบบการติดตั้ง 3 ด้าน ได้แก่ การติดตั้ง ด้านหน้า (Anterior) ด้านข้าง (Lateral) และตรงกลาง (Medial) โดยขั้นแรกทำการปรับแต่งโมเดลอุปกรณ์ยึด

ติดด้วยโปรแกรม Powershape หลังจากนั้นทำการตัดช่องว่างกระดูกหน้าแข้งให้มีขนาด 3 mm เพื่อเป็นการจำลองการหักของกระดูก และทำการหาความแข็งตึงจากรูปแบบการติดตั้งต่าง ๆ ด้วยแรงกดในแนวแกน ทำการเลือกรูปแบบที่ดีที่สุดมาทำการหาความแข็งตึงด้วยแรงบิด และ แรงดัดงอ 4 จุด และนำค่าความแข็งตึงที่ได้มาเปรียบเทียบกับวิธี Unilateral ว่าตรงตามค่ามาตรฐานที่กำหนดไว้หรือไม่ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 ขั้นตอนการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์

3. วิธีการศึกษา

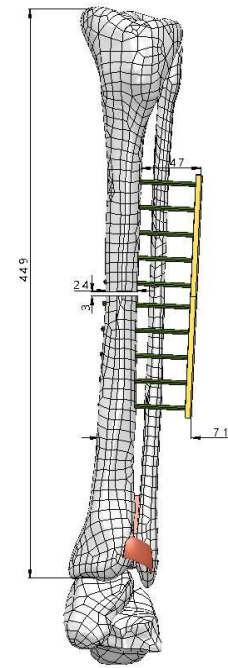
3.1 ขั้นตอนในการศึกษา

การรักษากระดูกหน้าแข้งหักมีอยู่หลายวิธีการ รวมถึงการยึดตรึงโดยใช้เฝือก การยึดตรึงด้วยอุปกรณ์ภายนอกร่างกาย หรือการยึดตรึงภายในผ่านการผ่าตัดวางแผ่นตามกระดูกและสกรูไขว้กระดูก การเลือกวิธีการรักษาขึ้นอยู่กับปัจจัยต่างๆ เช่น ประเภทกระดูกหัก ความมั่นคง และการพิจารณาของผู้ป่วย โดยมีเป้าหมายเพื่อฟื้นฟู และจัดตำแหน่งกระดูก จากการศึกษาหาค่ายังโมดูลัสและอัตราส่วนปัวซองของกระดูกต้นขาสด [7] ได้ค่าที่เหมาะสมเพื่อใช้ในการคำนวณในโครงสร้างการยึดตรึงกระดูกต้นขาด้านนอก ซึ่งใช้ค่ายังโมดูลัสคือ 805 MPa และอัตราส่วนปัวซองคือ 0.3 และทำการแบ่งเอลิเมนต์เป็นแบบ tetrahedral ซึ่งเหมาะกับชิ้นงาน free form แสดงดังรูปที่ 2

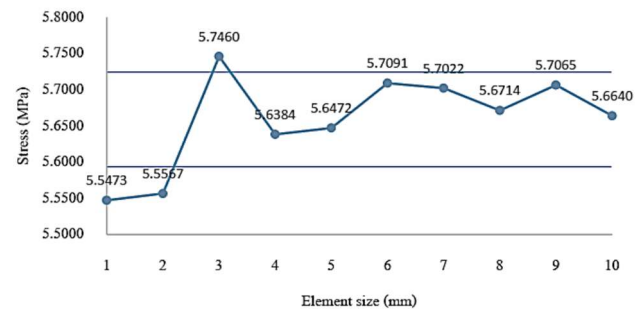


รูปที่ 2 การแบ่งเอลิเมนต์เป็นแบบ tetrahedral

การคำนวณระยะการเสียรูปและการกำหนดค่าของการยึดตัวภายนอกสำหรับกระดูกหน้าแข้งได้โดยใช้ โมเดลแผ่นลวดแบบเกลียว 10 รู ที่สร้างขึ้นในซอฟต์แวร์ PowerShape ตามที่แสดงในรูปที่ 3 สำหรับการทดสอบแผ่นลวดแบบเกลียวระยะทางระหว่างรูสกรูบนแผ่นคือ 20 mm ตัววัสดุคิดเป็นแบบ homogeneous โดยใช้ FEA ในซอฟต์แวร์ของ ANSYS และใช้ขนาดเอลิเมนต์ที่ 5 mm เนื่องจากค่าความคลาดเคลื่อนของความเค้นมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ใกล้ช่วงกึ่งกลางมากกว่าขนาดอื่นๆ ดังรูปที่ 4



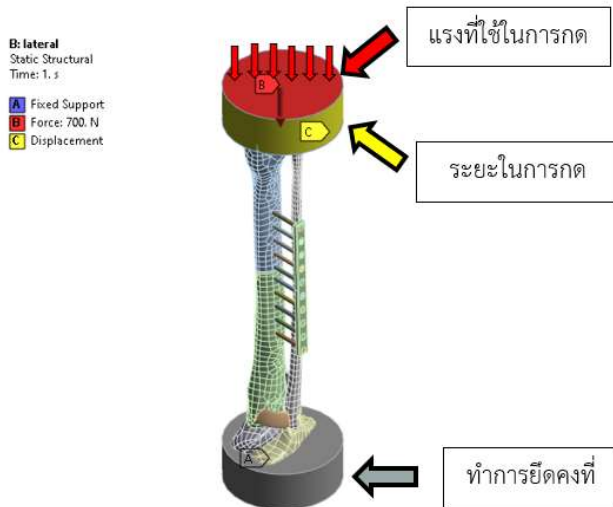
รูปที่ 3 แบบจำลองการใช้แผ่นลวดแบบเกลียว 10 รู



รูปที่ 4 แบบจำลองการใช้แผ่นลวดแบบเกลียว 10 รู

3.2 การทดสอบแรงกดในแนวแกน

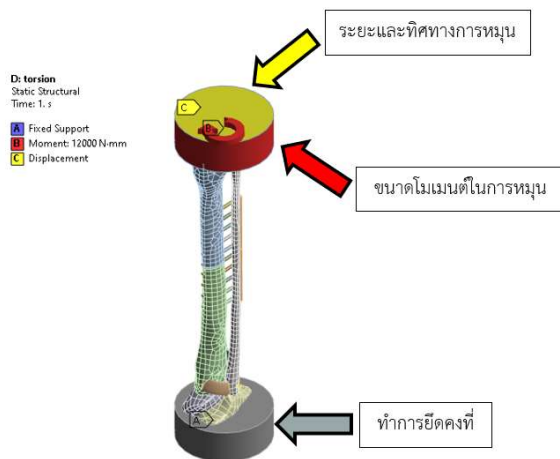
เงื่อนไขขอบเขตของการคำนวณของแผ่นลวดแบบเกลียว 10 รู โดยการยึดติดตรงปลายด้านที่ติดต่อกับกระดูกหน้าแข้ง และใช้แรงกดในแนวแกน 700 N (น้ำหนักเฉลี่ยคนไทย [22]) ซึ่งกระจายอย่างสม่ำเสมอ ระยะห่างของรอยหักกระดูกต้นขา 3.0 mm ให้พื้นผิวสัมผัสระหว่างกระดูก สกรูยึดติดและพื้นผิวสัมผัสของชุดยึดติดไม่มีแรงเสียดทาน แสดงดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 เงื่อนไขขอบเขตการทดสอบแรงกดในแนวแกน

3.3 การทดสอบแรงบิด

เงื่อนไขขอบเขตของการคำนวณของแผ่นลวดแบบเกลียว 10 รู โดยการยึดติดตรงปลายด้านที่ติดต่อกับกระดูกหน้าแข้ง และใช้แรงบิดขนาด 12,000 N·mm [7] แสดงดังรูปที่ 6

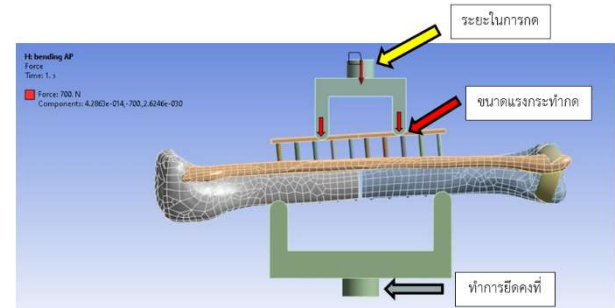


รูปที่ 6 เงื่อนไขขอบเขตการทดสอบแรงบิดสำหรับการยึดตัวภายนอกด้านหน้า (anterior)

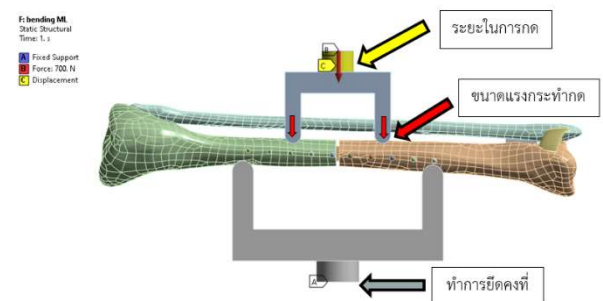
3.4 การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุด

เงื่อนไขขอบเขตของการคำนวณของแผ่นลวดแบบเกลียว 10 รู โดยด้านหน้า (anterior) ยึดแผ่นรับแรงกดคงที่ และให้

แรงกระทำด้านหน้า-ด้านหลัง ขนาด 700 N แสดงดังรูปที่ 7 และด้านข้าง-ตรงกลาง แสดงดังรูปที่ 8



รูปที่ 7 เงื่อนไขขอบเขตการทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดกระทำด้านหน้า-ด้านหลัง สำหรับการยึดตัวภายนอกด้านหน้า (anterior)



รูปที่ 8 เงื่อนไขขอบเขตการทดสอบแรงดัดงอ 4 จุด กระทำด้านข้าง-ตรงกลาง สำหรับการยึดตัวภายนอกด้านหน้า (anterior)

4. ผลการทดลองจากแบบจำลอง

การศึกษานี้ใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยให้กระดูกหน้าแข้งใช้ค่ายังโมดูลัส 805 MPa และอัตราส่วนของปัวซอง 0.3 ขนาดของเอลิเมนต์กระดูกที่ใช้คือ 5 mm และขนาดของเอลิเมนต์สกรูและแผ่นลวดแบบเกลียวคือ 2 mm โดยจะทำการทดสอบ 3 รูปแบบคือ การทดสอบแรงกดในแนวแกน การทดสอบแรงบิด และการทดสอบแรงดัดงอ 4 จุด ในการหาระยะการเสียรูป ค่าความเค้น ความเครียด และค่าความแข็งแรงตึง เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบความเหมาะสมสำหรับการยึดตรึงกระดูกหน้าแข้ง

4.1 กระดูกหน้าแข้งปกติ

ผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงกดในแนวแกน (Axial compression load) ที่กระทำต่อกระดูกธรรมดา ดังรูปที่ 9

จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 0.64 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 88.31 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.078

4.2 การยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านข้าง

ผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงกดในแนวแกนที่กระทำต่อการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านข้าง (Lateral) ดังรูปที่ 10 จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 5.69 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 3,271.6 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.916

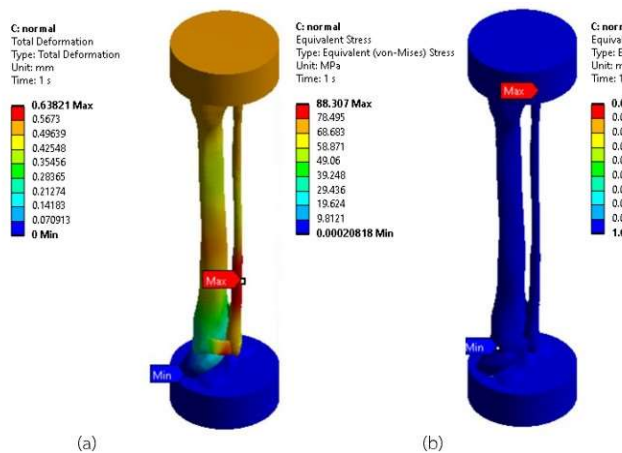
4.3 การยึดติดกระดูกหน้าแข้งตรงกลาง

ผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงกดในแนวแกนที่กระทำต่อการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวตรงกลาง (Medial) ดังรูปที่ 11 จะ

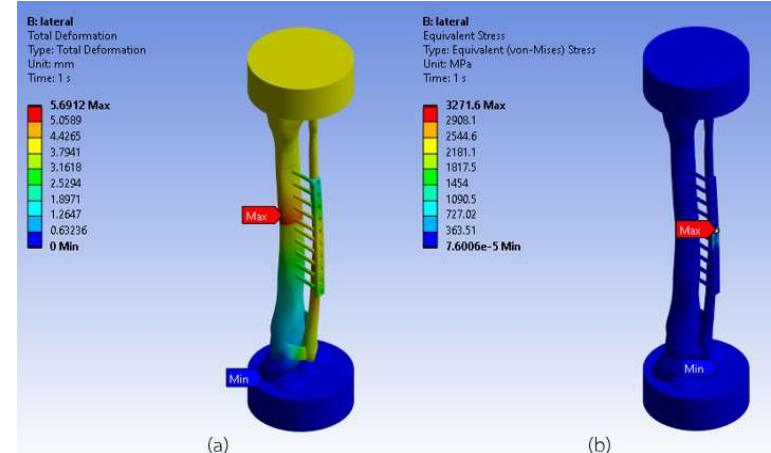
จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 4.55 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 2,555.6 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 1.078

4.4 การยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านหน้า

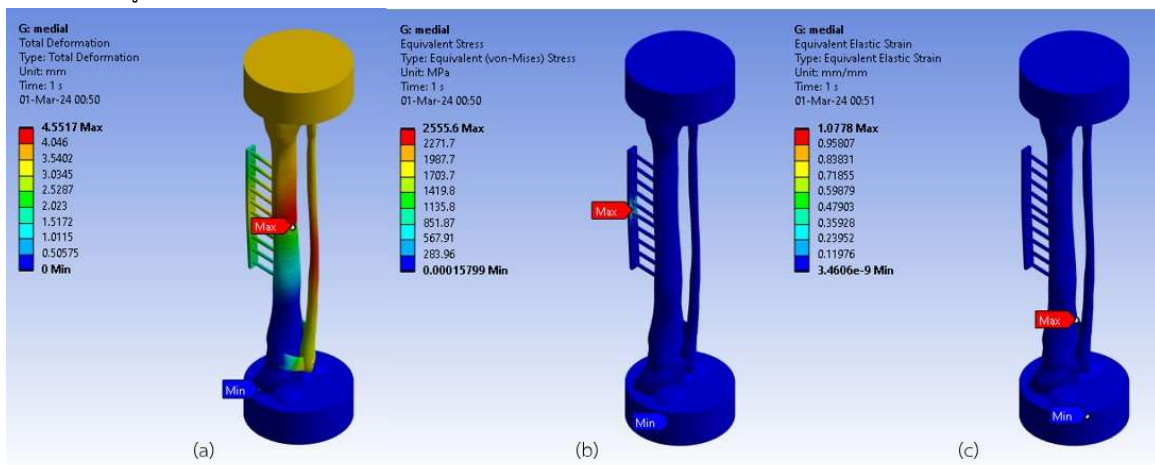
ผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงกดในแนวแกนที่กระทำต่อการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านหน้า (Anterior) ดังรูปที่ 12 จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 4.25 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 2,187 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.532



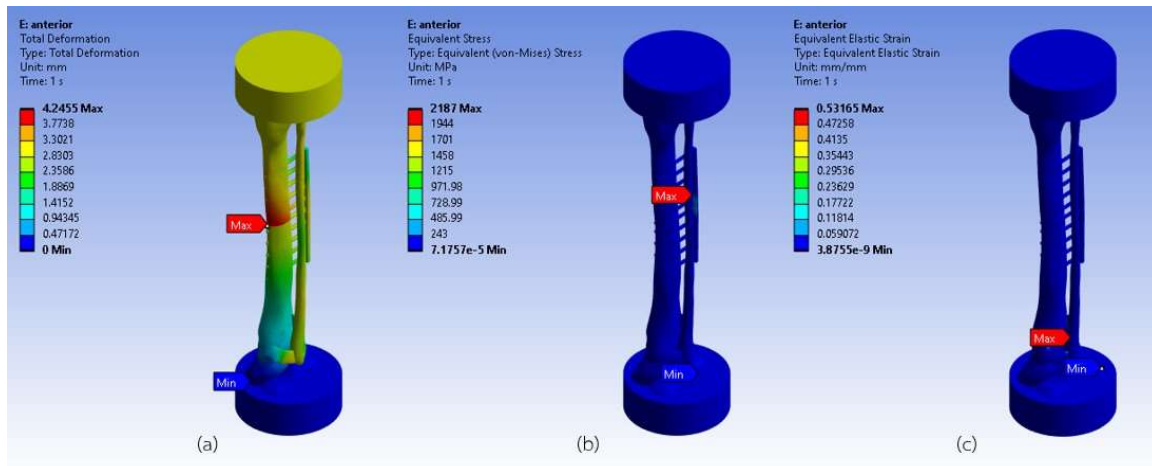
รูปที่ 9 ผลลัพธ์การทดสอบแรงกดในแนวแกนต่อกระดูกหน้าแข้งปกติ แสดงค่า a) ระยะการเสียรูป b) ความเค้น von-Mises c) ความเครียด



รูปที่ 10 ผลลัพธ์การทดสอบแรงกดในแนวแกนที่ติดตั้งด้านข้าง แสดงค่า a) ระยะการเสียรูป b) ความเค้น von-Mises c) ความเครียด



รูปที่ 11 ผลลัพธ์การทดสอบแรงกดในแนวแกนที่ติดตั้งตรงกลาง แสดงค่า a) ระยะการเสียรูป b) ความเค้น von-Mises c) ความเครียด



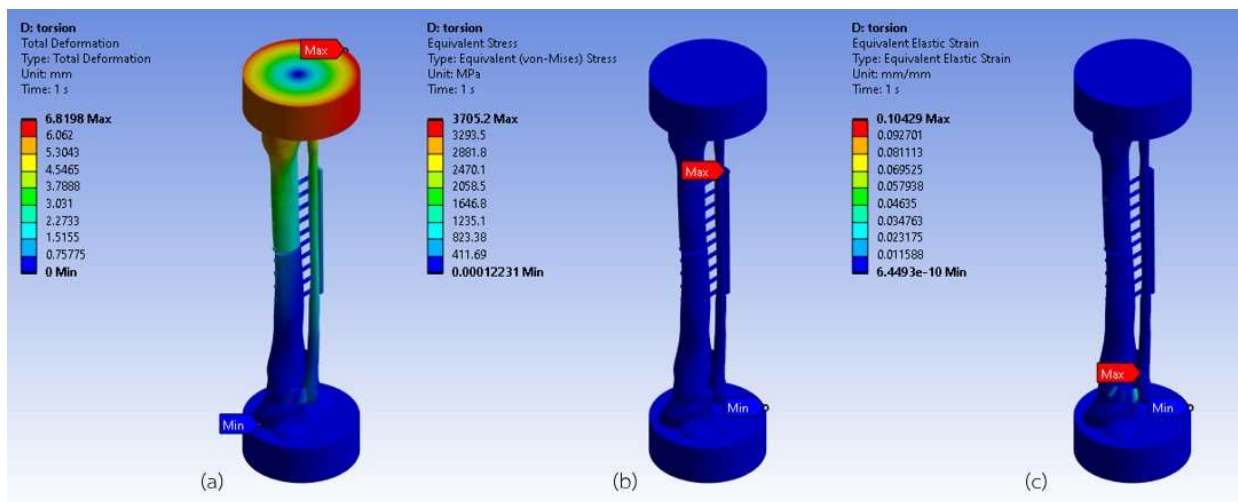
รูปที่ 12 ผลลัพธ์การทดสอบแรงกดในแนวแกนที่ติดตั้งด้านหน้า แสดงค่า a) ระยะการเสียรูป b) ความเค้น von-Mises c) ความเครียด

4.5 การทดสอบแรงบิด

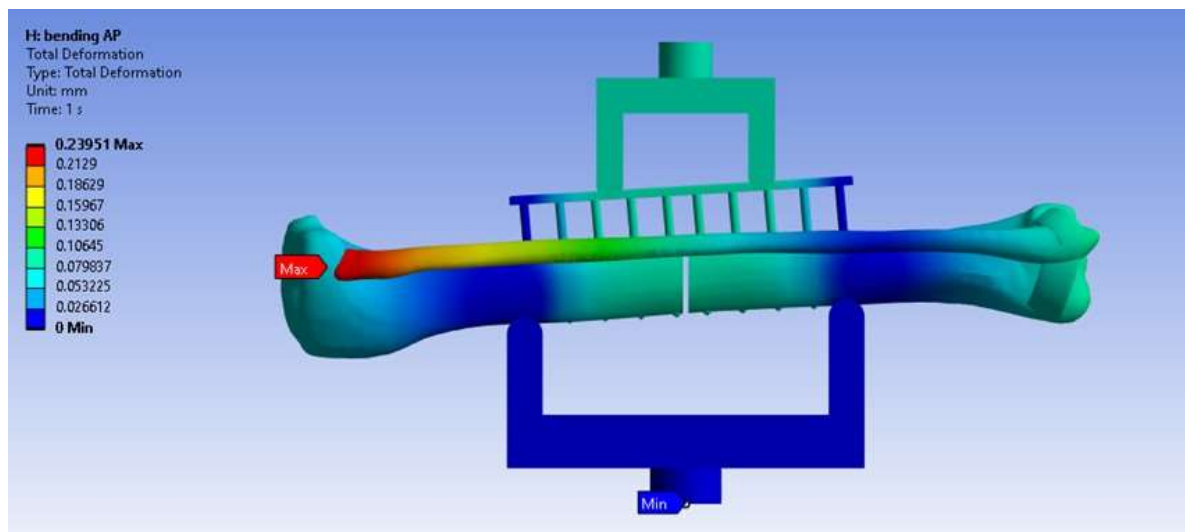
ผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงบิด (Torsion load) ที่กระทำต่อการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านหน้า เนื่องจากผลจากแบบจำลองให้ค่าความแข็งตึงด้านนี้มากที่สุด จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 6.82 องศา ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 3,705.2 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.104 แสดงดังรูปที่ 13

4.6 การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดด้านหน้า-ด้านหลัง

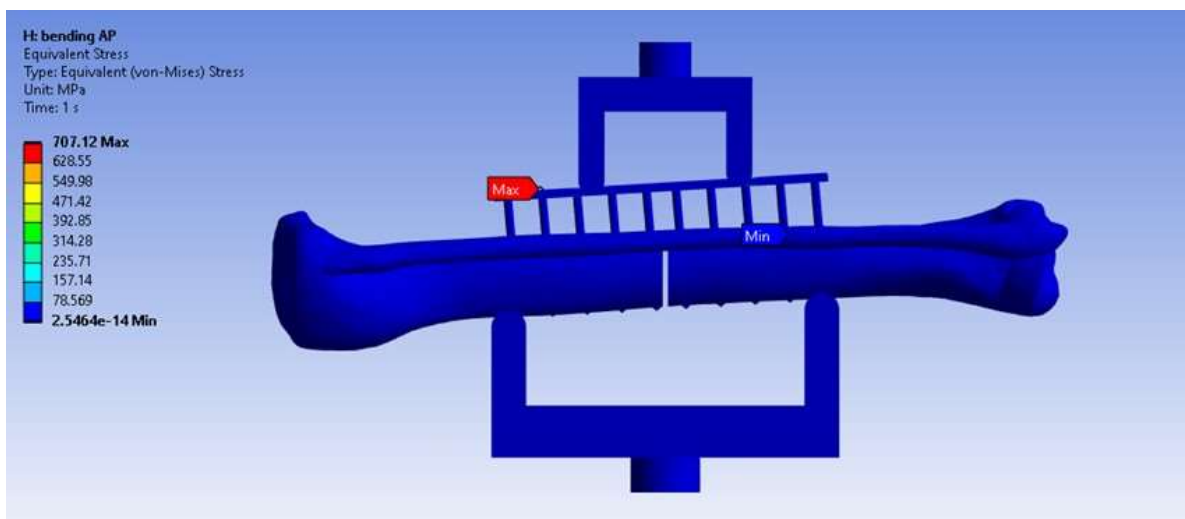
ผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงดัดงอ (Bending load) ที่ด้านหน้า-ด้านหลัง กระทำการติด แผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านหน้า ดังรูปที่ 11 จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 0.24 mm และค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 707.1 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.004 แสดงดังรูปที่ 14-16



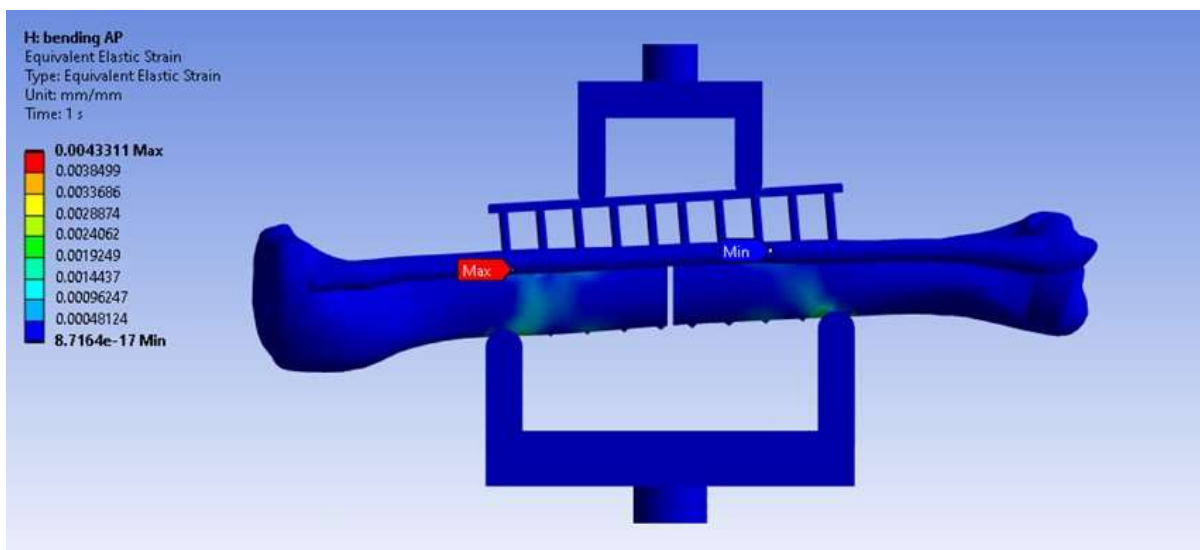
รูปที่ 13 ผลลัพธ์การทดสอบแรงบิดต่อการยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านหน้า แสดงค่า a) ระยะการเสียรูป b) ความเค้น von-Mises c) ความเครียด



รูปที่ 14 ผลลัพธ์การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดด้านหน้า-ด้านหลังต่อการยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านหน้า แสดงค่าระยะการเสียรูป



รูปที่ 15 ผลลัพธ์การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดด้านหน้า-ด้านหลังต่อการยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านหน้า แสดงค่าความเค้น von-Mises



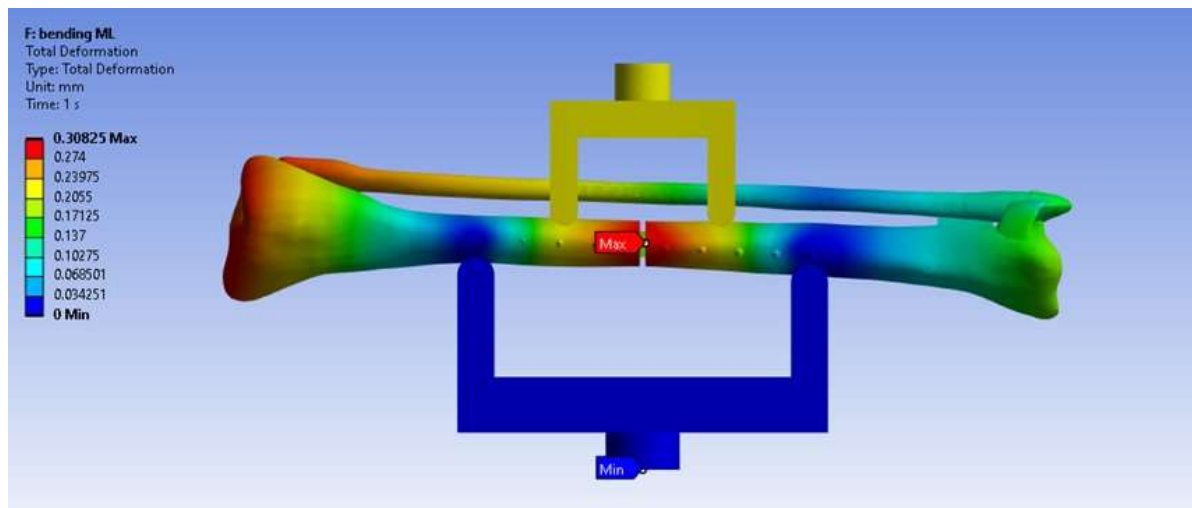
รูปที่ 16 ผลลัพธ์การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดด้านหน้า-ด้านหลังต่อการยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านหน้า แสดงค่าความเครียด

4.7 การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดด้านข้าง-ตรงกลาง

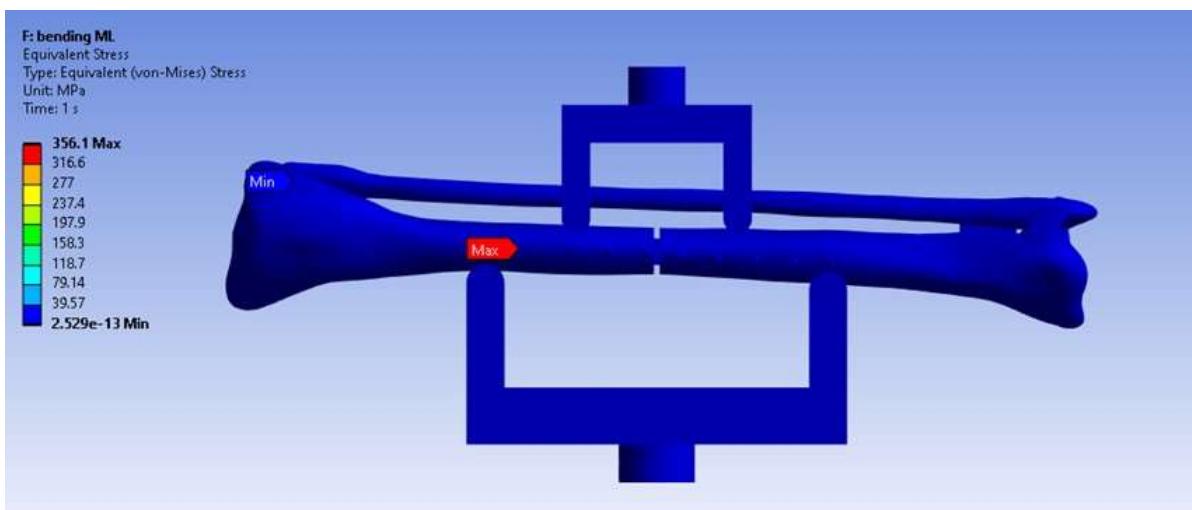
ผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงดัดงอ (Bending load) ที่ด้านข้าง-ตรงกลาง (Lateral to Medial) กระทำการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านหน้า (Anterior) จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 0.31 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 356.1 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.018 แสดงดังรูปที่ 17-19

การทดลองนี้ได้ทำการทดสอบแรงกดในแนวแกนกับกระดูกปกติได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 0.64 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 88.31 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.078 และได้ทำการเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากการติดตั้งอุปกรณ์ด้านต่างๆ โดยด้านที่ให้ผลดีที่สุดคือด้านหน้า (Anterior) โดยค่าระยะการเสียรูปสูงสุดคือ 4.25 mm ค่า

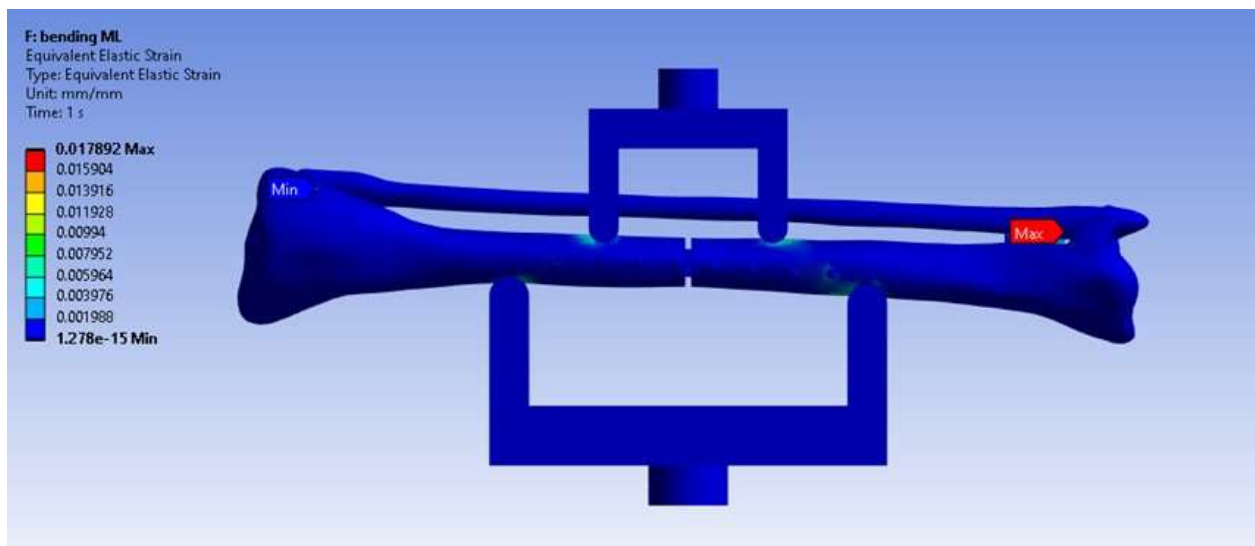
ความเค้น von-Mises สูงสุด 2,187.00 MPa ค่าความเครียดสูงสุด 0.532 และค่าความแข็งแรงดึง 164.71 N/mm รองลงมาคือหน้าตรงกลาง โดยค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 4.55 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 2,555.60 MPa ค่าความเครียดสูงสุด 1.078 และค่าความแข็งแรงดึง 153.85 N/mm และสุดท้ายหน้าด้านข้าง โดยค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 5.69 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 3,271.6 MPa ค่าความเครียดสูงสุด 0.916 และค่าความแข็งแรงดึง 123.02 N/mm เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีที่มีการใช้ในการรักษาในปัจจุบัน (Unilateral) ที่มีค่าความแข็งแรงดึง 117-126 N/mm ทุกด้านการติดตั้งสามารถนำมาใช้ทดแทนกันได้และมีประสิทธิภาพมากกว่าการรักษาแบบ Unilateral โดยใช้ค่าความแข็งแรงดึงเป็นการอ้างอิงดังแสดงในตารางที่ 2 และ รูปที่ 20-22



รูปที่ 17 ผลลัพธ์การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดตรงกลาง-ด้านข้างต่อการยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านหน้า แสดงค่าระยะการเสียรูป



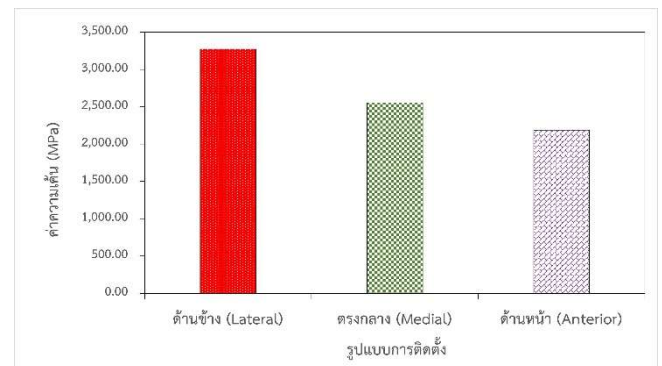
รูปที่ 18 ผลลัพธ์การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดตรงกลาง-ด้านข้างต่อการยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านหน้า แสดงค่าความเค้น



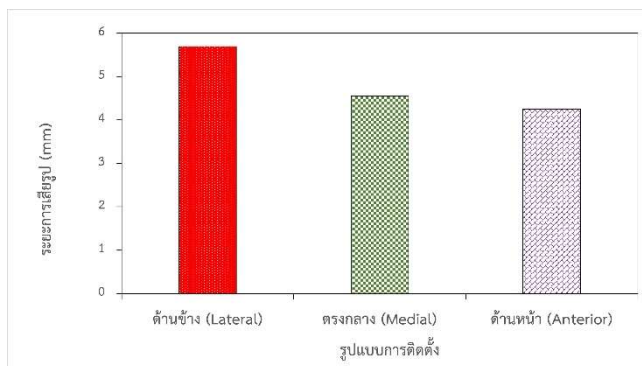
รูปที่ 19 ผลลัพธ์การทดสอบแรงดัดงอ 4 จุดตรงกลาง-ด้านข้างต่อการยึดติดกระดูกหน้าแข้งด้านหน้า แสดงค่าความเครียด

ตารางที่ 2 เปรียบเทียบผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงกดในแนวแกน

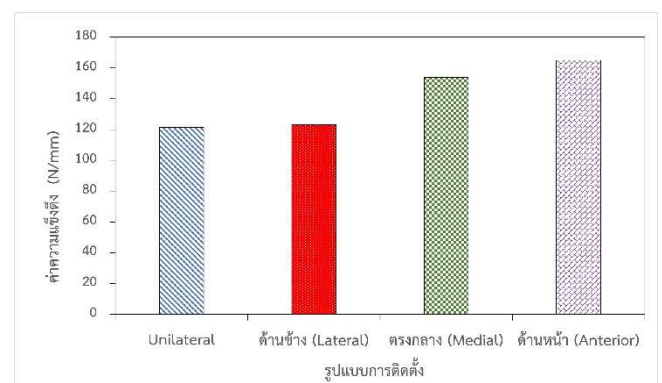
โมเดล	ระยะการ เสียรูป (mm)	ความเค้น (MPa)	ความเครียด	ความแข็งแรง (N/mm)
กระดูกหน้า แข้งปกติ	0.64	88.31	0.078	1,093.75
ด้านข้าง	5.69	3,271.60	0.916	123.02
ตรงกลาง	4.55	2,555.60	1.078	153.85
ด้านหน้า	4.25	2,187.00	0.532	164.71
Unilateral	-	-	-	117-126 [6]



รูปที่ 21 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นสำหรับการติดตั้งแผ่นล๊อคแบบเกลียวแต่ละด้าน



รูปที่ 20 กราฟเปรียบเทียบระยะการเสียรูปสำหรับการติดตั้งแผ่นล๊อคแบบเกลียวแต่ละด้าน



รูปที่ 22 กราฟเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงสำหรับการติดตั้งแผ่นล๊อคแบบเกลียวแต่ละด้าน

เนื่องจากผลของการทดสอบแรงกดในแนวแกนด้านหน้า (Anterior) ให้ผลดีกว่าด้านอื่นๆ จึงได้ทดสอบแรงบิด (Torsion load) ที่กระทำต่อการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านหน้า (Anterior) จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 6.82 องศา ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 3,705.2 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.104 และค่าความแข็งตึง 1,759.58 N/mm ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ผลจากแบบจำลองกรณีแรงบิด

โมเดล	ระยะการ เสียรูป (mm)	ความเค้น (MPa)	ความเครียด	ความแข็งตึง (N/mm)
ด้านหน้า	6.82	3,705.20	0.104	1,759.58

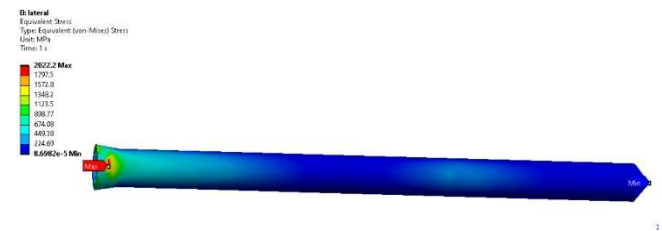
จากตารางที่ 4 แสดงว่าการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านหน้า (Anterior) สามารถรับแรงดัดงอ 700 N ด้านหน้า-ด้านหลัง (Anterior to Posterior) ได้ดีกว่า ด้านข้าง-ตรงกลาง (Lateral to Medial) โดยที่ผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงดัดงอที่ด้านหน้า-ด้านหลัง กระทำการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านหน้า (Anterior) จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 0.27 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 807.0 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.005 และผลจากแบบจำลองโดยใช้แรงดัดงอที่ด้านข้าง-ตรงกลาง กระทำการติดแผ่นล๊อคแบบเกลียวด้านหน้า (Anterior) จะได้ค่าระยะการเสียรูปมากที่สุดคือ 0.35 mm ค่าความเค้น von-Mises สูงสุด 391.5 MPa และค่าความเครียดสูงสุด 0.020

ตารางที่ 4 ผลจากแบบจำลองกรณีแรงดัดงอ 4 จุด

โมเดล	ระยะการ เสียรูป (mm)	ความเค้น (MPa)	ความเครียด	ความแข็งตึง (N/mm)
ด้านหน้า- ด้านหลัง	0.24	707.12	0.004	2,916.67
ด้านข้าง- ตรงกลาง	0.31	356.10	0.018	2,258.06

การทดสอบนี้ได้ทำการคำนวณให้กระดูกหน้าแข้งเป็นกระดูกสุขภาพดี โดยในการรักษากับกระดูกจริงของผู้ป่วยต้องคำนวณถึงโรคและสภาพของกระดูกร่วมด้วยซึ่งจะส่งผลกระทบต่อสมบัติทางกลของกระดูกหน้าแข้ง และในการติดตั้งจริงอาจได้รับผลกระทบจากกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อต่างๆ เพิ่มเติมมาด้วย

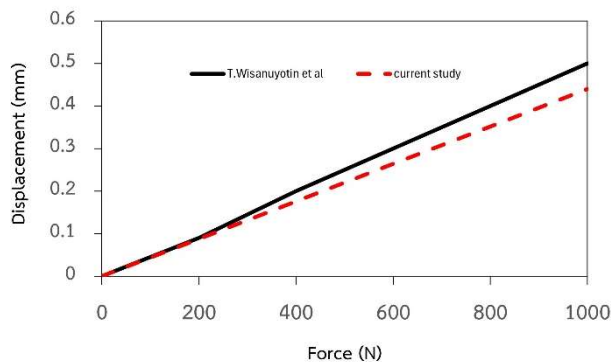
ผลจากแบบจำลองนี้ได้ระบุตำแหน่งที่เกิดความเค้น von-Mises สูงสุดดังแสดงในรูปที่ 23 ซึ่งเกิดขึ้นที่ตัวสกรูเนื่องจากการรักษาจริงต้องการให้เกิดการเสียหายที่ตัวสกรูก่อนเพราะสามารถเปลี่ยนแปลงได้ง่ายโดยไม่ทำให้แผ่นล๊อคแบบเกลียวเกิดความเสียหาย และเราสามารถทำนายตำแหน่งสกรูที่เสียหายได้จากผลของแบบจำลอง



รูปที่ 23 ความเค้น von-Mises ที่เกิดขึ้นบนตัวสกรู

การศึกษานี้ได้ทำการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง โดยทำการเปรียบเทียบผลลัพธ์แบบจำลองกระดูกหน้าแข้งของผู้วิจัยกับแบบจำลองของ T. Wisanuyotin et al. (2020) [7] ซึ่งเป็นการวิเคราะห์โดยใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อคำนวณหาค่าความแข็งตึงจากการยึดติดกระดูกหน้าแข้ง โดยผลการวิเคราะห์ระยะการเสียรูปภายใต้แรงดัดงอ 4 จุด ด้านข้าง-ตรงกลาง (Lateral to Medial, LM) ขนาด 200 N, 400 N, 600 N, 800N และ 1,000 N ดังรูปที่ 24 แสดงผลลัพธ์ของแบบจำลองปัจจุบันได้ระยะการเสียรูป 0.088 mm, 0.176 mm, 0.264 mm, 0.352 mm, และ 0.44 mm ตามลำดับ จากแบบจำลองของ T. Wisanuyotin et al. (2020) [7] ได้ระยะการเสียรูป 0.09 mm, 0.19 mm, 0.31 mm, 0.41 mm และ 0.50 mm ซึ่งน้อยลงคิดเป็น 10 % โดยเฉลี่ย เนื่องจากระยะการเสียรูปส่งผลต่อการเคลื่อนตัวของกระดูก ยิ่งระยะการเสียรูปของแผ่นล๊อคแบบเกลียวน้อย จะทำ

ให้กระดูกสามารถสมานตัวกันได้เร็วขึ้น ซึ่งในทางการแพทย์เป็นผลดีต่อการรักษากระดูกหน้าแข้งหัก



รูปที่ 24 การเปรียบเทียบระยะการเสียรูประหว่างแบบจำลองของ T.Wisanuyotin et al. (2020) [7] และการศึกษาปัจจุบัน

5. สรุปผลการศึกษา

การทดลองได้กำหนดให้ค่าความแข็งตึงทำหน้าที่เป็นตัวบ่งชี้ประสิทธิภาพของการตรึงภายนอกสำหรับรักษากระดูกหน้าแข้ง ซึ่งการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEA) ถูกใช้ในการผ่าตัดกระดูกเพื่อทำนายพฤติกรรมของอุปกรณ์ยึดติด การตรึงกระดูกหน้าแข้งภายนอกเป็นวิธีการที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในการจัดการการติดเชื่อจากการผ่าตัดและการบาดเจ็บรุนแรงที่เกี่ยวข้องกับการแตกหักของกระดูก

ในรูปแบบการตรึงภายนอก ค่าความแข็งตึงด้านข้าง (lateral) ได้ 123.02 N/mm (เพิ่มขึ้น 1.2 %) และค่าระยะการเสียรูปสูงสุดคือ 5.69 mm ลำดับต่อมาค่าความแข็งตึงตรงกลาง (medial) คือ 153.85 N/mm (เพิ่มขึ้น 26.6 %) และค่าระยะการเสียรูปสูงสุดคือ 4.55 mm สุดท้ายค่าความแข็งตึงด้านหน้า (anterior) คือ 164.71 N/mm (เพิ่มขึ้น 35.6 %) และค่าระยะการเสียรูปสูงสุดคือ 4.25 mm ด้วยเหตุนี้แผ่นล๊อคแบบเกลียวแสดงให้เห็นถึงค่าความแข็งตึงที่มากขึ้นเมื่อเทียบกับวิธี Unilateral ทำให้สรุปได้ว่าแผ่นล๊อคแบบเกลียว 10 รูที่ทำการยึดด้านหน้า (anterior) เป็นแนวทางที่มีประสิทธิภาพเนื่องจากให้ค่าความแข็งตึงสูงสุดจากทั้งสามด้านสำหรับการตรึงภายนอกในกรณีที่มีช่องว่างของกระดูก 3 mm สำหรับกระดูกหน้าแข้งที่แตกหัก โดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ที่มีน้ำหนักไม่เกิน 70 kg เมื่อเปรียบเทียบกับวิธี Unilateral

แบบเดิมที่มีรูปแบบการรักษาที่คล้ายคลึงกัน และได้ทำการเปรียบเทียบระยะการเสียรูปกับงานวิจัยของ T. Wisanuyotin et al. (2020) [7] ได้ระยะการเสียรูปน้อยลงคิดเป็น 10 % โดยเฉลี่ย ผลการวิจัยนี้บ่งชี้ว่าสามารถใช้แผ่นล๊อคแบบเกลียว 10 รูสำหรับการตรึงภายนอกในการรักษากระดูกหน้าแข้งหักได้

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้ประสบความสำเร็จด้วยดี ขอขอบคุณทุนการศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา ที่ได้รับการสนับสนุนจาก คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ปี 2665-2566 ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ขอขอบคุณภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ขอขอบคุณสาขาวิชาเครื่องกลและอุตสาหกรรม คณะเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยราชภัฏสกลนคร ที่ได้ให้คำปรึกษาและชี้แนะแนวทางสำหรับการวิจัยครั้งนี้ และที่สำคัญขอขอบคุณกลุ่มวิจัยทางการแพทย์ที่มีอาจารย์เกรียงไกร นาบุตรดา เป็นหัวหน้าทีมการวิจัย

เอกสารอ้างอิง

- [1] Suk-Hun K, Seung-Hwan C, Ho-Joong J. The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues. *Composite Structures*. 2010;92: 2109-2118.
- [2] Hajer K, Mohamed K, Maher D. Modeling age-related changes in the mechanical behavior of the fracture- fixated human tibia bone during healing. *Medical Engineering & Physics*. 2020;81: 77-85.
- [3] Wahab AHA, Wui NB, Kadir MRA, Ramlee MH. Biomechanical evaluation of three different configurations of external fixators for treating distal third tibia fracture: Finite element analysis in axial, bending and torsion load. *Computers in Biology and Medicine*. 2020;127(0010- 4825) :104062.

- [4] Mühling M, Winkler M, Augat P. Prediction of interfragmentary movement in fracture fixation constructs using a combination of finite element modeling and rigid body assumptions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2021;24(15): 1752-1760.
- [5] Giotakis N, Narayan B. Stability with unilateral external fixation in the tibia. *Strategies Trauma Limb Reconstruct*. 2007;2(1): 13-20.
- [6] Yang L, Nayagam S, Saleh M. Stiffness characteristics and inter- fragmentary displacements with different hybrid external fixators. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(2): 166-72.
- [7] Wisanuyotin T, Sirichativapee W, Paholpak P, Kosuwon W, Yuichi K. Optimal configuration of a dual locking plate for femoral allograft or recycled autograft bone fixation: A finite element and biomechanical analysis. *Clinical Biomechanics*. 2020;80
- [8] Wisanuyotin T, Paholpak P, Sirichativapee W, Sirichativapee W, Kosuwon W. Effect of bone cement augmentation with different configurations of the dual locking plate for femoral allograft fixation: finite element analysis and biomechanical study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2023;18:405.
- [9] Nabudda K, Suriyawanakul J, Tangchaichit K, Kosuwon W, Sukhonthamarn K, Pannucharoenwong N. Possibility of locking compression plate as the treatment of external fixation for femoral bone based on finite element method. *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research*. 2023;12(5):290-296.
- [10] Nabudda K. *Finite Element Analysis of External Fixation for Femur by Locking Plate [dissertation]*. Khon Kaen: Khon Kaen University; 2023.
- [11] Amornmoragot T. Comparison of comminuted femoral shaft fracture treatment between locking compression plate and conventional dynamic compression plate methods: A historical control an interventional study. *The Thai Journal of Orthopaedic Surgery*. 2022;43(1-2): 18-25.
- [12] Jensen TG, Almadareb MAK, Nielsen MB, Hansen EJ, Lindberg-Larsen M. Outcome after treatment of distal fibula fractures using one -third tubular plate, locking compression plate or distal anatomical locking compression plate. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2023;62: 524-528. A
- [13] Chen X, Andreassen T, Myers C, Clary C, Coombs D, DeWall R, et al. Impact of periprosthetic femoral fracture fixation plating constructs on local stiffness, load transfer, and bone strains. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021; 125: 104960.
- [14] Ali M, Askari SHR, Seung-Hwan C, Hassan M. Comparative study of healing fractured tibia assembled with various composite bone plates. *Composites Science and Technology*. 2020;197: 108248.
- [15] Meekaew P, Paholpak P, Wisanuyotin T, Sirichativapee W, Sirichativapee W, Kosuwon W, et al. Biomechanics comparison between endobutton fixation and syndesmotic screw fixation for syndesmotic injury ankle fracture; a finite element analysis and cadaveric validation study. *Journal of Orthopaedics*. 2022;34: 207-214.
- [16] Hyun-Jun K, Suk-Hun K, Seung-Hwan C, Finite element analysis using interfragmentary strain theory for the fracture healing process to which composite bone plates are applied. *Composite Structures*. 2011;93(11): 2953-2962.

- [17] ASTM International. *Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plate. Designation: F 382-99*. 2003.
- [18] Mešić E, Avdić V, Pervan N, Repčić N. Finite element analysis and experimental testing of stiffness of the sarafix external fixator. *Procedia Engineering*. 2015;100: 1598-1607.
- [19] Nirajan T, Michael P, Tarun G. A failure study of a locking compression plate implant. *Case Studies in Engineering Failure Analysis*. 2015;3: 68-72.
- [20] Al-Bakri AA, Sajuri Z, Mohammed A, Ariffin AK, Fafmin MS. Fatigue properties of strained very thin 304 stainless steel sheets. *International Journal of Automotive and Mechanical Engineering*. 2017;14(2): 4171-4182. A.
- [21] อุทิศ ศรีวิชัย. การคาดคะเนส่วนสูงจากความยาวกระดูกหน้าแข้งและกระดูกปลายแขนด้านในของประชากรไทย . มหาวิทยาลัยศิลปากร/นครปฐม.
- [22] Pongchaiyakul C, Nguyen TV, Kosulwat V, Rojroongwasinkul N, Charoenkiatkul S, Pongchaiyakul C, et al. Defining obesity by body mass index in the Thai population: an epidemiologic study. *Asia Pacific Journal of Clinical Nutrition*. 2006;15(3): 293-299.