วารสารวิชาการพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ปีที่ 36 ฉบับที่ 2 เม.ย.–มิ.ย. 2569
The Journal of KMUTNB., Vol. 36, No. 2, Apr.–Jun. 2026

บทความวิจัย

การเปรียบเทียบเสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานที่ถูกยึดด้วย Single Sacroiliac Screw, Parallel Sacroiliac Screw และ Bilaterial Iliac Screw ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ศิร ศิโรเวฐนุกูล และ วิโรจน์ ลิ่มตระการ*
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ปทุมธานี

* ผู้นิพนธ์ประสานงาน โทรศัพท์ 0 2564 3001 อีเมล: limwiroj@engr.tu.ac.th DOI: 10.14416/j.kmutnb.2026.03.002
รับเมื่อ 5 สิงหาคม 2568 แก้ไขเมื่อ 31 ตุลาคม 2568 ตอบรับเมื่อ 28 พฤศจิกายน 2568 เผยแพร่ออนไลน์ 20 มีนาคม 2569

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ประยุกต์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการศึกษาเสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานที่ถูกยึดด้วยสกรูใน 3 รูปแบบ คือ Single Sacroiliac Screw (SSIS), Parallel Sacroiliac Screw (PSIS) และ Bilateral Iliac Screw (BLIS) โดยทำการเปรียบเทียบระยะการเคลื่อนตัว และระยะห่างระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บ ผลการจำลองพบว่าการเคลื่อนตัวสูงสุดของกระดูกกระเบนเหน็บชิ้นใหญ่ที่ถูกยึดด้วยรูปแบบ SSIS, PSIS และ BLIS มีค่าเท่ากับ 45.23 33.92 และ 42.3 ไมโครเมตร ตามลำดับ และสำหรับกระดูกกระเบนเหน็บชิ้นเล็ก มีค่าเท่ากับ 44.66 35.11 และ 42.1 ไมโครเมตร ตามลำดับ และระยะห่างสูงสุดระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดด้วย SSIS, PSIS และ BLIS มีค่าเท่ากับ 403.44 182.59 และ 367.24 ไมโครเมตร ตามลำดับ จึงสามารถสรุปได้ว่าการยึดในรูปแบบ PSIS ส่งผลให้เกิดเสถียรภาพดีที่สุด แต่อย่างไรก็ตามทั้ง 3 รูปแบบการยึดสามารถนำไปใช้เพื่อรักษาคนไข้ได้ เนื่องจากทั้ง 3 รูปแบบการยึดได้ผลลัพธ์เป็นที่น่าพอใจ เนื่องจากเกิดระยะห่างระหว่างผิวรอยแตกน้อยกว่า 800 ไมโครเมตร จึงสามารถทำให้เกิดกระบวนการ Gap Healing ได้ แต่ไม่สามารถทำให้เกิดกระบวนการ Contact Healing ได้ทันทีหลังการผ่าตัด เนื่องจากเกิดระยะห่างระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บมากกว่า 10 ไมโครเมตร

คำสำคัญ: การยึดตรึงกระดูกเชิงกราน ซาโครไอลิแอคสกรู ไบแลทเทอเริลไอลิแอคสกรู ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การอ้างอิงบทความ: ศิร ศิโรเวฐนุกูล และ วิโรจน์ ลิ่มตระการ, “การเปรียบเทียบเสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานที่ถูกยึดด้วย Single Sacroiliac Screw, Parallel Sacroiliac Screw และ Bilaterial Iliac Screw ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์,” *วารสารวิชาการพระจอมเกล้าพระนครเหนือ*, ปีที่ 36, ฉบับที่ 2, หน้า 1–10, เลขที่บทความ 262-8089, เม.ย.–มิ.ย. 2569, doi: 10.14416/j.kmutnb.2026.03.002.

Research Article

A Comparison of Pelvic Stability among Single Sacroiliac, Parallel Sacroiliac and Bilateral Iliac Screw Fixations Using Finite Element Method

Sira Sirovetnukul and Wiroj Limtrakarn*
Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Thammasat University, Pathum Thani, Thailand

* Corresponding Author, Tel. 0 2564 3001, E-mail: limwiroj@engr.tu.ac.th DOI: 10.14416/j.kmutnb.2026.03.002
Received 5 August 2025; Revised 31 October 2025; Accepted 28 November 2025; Published online: 20 March 2026

Abstract

This study utilized the finite element method to investigate the biomechanical stability of the pelvis fixed with screws using three different configurations: Single Sacroiliac Screw (SSIS), Parallel Sacroiliac Screw (PSIS), and Bilateral Iliac Screw (BLIS). The comparison focused on sacral fragment displacement and the sacral fracture gap distance. The simulation results revealed that the maximum displacement of the larger sacral fragment for the SSIS, PSIS, and BLIS configurations was 45.23, 33.92, and 42.3 micrometers, respectively. For the smaller sacral fragment, the maximum displacement was 44.66, 35.11, and 42.1 micrometers, respectively. The maximum fracture gap distance observed for SSIS, PSIS, and BLIS fixations was 403.44, 182.59, and 367.24 micrometers, respectively. These findings suggest that the PSIS configuration provides the highest level of stability. Among these, PSIS resulted in the least displacement. Nevertheless, all three fixation methods are considered clinically applicable, as they all produced acceptable outcomes. Specifically, the fracture gap distances were all below 800 micrometers, which supports the potential for successful gap healing. However, none of the three fixation methods could promote contact healing immediately post-operation, since the fracture gap distances in all cases exceeded 10 micrometers.

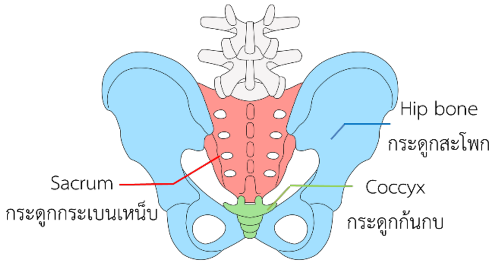
Keywords: Sacral Fixation, Sacroiliac Screw, Bilateral Iliac Screw, Finite Element Method

Please cite this article as: S. Sirovetnukul and W. Limtrakarn, "A comparison of pelvic stability among single sacroiliac, parallel sacroiliac and bilateral iliac screw fixations using finite element method," *The Journal of KMUTNB*, vol. 36, no. 2, pp. 1–10, ID. 262-8089, Apr.–Jun. 2026 (in Thai), doi: 10.14416/j.kmutnb.2026.03.002.

1. บทนำ

กระดูกเชิงกรานเป็นส่วนประกอบสำคัญของโครงกระดูกรยางค์ และอยู่บริเวณปลายสุดของกระดูกสันหลัง โดยประกอบด้วยกระดูกหลายชิ้นที่เชื่อมต่อกัน ได้แก่ กระดูกสะโพก กระดูกกระเบนเหน็บ และกระดูกก้นกบ แสดงดังรูปที่ 1 แม้หลายคนมักเข้าใจว่าการหักหรือร้าวของกระดูกเชิงกรานมักเกิดเฉพาะในผู้สูงอายุ อันเนื่องมาจากความเสื่อมของข้อต่อและมวลกระดูก แต่ในความเป็นจริงการบาดเจ็บบริเวณนี้สามารถเกิดขึ้นได้กับคนทุกช่วงวัย ทั้งจากอุบัติเหตุเล็กน้อย เช่น การล้ม ไปจนถึงอุบัติเหตุรุนแรงอย่างการชนจากรถยนต์ งานวิจัยของกังวาน และคณะ [1] รายงานว่าใน พ.ศ. 2533 พบผู้ป่วยกระดูกสะโพกหักทั่วโลกกว่า 1.7 ล้านราย และคาดว่าจำนวนผู้ป่วยจะเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง โดยใน พ.ศ. 2568 จะเพิ่มเป็น 3.94 ล้านราย และใน พ.ศ. 2593 จะเพิ่มขึ้นถึง 4.3–6.3 ล้านรายต่อปี นอกจากนี้ยังพบว่าผู้ป่วยที่ไม่ได้รับการรักษาด้วยการผ่าตัดมีอัตราการเสียชีวิตสูงกว่าผู้ที่ได้รับการผ่าตัดถึง 4 เท่า และผู้ที่ได้รับการผ่าตัดล่าช้าหลังจาก 7 วันขึ้นไป มีอัตราการเสียชีวิตสูงกว่าผู้ที่ได้รับการผ่าตัดภายใน 7 วัน ผู้ป่วยที่มีกระดูกเชิงกรานหักจนสูญเสียเสถียรภาพของวงแหวนเชิงกรานจำเป็นต้องได้รับการรักษาด้วยการผ่าตัดโดยเร็ว โดยเฉพาะในกรณีที่มีการหักของกระดูกกระเบนเหน็บ ซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีความเสี่ยงสูงต่อภาวะแทรกซ้อนจากการผ่าตัด เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่มีเส้นประสาทและเส้นเลือดรวมตัวกันอยู่จำนวนมาก

ปัจจุบันวิธีการที่ได้รับความนิยมในการยึดตรึงกระดูก คือ การใส่สกรูโลหะในรูปแบบ Sacroiliac Screw Fixation ซึ่งยึดระหว่างกระดูกสะโพกกับกระดูกกระเบนเหน็บ เนื่องจากสามารถรักษาเสถียรภาพของกระดูกได้ดี อย่างไรก็ตามวิธีการนี้มีความเสี่ยงสูงหากสกรูถูกฝังผิดตำแหน่งอาจก่อให้เกิดภาวะเลือดออกมากหรือความเสียหายต่อเส้นประสาท ส่งผลให้ผู้ป่วยอาจพิการหรือเป็นอัมพาตได้ งานวิจัยของ Wu และคณะ [2] ได้ทำการวิเคราะห์เสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานที่ถูกยึดด้วย SI Screw ในแต่ละความยาว ตั้งแต่ 80 มิลลิเมตร ไปจนถึง 140 มิลลิเมตร โดยเพิ่มความยาวทีละ 10 มิลลิเมตร ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า



รูปที่ 1 องค์ประกอบของกระดูกเชิงกราน

การยึดด้วย SI Screw มีความยาว 130 มิลลิเมตร จะส่งผลให้เกิดเสถียรภาพต่อกระดูกเชิงกรานมากที่สุด และงานวิจัยของ Zhao และคณะ [3] ได้ทำการวิเคราะห์เสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานที่ถูกยึดด้วย Sacroiliac Screw โดยมีการวิเคราะห์ในหลายตัวแปรคือ สกรูแบบสั้นและแบบยาว การยึดบริเวณด้านบนของ S1 Vertebral Foramen และ/หรือ S2 Vertebral Foramen พบว่าการยึดตรึงสกรูรูปแบบ L12 (การยึด Sacroiliac Screw แบบยาว บริเวณด้านบนของ S1 vertebral foramen และ S2 vertebral foramen) จะให้เสถียรภาพต่อกระดูกเชิงกรานมากที่สุด ซึ่งงานวิจัยดังกล่าวเป็นการวิเคราะห์แนวทางในการรักษาที่ให้ประสิทธิผลสูงสุด แต่ไม่ได้คำนึงถึงความยากลำบากในการยึดตรึงอุปกรณ์ ซึ่งอุปกรณ์ที่มีความยาวมากย่อมส่งผลต่อความเสี่ยงที่อาจทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนของคนไข้ได้

กระดูกกระเบนเหน็บมีลักษณะเป็นกระดูกสามเหลี่ยมอยู่ระหว่างกระดูกสะโพกทั้งสองด้าน โดยมีโพรงกระดูกที่ทำหน้าที่ส่งผ่านเส้นประสาทจากกระดูกสันหลังไปยังขาทั้งสองข้าง ซึ่งเป็นบริเวณที่มีความเปราะบางในการผ่าตัด งานวิจัยของ Mendel และคณะ [4] พบว่าถึงแม้ว่าการยึดด้วย Sacroiliac Screw จะเป็นการยึดตรึงที่รักษาเสถียรภาพได้อย่างดีเยี่ยม แต่การยึดตรึงสกรูที่สูงเกินไปจะเพิ่มความเสี่ยงให้สกรูทะลุเข้าไปใน Sacral Foramen เนื่องจากสกรูดังกล่าวถูกยึดผ่านคอคอดขนาดเล็กซึ่งอยู่ระหว่าง Anterior Sacral Foramen และ Posterior Sacral Foramen และคอคอดดังกล่าวจะยิ่งเล็กลงเรื่อย ๆ เมื่ออยู่ในตำแหน่งที่สูงขึ้น นอกจากนี้การยึดตรึงสกรูที่ต่ำเกินไปจะเพิ่มความเสี่ยงที่ปลายของสกรูจะทะลุผ่าน Anterior Sacral Cortex และ

งานวิจัยของ Wu และคณะ [2] พบว่าหากตำแหน่งของสกรูเบี่ยงไปเพียง 4 องศา อาจทำให้สกรูทะลุเข้าไปใน S1 Vertebral Foramen ส่งผลให้มีโอกาสเกิดความเสียหายต่อเส้นประสาทและเส้นเลือดถึง 2–15% โดยมีรายงานว่าอัตราการฝังสกรูผิดตำแหน่งมีค่าอยู่ในช่วง 2.05–13%

ด้วยเหตุนี้นักวิจัยหลายกลุ่มจึงได้พยายามพัฒนาเทคนิคการยึดตรึงรูปแบบใหม่ที่หลีกเลี่ยงการฝังอุปกรณ์ลงในกระดูกกระเบนเหน็บโดยตรง เพื่อช่วยลดความเสี่ยงจากภาวะแทรกซ้อน เช่น งานวิจัยของ Song และคณะ [5] ที่ศึกษาประสิทธิภาพของการยึดแบบ Lumbopelvic Fixation ในสามรูปแบบ ได้แก่ Unilateral Lumbopelvic Fixation (ULF) ที่ใช้สกรู 5 ตัว Unilateral Iliac Fixation with Bilateral Lumbar Pedicle Screws (UBF) ที่ใช้สกรู 8 ตัว และ Bilateral Lumbopelvic Fixation (BLF) ที่ใช้สกรู 10 ตัว ผลการทดลองพบว่าเฉพาะการยึดแบบ BLF เท่านั้นที่สามารถให้เสถียรภาพที่น่าพึงพอใจ จากข้อมูลข้างต้นผู้วิจัยจึงเล็งเห็นความสำคัญของการออกแบบเทคนิคการยึดตรึงกระดูกที่ให้เสถียรภาพสูงสุด โดยใช้จำนวนอุปกรณ์เท่าที่จำเป็นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการผ่าตัด และลดภาวะแทรกซ้อนที่อาจเกิดขึ้น จึงมีความสนใจศึกษาการยึดตรึงแบบ Bilateral Iliac Screw Fixation (BLIS) ซึ่งเป็นเทคนิคที่ไม่จำเป็นต้องฝังสกรูลงในกระดูกกระเบนเหน็บที่มีเส้นประสาทและเส้นเลือดจำนวนมาก แต่ใช้การยึดสกรูที่กระดูกสะโพกทั้งสองข้างแทน วิธีการนี้ไม่เพียงช่วยลดโอกาสเกิดอันตรายต่อเส้นประสาทแต่ยังใช้สกรูเพียง 2 ตัว ซึ่งน้อยกว่าวิธีอื่น ๆ จึงสามารถลดขั้นตอนในการผ่าตัด และลดโอกาสเกิดข้อผิดพลาดได้ งานวิจัยนี้จึงได้ทำการวิเคราะห์และเปรียบเทียบเสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานที่ผ่านการยึดตรึงใน 3 รูปแบบ ได้แก่ Single Sacroiliac Screw (SSIS), Parallel Sacroiliac Screw (PSIS) และ Bilateral Iliac Screw (BLIS) โดยใช้เทคนิคระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) เพื่อศึกษาการเคลื่อนตัวของกระดูก ระยะห่างของรอยร้าวบริเวณกระดูกกระเบนเหน็บ และประเมินประสิทธิภาพของแต่ละวิธีในการรักษาเสถียรภาพของกระดูกเชิงกราน โดยใช้ระยะการเคลื่อนตัว และระยะห่างระหว่างรอยแตกเป็นเกณฑ์ในการวัดประสิทธิภาพดังกล่าว เนื่องจากทั้ง 2 ปัจจัย มีผลโดยตรงต่อระยะเวลาที่ใช้ในการฟื้นฟูของกระดูก ทั้งนี้คาดหวังว่าผลจากการศึกษานี้จะเป็นแนวทางหนึ่งที่ช่วยเพิ่มทางเลือกในการรักษาผู้ป่วยที่มีภาวะกระดูกเชิงกรานหักได้อย่างมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น

รูปที่ 2 แผนผังขั้นตอนการแปลงข้อมูล

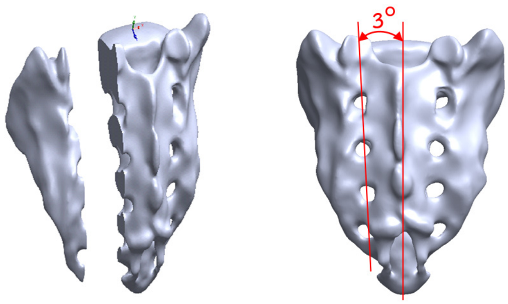
2. วิธีการทดลอง

2.1 การเตรียมแบบจำลองกระดูกเสมือนจริง

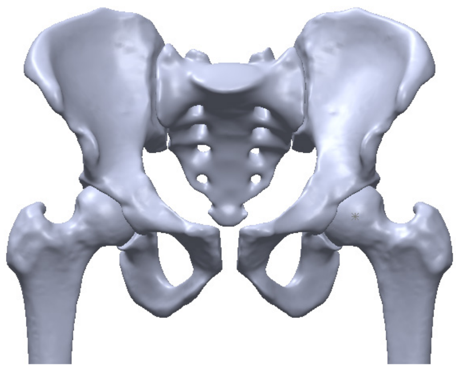
การวิเคราะห์เสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เริ่มต้นจากการจัดทำแบบจำลองทางกายวิภาค โดยอ้างอิงข้อมูลจากอาสาสมัครเพศชาย อายุ 36 ปี ที่มีสุขภาพดีแต่มีอาการกระดูกสะโพกด้านขวาแตกหัก ข้อมูลภาพถ่ายรังสีถูกจัดเก็บโดยการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT Scan) ครอบคลุมตั้งแต่กระดูกสันหลัง L4 จนถึงส่วนบนของกระดูกต้นขาโดยได้ภาพรวมทั้งสิ้น 471 แผ่น ซึ่งแต่ละแผ่นมีระยะห่างกัน 0.5 มิลลิเมตร และบันทึกในรูปแบบไฟล์ DICOM ภาพที่ได้จากการสแกนดังกล่าวถูกนำเข้าโปรแกรม 3D Slicer เพื่อแปลงเป็นแบบจำลองสามมิติในรูปแบบไฟล์ STL จากนั้นจึงนำแบบจำลองเข้าสู่โปรแกรม SolidWorks 2023 เพื่อดำเนินการปรับแต่งปรับรูปร่าง และสร้างสภาวะจำลองที่ตรงกับสถานการณ์ทางชีวกลศาสตร์ที่ต้องการศึกษา แสดงดังรูปที่ 2

2.2 การปรับปรุงแบบจำลองให้ตรงสถานการณ์ที่ต้องการศึกษา

ในการสร้างแบบจำลองกระดูกสำหรับการศึกษานี้ได้ใช้ข้อมูลจากการสแกนกระดูกของอาสาสมัคร โดยเลือกเฉพาะกระดูกกระเบนเหน็บ กระดูกสะโพกด้านซ้าย และกระดูกต้นขาส่วนบนด้านซ้าย จากนั้นจึงทำการสร้างภาพสะท้อน (Mirror) ของแบบจำลองกระดูกสะโพกและต้นขาด้านซ้ายเพื่อให้ได้กระดูกด้านขวาที่สมบูรณ์พร้อมสำหรับใช้เป็นต้นแบบ



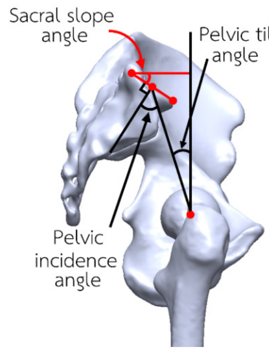
รูปที่ 3 การกำหนดรอยแตกบนกระดูกกระเบนเหน็บ



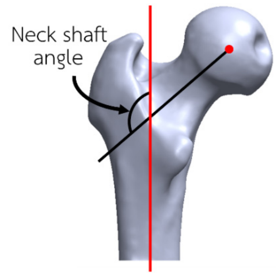
รูปที่ 4 รูปแสดงแบบจำลองกระดูกเสมือนจริง

ในการวิเคราะห์ บริเวณรอยแตกถูกกำหนดให้เกิดที่กระดูกกระเบนเหน็บ บริเวณ Zone 2 Type 2 [6] ซึ่งเป็นจุดที่มีปริมาณเนื้อกระดูกน้อยที่สุด และมีแนวโน้มต่อการเกิดการแตกหักสูง โดยแนวรอยแตกนี้ทำมุม 3 องศา กับระนาบ Sagittal Plane แสดงดังรูปที่ 3 การกำหนดลักษณะนี้ช่วยให้ได้แบบจำลองกระดูกเสมือนจริงที่เหมาะสมกับการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ ดังแสดงในรูปที่ 4 ซึ่งทั้งหมดดำเนินการด้วยโปรแกรม SolidWorks2023

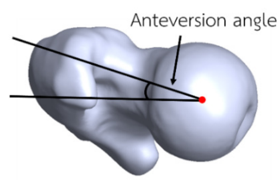
สำหรับงานวิจัยนี้กำหนดให้แบบจำลองอยู่ในท่ายืนตรง จึงมีการจัดองค์ประกอบของแบบจำลองให้อยู่ในทิศทางที่เหมาะสมและใกล้เคียงตามหลักสรีรวิทยา [7], [8] โดยมีการกำหนดให้ Sacral Slope Angle (SS) = 40 องศา, Pelvic Tilt Angle (PT) = 15.69 องศา และ Pelvic Incidence Angle (PL) = 55.69 องศา แสดงดังรูปที่ 5 และ Neck-shaft Angle = 131.54 องศา แสดงดังรูปที่ 6 ส่วน Anteversion Angle = 16 องศา แสดงดังรูปที่ 7



รูปที่ 5 ตำแหน่งการวัดค่ามุมต่างๆตามสรีรวิทยาของกระดูกกระเบนเหน็บและสะโพก



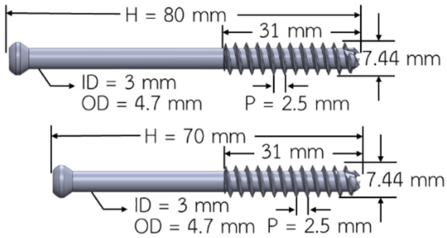
รูปที่ 6 ตำแหน่งการวัดค่ามุมต่างๆตามสรีรวิทยาของกระดูกต้นขา (Front View)



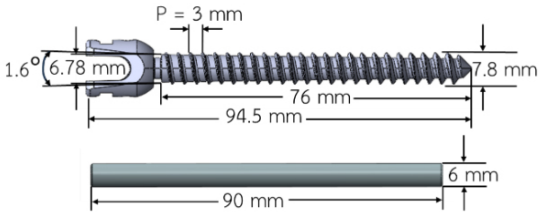
รูปที่ 7 ตำแหน่งการวัดค่ามุมต่างๆตามสรีรวิทยาของกระดูกต้นขา (Top View)

2.3 การติดตั้งอุปกรณ์การจับยึด

สำหรับงานวิจัยนี้ มีการใช้อุปกรณ์การจับยึด 4 ประเภท ได้แก่ SI Screw 70 มิลลิเมตร SI Screw 80 มิลลิเมตร CHA MP Screw 8 × 80 มิลลิเมตร และ Rod 6 × 90 มิลลิเมตร แสดงดังรูปที่ 8 และ 9 สำหรับการยึดแบบ SSIS ใช้ SI Screw 80 มิลลิเมตร จำนวน 1 ตัว ทำมุม 17.5 องศา กับแนวระนาบหน้า–หลัง (Frontal Plane) และขนานกับแนวระนาบบน–ล่าง (Transverse Plane) โดยตำแหน่งต่ำกว่าจุดกึ่งกลางของ



รูปที่ 8 ขนาดของ SI Screw



รูปที่ 9 CHA MP Screw 8 × 80 มิลลิเมตร และ Rod 6 × 90 มิลลิเมตร

แผ่นปิดปลายกระดูกกระเบนเหน็บ (Sacral Endplate) 8.4 มิลลิเมตร ส่วนการยึดแบบ PSIS ใช้สกรูขนาด 80 มิลลิเมตร และ 70 มิลลิเมตร อย่างละ 1 ตัว ในทิศทางและตำแหน่งเดียวกัน แต่ระยะต่ำกว่าจุดกึ่งกลางของแผ่นปิดปลายกระดูกกระเบนเหน็บอยู่ที่ 8.4 และ 23.5 มิลลิเมตร ตามลำดับ สำหรับการยึดด้วยรูปแบบ BLIS จะใช้ CHA MP Screw 8 × 80 มิลลิเมตร จำนวน 2 ตัว และ Rod 6 × 90 มิลลิเมตร จำนวน 1 แท่ง โดยใช้ CHA MP Screw 8 × 80 มิลลิเมตร ฝังลงไปในกระดูกสะโพก โดยทำมุมกับระนาบหน้า–หลัง ระนาบซ้าย–ขวา และระนาบบน–ล่าง ขนาด 51 องศา 15 องศา และ 35 องศา ซึ่งมีแนวโน้มว่าเป็นทิศทางการยึดที่จะส่งผลให้เกิดเสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานมากที่สุด [9] และใช้ Rod 6 × 90 มิลลิเมตร ในการเชื่อมระหว่างหัวสกรูทั้ง 2 ทำให้เกิดการแรงดึงภายในแท่งโลหะขนาด 20 นิวตัน

สำหรับความแตกต่างที่เห็นได้อย่างชัดเจนในการจับยึดทั้ง 3 แบบ คือ ใน 2 รูปแบบแรก ซึ่งเป็นรูปแบบการใช้ SI Screw เป็นการยึดทะลุผ่านกระดูกสะโพกและกระดูกกระเบนเหน็บตามตำแหน่งและทิศทางที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น โดยการยึดในรูปแบบ SSIS จะใช้ SI Screw 1 ตัว การยึดในรูปแบบ PSIS จะใช้ SI Screw 2 ตัว ส่วนการยึดในรูปแบบ BLIS จะใช้สกรู CHA MP Screw 8 × 80 มิลลิเมตร ฝังลงไปในกระดูกสะโพกและใช้แท่งโลหะในการเชื่อมระหว่างหัวสกรูทั้ง 2 โดยไม่มีการใช้อุปกรณ์ใดในการยึดผ่านกระดูกกระเบนเหน็บ

2.4 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ

เพื่อสร้างสถานการณ์จำลองให้ใกล้เคียงความเป็นจริงมากที่สุด ค่าคุณสมบัติทางกลของกระดูกกระเบนเหน็บและกระดูกสะโพกถูกอ้างอิงจากงานวิจัยของ Zeng และคณะ [10] และค่าคุณสมบัติทางกลของกระดูกกระดูกต้นขาอ้างอิงจากงานวิจัยของ Gautam และคณะ [11] แสดงดังตารางที่ 1

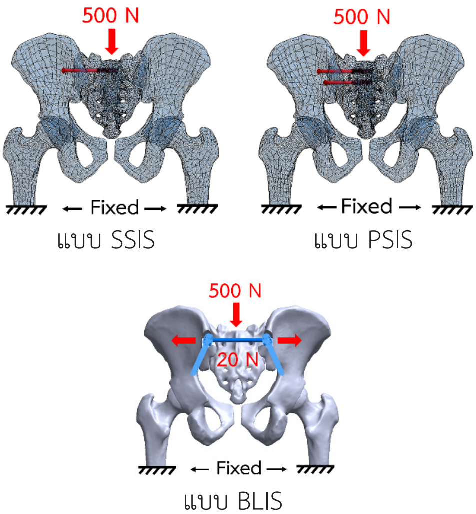
ตารางที่ 1 ตารางคุณสมบัติของวัสดุ

วัสดุ (Material)		ρ kg/m^3	E MPa	Υ
Sacrum [8]	Cortical	1,600	17,000	0.29
	Trabecular	1,200	70	0.20
Hip [8]	Cortical	1,600	11,350	0.29
	Trabecular	1,200	70	0.20
Femur [9]	Cortical	2,020	18,155	0.40
	Trabecular	1,370	3,195.30	0.40
Titanium		4,430	113,800	0.342

หมายเหตุ: ρ = Density (kg/m^3), E = Young's Modulus (MPa), Υ = Poisson's Ratio

2.5 กำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)

ในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขต่าง ๆ ทำการยึดตำแหน่งที่ผิวหน้าตัดของต้นขาทั้ง 2 ข้าง ไม่ให้มีการเลื่อนตำแหน่งทั้ง 3 ทิศทาง และทำการตั้งค่าแรงที่เกิดจากน้ำหนักตัวรูปแบบ Multi-point Constraint (MPC) และกระจายแรงไปบนผิวด้านบนของกระดูกกระเบนเหน็บขนาด 500 นิวตันในแนวดิ่ง โดยแรงดังกล่าวถูกอ้างอิงจากน้ำหนักตัวส่วนบนของคนไข้ และสำหรับการยึดด้วย BLIS ทำการตั้งค่าแรงที่เกิดจากการดึงของสกรู (Bolt Load) ที่ตำแหน่งตรงกลางของแท่งโลหะบริเวณหน้าตัด โดยดึงออกจากกันขนาด 20 นิวตัน



รูปที่ 10 เงื่อนไขขอบเขตของการยึดตรึงกระดูกเชิงกรานทั้ง 3 รูปแบบ (แบบ SSIS, PSIS และ BLIS)

ในทิศทางแนวราบ ซึ่งขนาดของแรงดึงสกรูถูกแนะนำโดยศัลยแพทย์ชำนวญการด้านกระดูก แสดงดังรูปที่ 10

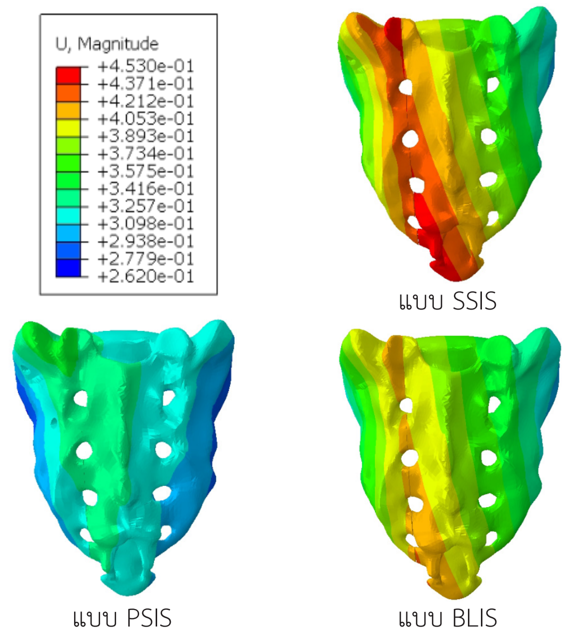
เมื่อดำเนินการสร้างแบบจำลองและกำหนดเงื่อนไขขอบเขตเรียบร้อยแล้ว จึงได้ทำการวิเคราะห์เสถียรภาพของกระดูกเชิงกรานโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ผ่านโปรแกรม Abaqus 2022

2.6 การกำหนดขนาดและรูปร่างของเมช (Mesh)

สำหรับการกำหนดรูปร่างของเมชในส่วนของแท่งโลหะใช้องค์ประกอบแบบ Hexahedron ขณะที่ส่วนประกอบอื่น ๆ ภายในแบบจำลองนี้ใช้องค์ประกอบแบบ Tetrahedron ทั้งหมด โดยในส่วนของกระดูกกระเบนเหน็บได้กำหนดขนาดของเมชเท่ากับ 3 มิลลิเมตร ทั้งนี้จำนวนขององค์ประกอบทั้งหมดถูกแสดงไว้ใน ตารางที่ 2

3. ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง

สำหรับผลการทดลองจะทำการวิเคราะห์ระยะการเคลื่อนตัว และระยะห่างระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บ โดยเปรียบเทียบเสถียรภาพของกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดด้วยโลหะทั้ง 3 รูปแบบ



รูปที่ 11 การเปรียบเทียบระยะการเคลื่อนตัวสูงสุดของกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดในแต่ละรูปแบบ

3.1 วิเคราะห์ระยะการเคลื่อนตัว

จากการทดลองเพื่อหาระยะการเคลื่อนตัวของกระดูกกระเบนเหน็บในรูปแบบ SSIS, PSIS และ BLIS พบว่ามีระยะการเคลื่อนตัวสูงบริเวณรอยแตก แสดงดังรูปที่ 11 และตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ตารางแสดงจำนวน Element ของแบบจำลอง

Model	จำนวน Element		
	กระดูกกระเบนเหน็บ		รวมทุกองค์ประกอบของแบบจำลอง
	ชิ้นใหญ่	ชิ้นเล็ก	
SSIS	23,297	68,617	584,909
PSIS	23,946	69,250	588,037
BLIS	19,689	44,514	767,771

จากรูปที่ 11 แสดงให้เห็นถึงการเปรียบเทียบระยะการเคลื่อนตัวของกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดในแต่ละรูปแบบถูกเปรียบเทียบด้วยแทบสีในช่วง 262–453 ไมโครเมตร พบว่ามีการเคลื่อนตัวมากบริเวณรอยแตกของกระดูก โดยการยึดในรูปแบบ SSIS จะมีระยะการเคลื่อนตัวสูงที่สุด

รองลงมาจะเป็นรูปแบบ BLIS และ PSIS ตามลำดับ โดยระยะการเคลื่อนตัวสูงสุดของทั้ง 3 รูปแบบการยึดอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้คือ ไม่เกิน 700 ไมโครเมตร ซึ่งในช่วงดังกล่าวสามารถทำให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแคลลัส (Callus) ได้ซึ่งเป็นไปตามงานวิจัยของ Yamaji และคณะ [12]

ตารางที่ 3 การเปรียบเทียบระยะการเคลื่อนตัวสูงสุดของกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดในแต่ละรูปแบบ

Model	Maximum Displacement (μm)	
	กระดูกกระเบนเหน็บชิ้นใหญ่	**กระดูกกระเบนเหน็บชิ้นเล็ก**
SSIS	452.3	446.6
PSIS	339.2	351.1
BLIS	423.0	421.0

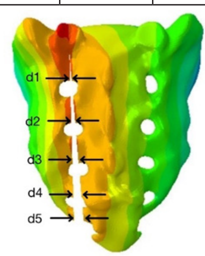
จากตารางที่ 3 แสดงถึงการเปรียบเทียบระยะการเคลื่อนตัวสูงสุดของกระดูกกระเบนเหน็บในแต่ละรูปแบบการยึด โดยทำการวิเคราะห์ระยะการเคลื่อนตัวของกระดูกกระเบนเหน็บทั้งชิ้นส่วนกระดูกกระเบนเหน็บชิ้นใหญ่และกระดูกกระเบนเหน็บชิ้นเล็กพบว่าระยะการเคลื่อนตัวของกระดูกกระเบนเหน็บชิ้นใหญ่ที่ถูกยึดด้วย SSIS, PSIS และ BLIS มีค่าเท่ากับ 452.3 339.2 และ 423.0 ไมโครเมตร ตามลำดับ และสำหรับกระดูกกระเบนเหน็บชิ้นเล็ก มีค่าเท่ากับ 446.6 351.1 และ 421.0 ไมโครเมตร ตามลำดับ

3.2 วิเคราะห์ระยะห่างระหว่างผิวรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บ

สำหรับการวิเคราะห์ระยะห่างระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บ จะทำการวิเคราะห์ระยะห่างทั้ง 5 ผิวสัมผัส เนื่องจากรอยแตกเกิดขึ้นบนช่องกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Sacrum Vertebral Foramen) พบว่าการแยกตัวจะเป็นในลักษณะการกางออกในทิศทางที่ใกล้เคียงกับระนาบหน้า–หลังจึงทำให้เกิดระยะห่างสูงสุดที่บริเวณผิวสัมผัสล่างสุด (d5) และเกิดระยะห่างน้อยที่สุดที่บริเวณผิวสัมผัสบนสุด (d1) แสดงดังตารางที่ 4

ตารางที่ 3 แสดงถึงการเปรียบเทียบระยะห่างระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดในแต่ละรูปแบบและวิเคราะห์ระยะห่างสูงสุดบนผิวสัมผัสของกระดูกกระเบนเหน็บพบว่ากระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดด้วยรูปแบบ PSIS จะมีระยะห่างระหว่างรอยแตกน้อยที่สุด รองลงมาจะเป็น BLIS และ SSIS ตามลำดับ โดยมีขนาด 182.59 367.24 และ 403.44 ไมโครเมตร ตามลำดับ

ตารางที่ 4 ตารางเปรียบเทียบระยะห่างระหว่างผิวรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บในแต่ละรูปแบบ

Location	SSIS	PSIS		BLIS	
	Fracture Gap (μm)	Fracture Gap (μm)	Change (PSIS to SSIS) (%)	Fracture Gap (μm)	Change (BLIS to PSIS) (%)
d1	67.41	31.76	–52.89	67.55	112.69
d2	161.84	61.49	–62.01	148.24	141.08
d3	251.11	97.94	–61.00	226.88	131.65
d4	340.13	145.31	–57.28	308.28	112.15
d5	403.44	182.59	–54.74	367.24	101.13
d1					
d2					
d3					
d4					
d5					

เมื่อเปรียบเทียบระยะห่างระหว่างรอยแตกของผิวกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดด้วยวิธี PSIS และ SSIS พบว่าการยึดด้วยวิธี PSIS จะส่งผลทำให้เกิดระยะห่างระหว่างผิวรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บน้อยกว่าการยึดด้วยวิธี SSIS 52.89–62.01% และเมื่อเปรียบเทียบระยะห่างระหว่างรอยแตกของผิวกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึดด้วยวิธี BLIS และ PSIS พบว่าการยึดด้วยวิธี BLIS จะส่งผลทำให้เกิดระยะห่างระหว่างผิวรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บมากกว่าการยึดด้วยวิธี PSIS 101.13–141.08% เมื่อเปรียบเทียบระยะห่างระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บที่ถูกยึด

ด้วยวิธี SSIS และ BLIS พบว่าระยะห่างบนผิวสัมผัสบนสุด (d1) ที่ถูกยึดด้วย SSIS และ BLIS มีค่าเท่ากับ 67.41 และ 67.55 ไมโครเมตร ตามลำดับ ซึ่งการยึดด้วย SSIS จะทำให้เกิดระยะห่างระหว่างรอยแตกน้อยกว่าการยึดด้วย BLIS บนผิวสัมผัสนี้ เนื่องจากการยึดด้วย SSIS ใช้ SI Screw ในการยึดผ่านผิวสัมผัสบนสุด (d1) โดยตรง แต่อย่างไรก็ดีความแตกต่างของระยะห่างที่เกิดขึ้นบนผิวสัมผัสบนสุด (d1) ที่ถูกยึดด้วย SSIS และ BLIS นั้นแตกต่างกันเพียง 0.14 ไมโครเมตร หรือ 0.21% ซึ่งมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับ 4 ผิวสัมผัสที่เหลือ (d2–d5) โดยพบว่าการยึดด้วย BLIS ส่งผลให้เกิดระยะห่างระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บน้อยกว่าการยึดด้วย SSIS สูงถึง 8.41–9.65% บน 4 ผิวสัมผัสดังกล่าว

โดยทั้ง 3 รูปแบบการยึดสามารถนำไปใช้เพื่อรักษาคนไข้ได้ เนื่องจากทั้ง 3 รูปแบบการยึดได้ผลลัพธ์เป็นที่น่าพอใจ เนื่องจากเกิดระยะห่างระหว่างผิวรอยแตกน้อยกว่า 800 ไมโครเมตร จึงสามารถทำให้เกิดการสมานกระดูกในช่องว่าง (Gap Healing) ได้ แต่ทั้ง 3 รูปแบบการยึดนั้นไม่สามารถทำให้เกิดการสมานกระดูกแบบสัมผัส (Contact Healing) ได้ทันทีหลังการผ่าตัด เนื่องจากทั้ง 3 รูปแบบการยึดเกิดระยะห่างระหว่างรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บมากกว่า 10 ไมโครเมตร [13]

4. สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองพบว่าการยึดกระดูกเชิงกรานด้วยวิธี PSIS จะทำให้เกิดระยะการเคลื่อนตัว และระยะห่างระหว่างผิวรอยแตกของกระดูกกระเบนเหน็บน้อยที่สุด รองลงมาจะเป็นการยึดกระดูกเชิงกรานด้วยวิธี BLIS และ SSIS ตามลำดับ โดยการทดลองนี้มีการทำการศึกษาการลู่เข้าของตาข่าย (Mesh Convergence Analysis) ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้มีความแตกต่างกันไม่เกิน 2% จึงสามารถสรุปได้ว่าการยึดกระดูกเชิงกรานด้วยวิธี PSIS จะทำให้เกิดเสถียรภาพมากที่สุด

โดยทั้ง 3 รูปแบบการจับยึดสามารถนำไปใช้งานจริงในการรักษาได้ทั้งหมด เนื่องจากค่าระยะการเคลื่อนตัวสูงสุดและระยะห่างระหว่างรอยแตกของทั้ง 3 รูปแบบการยึดอยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้ คือไม่เกิน 700 และ 800 ไมโครเมตร ตามลำดับ แม้รูปแบบ PSIS จะเป็นการยึดที่มีประสิทธิผลสูงสุดเมื่อเทียบกับอีก 2 รูปแบบ เนื่องจากเป็นการยึดที่ยึดผ่านรอยแตกโดยตรง แต่เนื่องจากจำเป็นต้องใช้สกรูมากถึง 2 ตัว จึงต้องแลกมากับความเสี่ยงต่อความปลอดภัยของคนไข้ที่มากขึ้น หากพิจารณาในภาพรวมการยึดกระดูกเชิงกรานด้วยวิธี BLIS จึงเป็นรูปแบบการยึดที่น่าสนใจที่สุด เพราะถึงแม้ว่าจะมีประสิทธิผลที่น้อยกว่ารูปแบบการยึดด้วย PSIS แต่ผลลัพธ์ที่ได้ยังคงอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ นอกจากนี้ยังสามารถลดความเสี่ยงการเกิดภาวะแทรกซ้อนระหว่างการผ่าตัดให้กับคนไข้ได้อีกด้วย ดังนั้นการยึดในรูปแบบ BLIS จึงไม่เพียงแต่มีประสิทธิผลสูงในด้านความมั่นคงทางชีวกลศาสตร์เท่านั้น แต่ยังมีประสิทธิภาพสูงในแง่ของความปลอดภัยและความเหมาะสมของกระบวนการผ่าตัด อีกด้วย งานวิจัยนี้ได้นำเสนอถึงแนวทางในการรักษาที่จะส่งผลให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุด อย่างไรก็ตามในการรักษากระดูกเชิงกรานหักยังคงมีปัจจัยอื่น ๆ ในการเลือกวิธีการรักษาให้กับคนไข้ เช่น ภาวะกระดูกพรุนในบางตำแหน่ง ความหนาของกระดูกสะโพก เป็นต้น งานวิจัยนี้จึงเป็นเพียงการเพิ่มทางเลือกที่น่าสนใจให้กับแพทย์เพื่อรักษาคนไข้ต่อไปเท่านั้น

5. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนโครงการวิจัยเพื่อทำวิทยานิพนธ์ และทุนการศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา จากคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ และศูนย์ความเป็นเลิศทางวิชาการด้านกลศาสตร์และวิศวกรรมทางการแพทย์ด้วยการคำนวณแห่งมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ (CME2)

เอกสารอ้างอิง

[1] K. Phongdara, W. Nakbua, and U. Pama, "Results of waiting time for hip fracture surgery from fragility fracture, in Uttaradit hospital," *Health Science Clinical Research*, vol. 38, pp. 13–25, 2023 (in Thai), doi: 10.1016/hscr.v38i1.261469.

[2] Q. Wu, Y. Zhang, S. Wang, R. Liu, and G. Liu, "Different lengths of percutaneous transverse iliosacral screw in geometric osseous fixation pathway: A finite-element analysis," *Indian Journal of Orthopaedics*, vol. 56, no. 1, pp. 1354–1362, 2022, doi: 10.1007/s43465-022-00656-x.

[3] Y. Zhao, J. Li, D. Wang, Y. Liu, J. Tan, and S. Zhang, "Comparison of stability of two kinds of sacro-iliac screws in the fixation of bilateral sacral fractures in a finite element model," *Injury*, vol. 43, no. 4, pp. 490–494, 2023, doi: 10.1016/j.injury.2011.12.023.

[4] T. Mendel, F. Radetzki, D. Wohlrab, K. Stock, G. O. Hofmann and H. Noser, " CT-based 3-D visualisation of secure bone corridors and optimal trajectories for sacroiliac screws," *Injury*, vol. 44, no. 7, pp. 957–963, 2013, doi: 10.1016/j.injury.2012.11.013.

[5] W. Song, D. Zhou, and Y. He, "The biomechanical advantages of bilateral lumbo-iliac fixation in unilateral comminuted sacral fractures without sacroiliac screw safe channel : A finite element analysis," *Medicine*, vol. 95, no. 40, pp. e5026, Oct. 2016, doi: 10.1097/MD.0000000000005026.

[6] S. Gutierrez-Gomez, L. Wahl, R. Blecher, L. Olewnik, J. Iwanaga, C. M. Maulucci, A. S. Dumont, and R. S. Tubbs, "Sacral fractures: An updated and comprehensive review," *Injury*, vol. 52, no. 3, pp. 366–375, Nov. 2020, doi: 10.1016/j. injury.2020.11.015.

[7] T. Chevillotte, P. Coudert, D. Cawley, H. Bouloussa, S. Mazas, L. Boissière, and O. Gille, "Influence of posture on relationships between pelvic parameters and lumbar lordosis: Comparison of the standing, seated, and supine positions. A preliminary study," *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 104, no. 5, pp. 565–568, Sep. 2018, doi: 10.1016/j.otsr. 2018.06.005.

[8] R. Zhao, H. Cai, H. Tian, and K. Zhang, "Morphological consistency of bilateral hip joints in adults based on the X-ray and CT data," *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 43, no. 7, pp. 1107–1115, Jan. 2021, doi: 10.1007/s00276-020-02676-4.

[9] S. Sirovetnukul, R. Arunakul, and W. Limtrakarn, "Strength simulation of fractured hip bones fixed with screws," in *ME-NETT 38, Pathum Thani*, 2024, pp. 576–583.

[10] W. Zeng, S. Mukherjee, R. Neice, R. S. Salzar, and M. B. Panzer, "Development of a biofidelic computational model of human pelvis for predicting biomechanical responses and pelvic fractures," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 170, pp. 107986–107986, 2024, doi: 10.1016/j.compbiomed.2024.107986.

[11] D. Gautam and V. K. P. Rao, "Nondestructive evaluation of mechanical properties of femur bone," *Journal of Nondestructive Evaluation*, vol. 40, no. 22, Feb. 2021, doi: 10.1007/s10921-021-00754-0.

[12] T. Yamaji, K. Ando, S. Wolf, P. Augat, and L. Claes, "The effect of micromovement on callus formation," *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 6, no. 6, pp. 571–575, Jul. 2001, doi: 10.1007/s007760100014.

[13] R. Marsell and T. A. Einhorn, "The Biology of Fracture Healing," *Injury*, vol. 42, no. 6, pp. 551–555, Jun. 2011, doi: 10.1016/j.injury.2011.03.031.