

แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสกรู-แผ่นยึดและเส้นไหมเพื่อยึดตรึงกระดูกหักบริเวณปุ่มใหญ่ของกระดูกต้นแขน

Finite Element Model of Screw-Locking Plate with Suture Augmentation for Greater Tuberosity Fracture of the Humerus Bone

รัฐภูมิ วัชรโรภาส, พงศ์ศิริ กันชื้อ, วิโรจน์ ลิ่มตระการ*

Ratthapoom Watcharopas, Phongsiri Kansue, Wiroj Limtrakarn*

คณะวิศวกรรมศาสตร์ และ ศูนย์ความเป็นเลิศทางวิชาการด้านกลศาสตร์และวิศวกรรมทางการแพทย์
ด้วยการคำนวณแห่งมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ จ.ปทุมธานี ประเทศไทย

Faculty of Engineering and Thammasat University Center of Excellence in Computational
Mechanics and Medical Engineering, Thammasat University, Pathum Thani, Thailand

Corresponding author Email: limwiroj@engr.tu.ac.th

Received 15 January 2024; Revised 19 June 2024; Accepted 24 June 2024

บทคัดย่อ

ความเป็นมาและวัตถุประสงค์ : แผ่นยึด PHILOS จะเป็นที่ยอมรับสำหรับการรักษากระดูกหักส่วนปุ่มใหญ่ของกระดูกต้นแขน แต่แผ่นยึดชนิดนี้ไม่ได้ถูกออกแบบมาเพื่อรักษากระดูกชนิดนี้โดยเฉพาะ การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์ของแผ่นยึด PHILOS ภายใต้แรงกระทำตามธรรมชาติสูงสุดจากเอ็น Supraspinatus และ Infraspinatus เพื่อพิสูจน์ว่า แผ่นยึด PHILOS สามารถทำให้เกิดการสมานแบบ Primary bone healing ในการรักษากระดูกหักส่วนปุ่มใหญ่ของกระดูกต้นแขนได้

วิธีดำเนินการวิจัย : ใช้วิธีการจำลองแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์ โดยกำหนดแรงกระทำจากเอ็น Supraspinatus และ Infraspinatus ที่ 200 N และ 100 N ตามลำดับ วิเคราะห์ความเค้นวอนมิสสูงสุดในระบบ แรงดึงบนเส้นไหม ระยะห่างและความเครียดสูงสุดระหว่างชิ้นกระดูกที่แตกหัก

ผลการวิจัย : ความเค้นวอนมิสสูงสุดในระบบมีค่า 675.2 MPa ซึ่งต่ำกว่าแรงทนทานของแผ่นยึด โดยความเค้นวอนมิสสูงสุดตรงกับหัวสกรูตำแหน่งต่ำที่สุด แรงดึงบนเส้นไหมมีค่า 46.88 N ซึ่งต่ำกว่าค่าแรงสูงสุดที่แผ่นยึดและเส้นไหมทนทานได้ ระยะห่างและความเครียดสูงสุดระหว่างชิ้นกระดูกที่แตกหักมีค่า 0.54 มิลลิเมตร และ 0.004478 ตามลำดับ โดยมีค่าระยะห่างและความเครียดสูงสุดน้อยกว่า 1 มิลลิเมตรและ 0.02 ตามลำดับ ซึ่งเป็นค่าที่เหมาะสมในการสมานของกระดูก

สรุป : ผลงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่าแผ่นยึด PHILOS และการเย็บด้วยเส้นไหมสามารถทนทานต่อแรงกระทำตามธรรมชาติสูงสุดจากเอ็น Supraspinatus และ Infraspinatus โดยยังไม่เสียสภาพของวัสดุ และมีค่า

ความเครียดและระยะห่างระหว่างชิ้นกระดูกมีค่า 0.54 มิลลิเมตร และ 0.004478 ตามลำดับ ถือว่าเหมาะสมในการส่งเสริมให้เกิดการสมานของกระดูก

การนำไปใช้ประโยชน์ในเชิงปฏิบัติ : ข้อมูลจากการศึกษานี้มีประโยชน์ในการปรับปรุงการออกแบบแผ่นยึดชนิดใหม่สำหรับรักษากระดูกหักบริเวณปุ่มใหญ่ของกระดูกต้นแขน ซึ่งอาจส่งผลให้ผลลัพธ์ทางคลินิกดีขึ้น

คำสำคัญ : ชุดแผ่นยึด PHILOS, ชีวกลศาสตร์, ระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์

Abstract

Background and Objectives: While PHILOS plate is popular for treating greater tuberosity fractures of the proximal humerus, it is not specifically designed for such a purpose. The present study therefore aimed to analyze the biomechanics of PHILOS plate under maximum physiological loadings from the Supraspinatus and Infraspinatus tendons to determine if the plate can indeed promote primary bone healing in greater tuberosity fractures.

Methodology: Finite element analysis was employed, applying forces of 200 N and 100 N from the Supraspinatus and Infraspinatus tendons, respectively. The maximum von Mises stress in the system, force on the suture, and maximum displacement and strain between fracture fragments were analyzed.

Results: The maximum von Mises stress in the system was 675.2 MPa, which was lower than the plate's yield strength, with the highest stress at the lowest screw head position. The force on the suture was 46.88 N, lower than the maximum allowable values for the plate and suture. The maximum displacement and strain between fracture fragments were 0.54 mm and 0.004478, respectively; both values were lower than the displacement of 1 mm and strain of 0.02 thresholds suitable for bone healing.

Conclusions: This research demonstrates that PHILOS plate and suture construct can withstand maximum physiological loadings from the Supraspinatus and Infraspinatus tendons without material failure. The strain and displacement values between bone fragments (0.54 mm and 0.004478, respectively) are conducive to promoting bone healing.

Practical Application: The findings from this study are valuable for improving the design of new plate types aimed specifically for treating greater tuberosity fractures of the proximal

humerus, potentially leading to better clinical outcomes.

Keywords: PHILOS Locking Plate System, Biomechanics, Finite Element Method

Introduction

ภาวะกระดูกหักของกระดูกบริเวณปุ่มใหญ่ของกระดูกต้นแขน (Greater tuberosity) เป็นกระดูกหักชนิดหนึ่งที่สามารถพบได้ประมาณ 14-20% ของกระดูกหักบริเวณต้นแขน (Proximal humeral fracture) [1, 2] พบได้ทั้งในผู้ป่วยวัยรุ่นถึงวัยกลางคนจากอุบัติเหตุรุนแรง และในผู้ป่วยสูงอายุซึ่งมักเกิดจากอุบัติเหตุที่ไม่รุนแรง [3] เช่น การล้ม เป็นต้น และมักพบร่วมกับการเกิดการหลุดของข้อไหล่ โดยมีอุบัติการณ์ประมาณ 30% ของผู้ป่วยที่มีภาวะข้อไหล่หลุด [2, 4] ซึ่งภาวะกระดูกหักประเภทนี้ส่งผลต่อความสามารถของการทำงานของข้อไหล่ ครอบคลุมต่อการดำเนินชีวิตประจำวันและการทำงาน โดยเฉพาะอย่างยิ่งผู้ป่วยในกลุ่มที่ต้องใช้งานข้อไหล่ในลักษณะที่ต้องยกแขนเหนือศีรษะ [1, 5] เช่น นักกีฬาต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นนักแบดมินตัน นักเทนนิส นักบาสเก็ตบอล นักเบสบอล เป็นต้น หรือในกลุ่มสายงานอาชีพเช่น ช่างไฟ ช่างก่อสร้าง

ลักษณะการหักของกระดูก Greater tuberosity สามารถแบ่งได้เป็น 3 ชนิด คือ Avulsion, Depression และ Split จากการศึกษาพบว่าอุบัติการณ์ในการเกิดชนิด Spilt มากที่สุด และมากถึง 41% ของจำนวนทั้งหมด [1] แนวทางการรักษาการหักของกระดูก Greater tuberosity มีทั้งการรักษาโดยการผ่าตัดและไม่ผ่าตัด การรักษาโดยไม่ผ่าตัดมักจะทำในกรณีที่กระดูก Greater tuberosity ที่หักนั้นไม่มีการเคลื่อนที่หรือเคลื่อนที่เพียงเล็กน้อย [6, 7] โดยมีงานวิจัยที่ศึกษาเปรียบเทียบผลของการรักษาระหว่างการผ่าตัดและไม่ผ่าตัดในกระดูก Greater tuberosity ที่หัก พบว่าผลของการรักษาโดยไม่ผ่าตัดจะได้ผลของการรักษาที่ดีคือสามารถกลับไปใช้งานได้ใกล้เคียงปกติในกรณีที่กระดูก Greater tuberosity ที่หักนั้นมีการเคลื่อนน้อยกว่า 5 มิลลิเมตร เทียบกับในกลุ่มของคนทั่วไป และมีการเคลื่อนน้อยกว่า 3 มิลลิเมตร เทียบกับในกลุ่มของผู้ป่วยในกลุ่มที่ต้องใช้งานข้อไหล่ในลักษณะที่ต้องยกแขนเหนือศีรษะ (Overhead activity) จึงเป็นที่มาของข้อบ่งชี้ในการผ่าตัด [2, 5, 8-9]

เป้าหมายของการรักษา คือการยึดติ่งกระดูกเพื่อให้เกิดสภาวะที่เหมาะสมในการสมานของกระดูก มีค่าการเคลื่อนบริเวณรอยต่อ (Fracture gap) น้อยกว่า 1 มิลลิเมตร [10] รวมทั้งมีค่าความเครียดระหว่างรอยต่อ (Interfracture strain) สูงสุดที่เนื้อเยื่อกระดูกสามารถสมานได้ คือ น้อยกว่า 0.02 [9-11] ในกระดูกส่วนนี้จำเป็นต้องให้เกิดการสมานแบบ Primary bone healing จึงเป็นสิ่งจำเป็นที่วิธีที่ใช้ในการรักษา จะต้องมีความมั่นคงและแข็งแรงเพียงพอ ต่อแรงดึงจากเอ็นหมุนหัวไหล่ ซึ่งเป็นแรงกระทำตามธรรมชาติ และมีการเคลื่อนไหวของข้อมือกระดูกอยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสม

การผ่าตัดรักษากระดูก Greater tuberosity หัก มีหลากหลายวิธี [2-3, 5-6, 8-9, 12-24] เช่น การยึดตรึงกระดูกด้วยสกรู (Screw fixation) การยึดตรึงด้วยเส้นไหม (Tension band technique) โดยการเย็บ

ร้อยเส้นไหมผ่านเส้นเอ็น Supraspinatus และกระดูกต้นแขน (Proximal humerus) การยึดตรึงด้วยเส้นไหมและหมุด (Suture anchor) ด้วยเทคนิคต่าง ๆ เช่น Single-row technique, Double-row technique, Double-row trans osseous equivalent technique การยึดตรึงด้วยเหล็กแผ่น (Plate fixation) เป็นต้น แต่ในปัจจุบันก็ยังไม่มียูนิคอร์นที่เป็นมาตรฐานของการรักษา (Gold standard) กระดูกหักประเภทนี้

การยึดตรึงกระดูกด้วยแผ่นโลหะ เป็นการรักษาที่นิยมมากกว่าวิธีการรักษาอื่น ๆ [5] โดยเฉพาะการใช้แผ่นโลหะ ในกลุ่มแผ่นยึด (Locking plate) เนื่องจากมีการศึกษาพบว่าการยึดตรึงกระดูกด้วยแผ่นยึดนั้นให้ความแข็งแรงมากกว่าวิธีอื่น ๆ [20] แผ่นยึดที่นำมาใช้นั้นก็มีความหลากหลายขึ้นอยู่กับแนวคิด ความชอบ และประสบการณ์ของแพทย์ผู้ผ่าตัด ยกตัวอย่างที่นำมาใช้กันบ่อยๆ คือ แผ่นยึด PHILOS (PHILOS locking plate) ซึ่งให้ผลของการผ่าตัดที่ดี

การรักษาการหักของกระดูก Greater tuberosity ด้วยแผ่นยึด PHILOS ในทางปฏิบัติมักจะไม่ใช่สกรูในการยึดขึ้นกระดูก Greater tuberosity ที่หักเข้ากับแผ่นยึดโดยตรง เนื่องจากขึ้นกระดูกที่หักนั้นมักจะมีขนาดค่อนข้างเล็กซึ่งจะเพิ่มความเสี่ยงที่จะเกิดการหักเพิ่มเติมของขึ้นกระดูก Greater tuberosity [25] เทคนิคที่นิยมใช้ก็คือการใช้เส้นไหมที่มีความแข็งแรงสูง เย็บบริเวณเส้นเอ็น Supraspinatus และ Infraspinatus ซึ่งเป็นเส้นเอ็นที่ยึดเกาะกับบริเวณ Greater tuberosity ไปผูกยึดตรึงกับบริเวณแผ่นยึด เพื่อยึดขึ้นของกระดูก Greater tuberosity ที่หักให้อยู่ในที่ๆ เหมาะสมและไม่ให้เคลื่อนที่ออกไปเวลาที่มีการขยับข้อไหล่

ปัจจุบันการรักษากรดูก Greater tuberosity ที่หักนิยมใช้แผ่นยึด PHILOS มีความแข็งแรงมากที่สุด ได้ผลการรักษาหลังผ่าตัดที่ดี [5, 20] แต่ยังมีปัญหาในเรื่องของตำแหน่งแผ่นยึด หลังผ่าตัดที่ไม่เข้ากับสรีระกระดูกต้นแขน ก่อให้เกิดปัญหา ข้อหัวไหล่ภายในขัด (Impingement) [23] เนื่องจากแผ่นยึด PHILOS ไม่ได้ออกแบบเพื่อใช้กับการผ่าตัดกระดูก Greater tuberosity ที่หักโดยเฉพาะ อีกทั้งยังมีราคาสูง ทางทีมผู้วิจัยจึงสนใจที่จะสร้างแบบจำลองคณิตศาสตร์ เพื่อวิเคราะห์ค่าความเค้นวอนมิส (Von mises stress) ค่าความเครียด (Strain) ค่าความปลอดภัย (Safety factor) ในส่วนต่าง ๆ ของชุดแผ่นยึด PHILOS นี้เพื่อให้เข้าใจพฤติกรรมชีวกลศาสตร์ที่เกิดขึ้น โดยเฉพาะบริเวณแผ่นยึด สกรู และเส้นไหม เพื่อเป็นข้อมูลพื้นฐานในการพัฒนาและปรับปรุงแผ่นยึด สำหรับยึดตรึงกระดูก Greater tuberosity โดยเฉพาะต่อไป

Objective

สร้างแบบจำลองคณิตศาสตร์เพื่อศึกษาชีวกลศาสตร์ ของกระดูกที่หักบริเวณ Greater tuberosity และเอ็นหมุนหัวไหล่บริเวณกระดูกที่หัก รวมทั้งศึกษาคุณสมบัติเชิงกลของแผ่นยึด PHILOS สกรู และเส้นไหม ที่นำมาใช้ในการยึดตรึงกระดูกที่หักบริเวณ Greater tuberosity ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Materials and Methods

การสร้างแบบจำลองสามมิติ (3D CAD model)

ในการสร้างแบบจำลองสามมิติของกระดูกหัวไหล่ (Humerus) เพื่อให้มีขนาด สัดส่วน โครงสร้างและ ลักษณะทางกายภาพภายนอกใกล้เคียงกับความเป็นจริง จะนำข้อมูลจากคนไข้จริงมาสร้างเป็นแบบจำลอง สามมิติโดยการนำไฟล์ CT scan และ MRI ของหัวไหล่ด้านขวาของผู้ชายสุขภาพปกติ อายุ 24 ปี ซึ่งเป็น ไฟล์ข้อมูลชนิด DICOM มาแปลงเป็นไฟล์ชนิด STL file โดยใช้โปรแกรม MIMIC10.1 (บริษัท Materialise, ประเทศ เบลเยียม) จากนั้นนำข้อมูลที่ได้มาเข้าโปรแกรม SolidWorks (บริษัท Dassault Systems Solid-Works Corp., Concord, MA, ประเทศสหรัฐอเมริกา) เพื่อสร้างแบบจำลองสามมิติ

ในการจำลองกระดูกส่วนที่หัก ใช้การศึกษาท่อนี้ [1, 16, 25] และข้อมูลจาก CT scan เพื่อ จำลองรูปแบบกระดูกส่วนที่หัก เป็นกระดูกหักชนิด Split type ซึ่งมีขนาดและลักษณะตาม Figure 1



Figure 1 3D model of humerus bone with split-type greater tuberosity fracture [16]

การสร้างเอ็นหมุนหัวไหล่ (Rotator cuff)

การสร้างเอ็นหมุนหัวไหล่ที่เกี่ยวข้องกับกระดูกส่วนที่หักแบบ GT avulsion fracture ชนิด Split type คือ เอ็นหมุนหัวไหล่ Supraspinatus และ Infraspinatus โดยขนาดและสัดส่วนได้ข้อมูลจากการศึกษาทาง กายวิภาคของ Curtis และคณะ [26] ที่แสดงขนาดพื้นที่ส่วนที่เอ็นหมุนหัวไหล่ Supraspinatus และ Infra-spinatus เกาะกับกระดูก Humerus ตาม Table 1 รวมทั้งใช้ข้อมูลตาม MRI มาช่วยประกอบการสร้างแบบ จำลอง

Table 1 Sizes of footprints and of rotator cuff tendons [26]

	Length (mm)	Width medial (mm)	Width lateral (mm)
Supraspinatus footprint	23	16	17
Infraspinatus footprint	29	19	19

การสร้างแผ่นยึด PHILOS และสกรู

ในการกำหนดขนาดแผ่นยึด PHILOS ได้ใช้ข้อมูลจากบริษัท DePuy Synthes และข้อมูลการการศึกษา ก่อนหน้านี้ [27] สกรูที่ใช้เป็นแบบทรงกระบอกไม่มีเกลียว ขนาด 3.5 มิลลิเมตรตามการศึกษาของ Kaisidis และคณะ [21] และ Fletcher และคณะ [28] นำมาสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรม SolidWorks ตามFigure 2

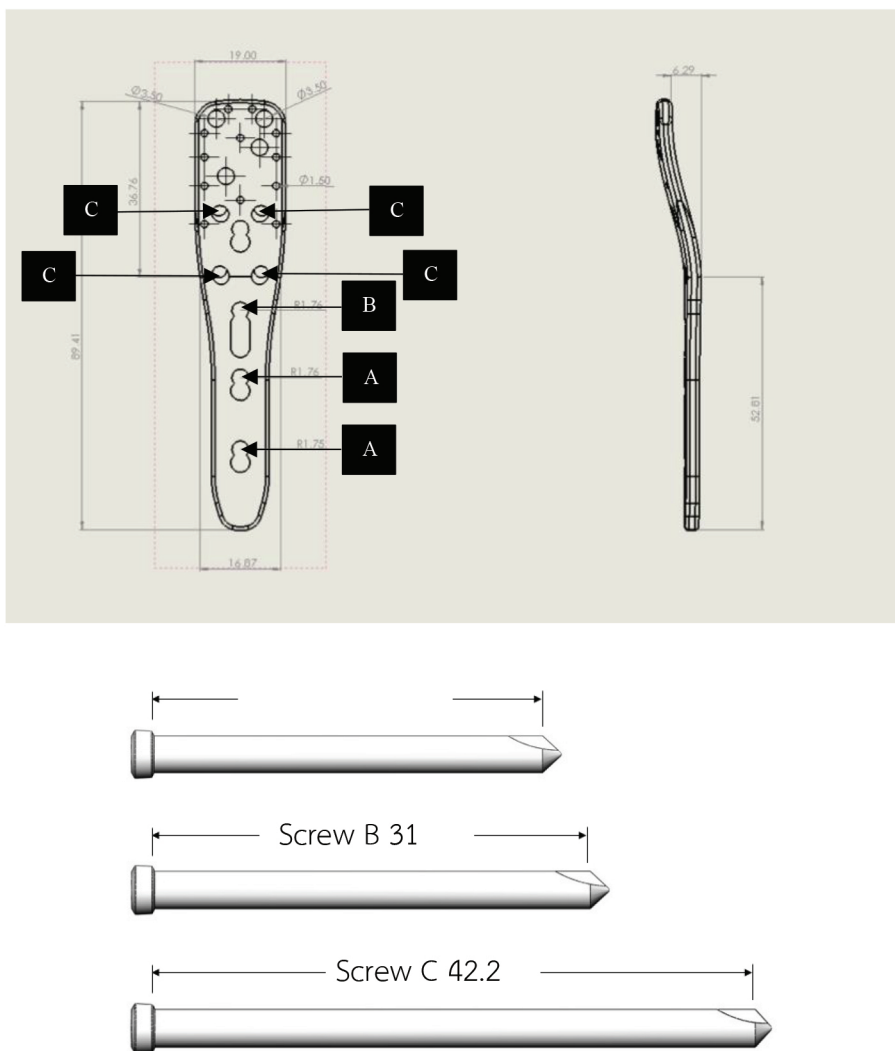


Figure 2 Sizes of PHILOS plate, with screw A being 28 mm long, screw B being 31 mm long, and screw C being 42.2 mm long, as indicated in the image positions

การสร้างเส้นไหมที่ใช้เย็บตรึงเอ็นหมุนหัวไหล่เข้ากับแผ่นยึด PHILOS

ในการศึกษานี้เลือกใช้ เส้นไหม FiberWire เบอร์ 5 เป็นเส้นไหมชนิด Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.98 mm. [29] และกำหนดรูปแบบการยึดตรึงระหว่างเอ็นหมุนหัวไหล่ กับแผ่นยึด PHILOS ตามการศึกษาของ Pisitwattanaporn และคณะ [25] ดังแสดงตาม Figure 3

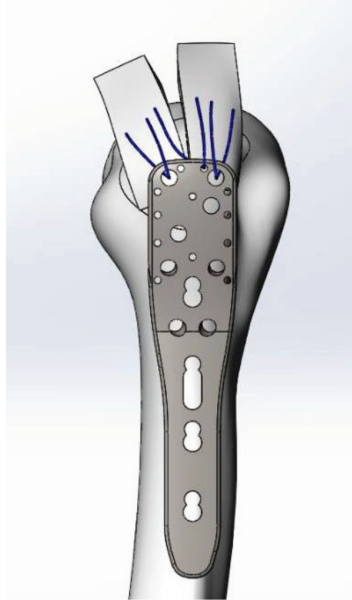


Figure 3 3D model showing fixation of suture to PHILOS plate

ส่วนค่าสมบัติ ของวัสดุต่าง ๆ ที่ใช้ในการคำนวณของการศึกษานี้ จะใช้ข้อมูลของการศึกษาตามTable 2 และ 3

Table 2 Properties of various materials used in the calculations

Structure	Modulus of elasticity (GPa)	Poisson's ratio
Cortical bone of humerus [33]	16	0.3
Humeral cancellous bone [33]	0.55	0.3
PHILOS plate and screw [27]	200	0.265
Novel plate and screw [27]	200	0.265
FiberWire No.5 [29]	8.5	0.39
Supraspinatus tendon [26]	0.168	0.49
Infraspinatus tendon [26]	0.168	0.49

Table 3 Properties of stainless steel 316L [27]

Material properties	316L Stainless steel
Modulus of elasticity (GPa)	200
Shear Modulus (GPa)	82
Poisson' ratio	0.265
Mass Density (g/cm ³)	8.027
Tensile strength (MPa)	860
Yield Strength (MPa)	690

การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary condition) จะใช้การศึกษาก่อนหน้านี้ ในการกำหนดเงื่อนไขของแบบจำลองดังนี้

- กำหนดการยึดตรึง (Fixation) ที่ ส่วนฐานของกระดูก Humerus ตามการศึกษาของ Pisitwattanaporn และคณะ [25] ตาม Figure 4



Figure 4 Image of experiment by Pisitwattanaporn et al. [25] where the base of humerus bone was fixed and force was applied

- กำหนดค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (Coefficient of friction) กระจกกับกระดูกและพื้นผิวอื่น ๆ เท่ากับ 0.3 ตามการศึกษา Mantovani และ คณะ [30]
- กำหนดภาระโหลดตามการศึกษาก่อนหน้านี้ดังนี้ คือ แรงกระทำที่ตั้งฉากส่วนปลายพื้นที่หน้าตัดของเอ็นหมุนหัวไหล่ Infraspinatus tendon 100 N และ Supraspinatus tendon 200 N ตามลำดับ [21, 31] ซึ่งเป็นโหลดสูงสุดที่เกิดขึ้นได้จากเอ็นทั้งสอง แสดงตาม Figure 5

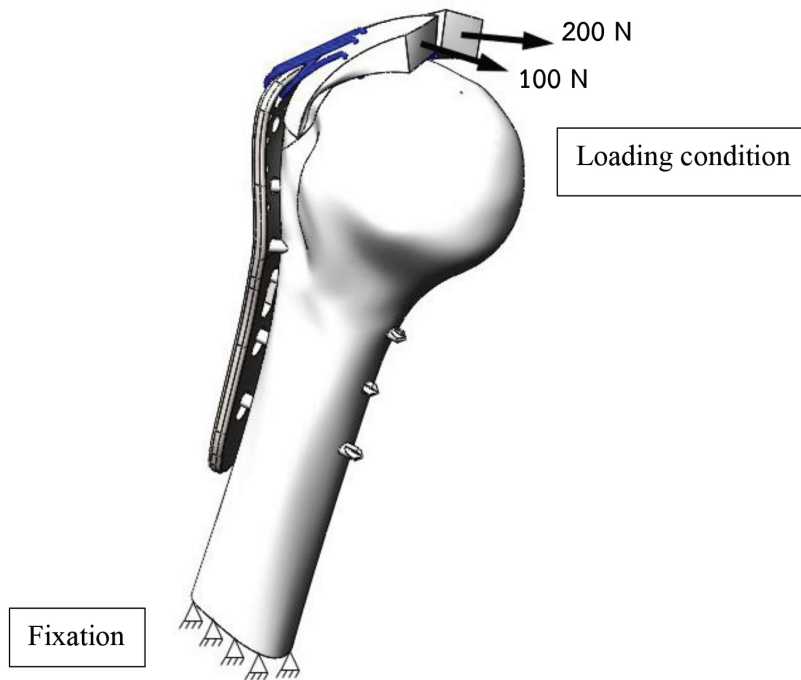


Figure 5 3D model and boundary conditions used in the present study

เมื่อสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยโปรแกรม SolidWorks (Dassault Systems SolidWorks Corp., Concord, MA, USA) แล้วจึงส่งออกแบบจำลองสามมิติเข้าสู่โปรแกรม Abaqus (Dassault Systems, Waltham MA, USA) เพื่อสร้างเมช (Mesh) จากนั้นกำหนดค่าสมบัติของวัสดุและเงื่อนไขขอบเขตต่าง ๆ ตามที่ได้กล่าวมาแล้ว และทำการวิเคราะห์หาคำตอบ โดยถือว่าแรงบิดตอนหมุนกระดูกเข้ามามีผลน้อยมาก คำนวณได้ค่าความเค้นวอนมิส (Von mises stress) ความเครียด ระยะเลื่อนระหว่างรอยหัก ที่เกิดขึ้นในแบบจำลองของชุดแผ่นยึด PHILOS ในการยึดตรึงกระดูก Humerus ส่วนที่หักแบบ GT avulsion fracture ชนิด Split type โดยมีการปรับความหนาแน่นของเมช และคำนวณใหม่ จนค่าความเค้นวอนมิสสูงสุด ที่มีค่าเปลี่ยนแปลงน้อยกว่า 1% (Mesh independence)

Results

แบบจำลองแผ่นยึด PHILOS ให้ผลลัพธ์เป็น ค่าความเค้นวอนมิสและความเครียด ระยะเลื่อนระหว่างรอยหักจากการคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ดังแสดงตาม Figure 6 ดังนี้

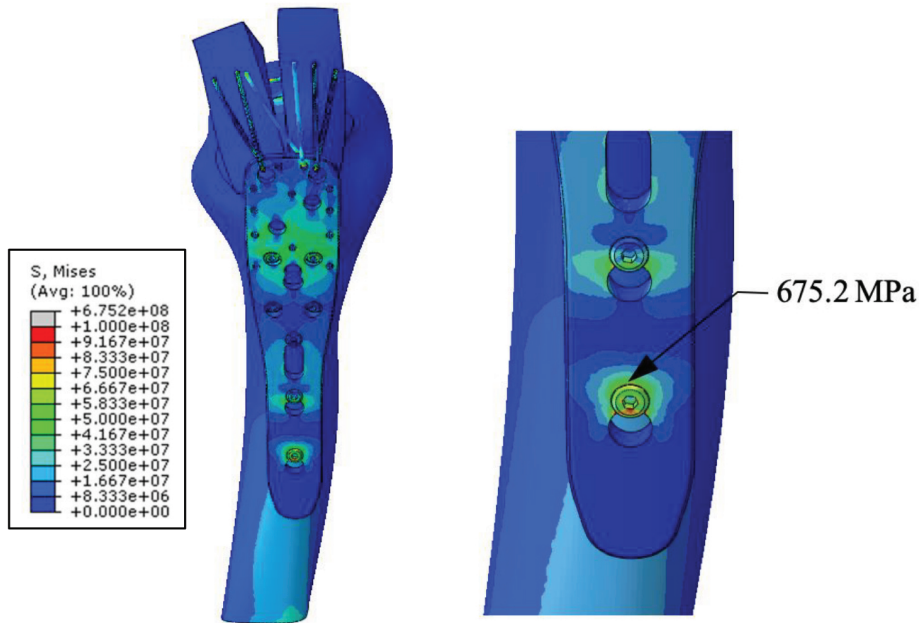


Figure 6 Maximum Von mises stress occurring on PHILOS plate model

ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของแผ่นยึด PHILOS ในการยึดตรึง กระดูก Humerus ส่วนที่หักแบบ GT avulsion fracture ชนิด Split type ตามเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดตามข้อมูลที่ได้กล่าวมาแล้ว คำนวณได้ค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดที่เกิดขึ้นบนแบบจำลองทั้งบริเวณกระดูก เอ็นหมุนหัวไหล่ เส้นไหมแผ่นยึด PHILOS และสกรู คือ 675.2 MPa ซึ่งเกิดที่บริเวณหัวของสกรูตัวล่างสุดตามภาพ ซึ่งหากพิจารณาค่าความต้านทานการคราก (Yield Strength) ของแผ่นยึดและสกรูที่ทำมาจาก Stainless steel 316L มีค่าเท่ากับ 690 MPa [27] ซึ่งค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดที่คำนวณได้มีค่าต่ำกว่าค่าความต้านทานการครากของแผ่นยึดและสกรู

ส่วนเส้นไหม พบว่ามีค่าแรงดึงภายในสูงสุด 47 N ซึ่งเส้นไหม FiberWire เบอร์ 5 มีค่า The maximum load to failure เท่ากับ 620 +/- 29 N [29] ค่าแรงดึงในเส้นเชือกที่คำนวณได้มีค่าต่ำกว่า The maximum load to failure ของเส้นไหม แสดงว่าแผ่นยึด PHILOS สกรู และเส้นไหมในแบบจำลองนี้สามารถรับแรงกระทำตามที่กำหนดได้

ชุดแบบจำลองแผ่นยึด PHILOS มีค่าความเครียด (Strain) และ ระยะเลื่อน (Displacement) ระหว่างรอยหักตาม Figure 7 และ 8 ดังนี้

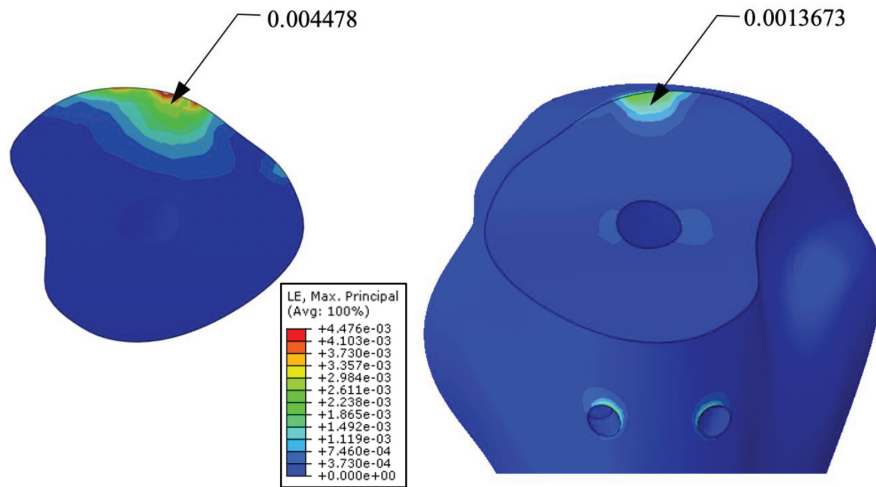


Figure 7 Maximum strain between fracture fragments

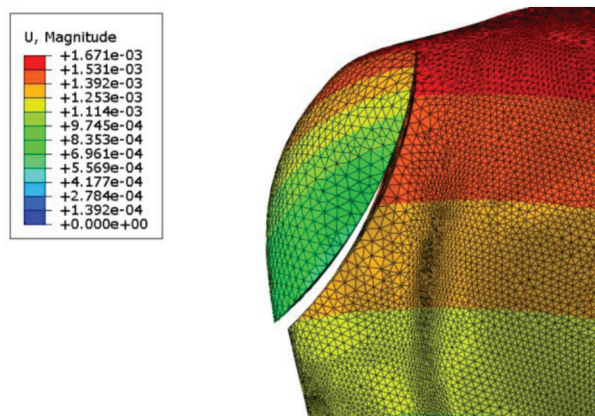


Figure 8 Maximum displacement between fracture fragments

ผลการคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของชุดแผ่นยึด PHILOS พบว่าที่ค่าความเครียดสูงสุด (Maximum strain) ที่เกิดขึ้น อยู่ระหว่างรอยแยกของกระดูกที่หักกับกระดูก Humerus มีค่าเท่ากับ 0.004478 และ 0.0013673 ตามลำดับ ซึ่งค่าที่เกิดขึ้นน้อยกว่า 0.02 และมีค่าระยะเลื่อนสูงสุดระหว่างรอยหักเท่ากับ 0.54 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นค่าที่เหมาะสม ที่ทำให้เกิดการสมานของกระดูกชนิด Primary bone healing [32] ผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าแบบจำลองที่สร้างขึ้น สามารถทำให้กระดูก Humerus ส่วนที่หักแบบ GT avulsion fracture ชนิด Split type ที่ได้รับการยึดตรึงด้วยชุดแผ่นยึด PHILOS สามารถสมานกระดูกที่หักแบบ Primary bone healing ได้

Discussion

จากการศึกษาครั้งนี้ เมื่อวิเคราะห์ผลทางชีวกลศาสตร์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จากแบบจำลองแผ่นยึด PHILOS สกรู และเส้นไหม พบว่า ระยะเลื่อนสูงสุดระหว่างรอยหักที่เกิดขึ้นมีค่า 0.54 มิลลิเมตร รวมทั้งค่าความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณพื้นที่รอยต่อของ บริเวณที่กระดูกหัก (Interfracture strain) มีค่าน้อยกว่า 0.02 ซึ่งค่าดังกล่าวเป็นค่าที่เหมาะสมในการสมานของกระดูกแบบ Primary bone healing [9-11, 32] สามารถพิสูจน์ได้ว่าแบบจำลองนี้ทำให้เกิดการสมานแบบ Primary bone healing ได้

เมื่อพิจารณาค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดที่เกิดขึ้นของแบบจำลองพบว่า มีค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดที่เกิดขึ้น 675.2 MPa ซึ่งไม่เกินค่าความต้านทานการครากของวัสดุแผ่นยึด แสดงว่าไม่เกิดการเสียหายของวัสดุ หากพิจารณาเฉพาะบริเวณแผ่นยึด PHILOS พบว่าค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดมีค่า 434.9 MPa สามารถคำนวณ ค่าความปลอดภัย (Safety factor) ของแผ่นยึด PHILOS ได้เท่ากับ 1.59

เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบการศึกษาในการยึดตรึงกระดูก GT avulsion fracture ด้วยแผ่นยึดชนิดต่าง ๆ ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ [21-22] พบว่า การศึกษานี้เป็นการศึกษาแรกที่คำนึงการใช้เส้นไหมและนำมาคำนวณในแบบจำลอง

ข้อจำกัดการศึกษานี้ คือรูปแบบสกรูที่ใช้เลือกใช้สกรูแบบไม่มีเกลียว เพื่อลดความซับซ้อนและระยะเวลาในการคำนวณ ซึ่งต่างจากสกรูที่ใช้ในการผ่าตัดผู้ป่วยจริง แต่ก็สามารถเลือกใช้ได้สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ [21, 28]

ในการรักษา GT avulsion fracture เป้าประสงค์ที่สำคัญคือสามารถยึดตรึงกระดูกที่หักให้มีความมั่นคงมีการเคลื่อนที่น้อยที่สุดที่ก่อให้เกิด Primary bone healing คือมีค่า Fracture Gap น้อยกว่า 1 มิลลิเมตร รวมทั้งความเครียด น้อยกว่า 0.02 [10, 32] ซึ่งการศึกษาที่ผ่านมาพบว่ามีวิธีการผ่าตัดรักษาหลายรูปแบบ [2-3, 5-6, 8-9, 12-24] เช่น Suture fixation, Screw fixation, Tension banding, Anchor sutures และล่าสุด การผ่าตัดส่องกล้อง ใช้ Anchor sutures แม้ว่าการผ่าตัดส่องกล้องรักษาจะให้ผลดี แต่ก็จำเป็นต้องอาศัยการสะสมประสบการณ์ของแพทย์ผ่าตัด (Learning curve) และวิธีนี้อาจไม่เหมาะสมกับชิ้นกระดูกที่หักที่มีขนาดใหญ่และชิ้นกระดูกที่หักแบบละเอียด ซึ่งปัจจุบันถือว่ายังไม่มีที่เป็นวิธีมาตรฐานวิธีเดียว (Gold standard) ในการใช้รักษากระดูกหักแบบ GT avulsion fracture

จากการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ก่อนหน้านี้นี้เปรียบเทียบการรักษาแบบต่าง ๆ ในการรักษา GT avulsion fracture พบว่าชุดแผ่นยึด (Locking plate system) ให้ผลการทดลองที่มีความแข็งแรงมากที่สุดเมื่อเทียบกับวิธีอื่น ๆ ตามข้างต้น [5] แต่ก็พบว่าปัญหาที่สำคัญของแผ่นยึดในปัจจุบันรวมถึงแผ่นยึด PHILOS จากการศึกษาของ Kim และคณะ [23] พบว่าการรักษาด้วยแผ่นยึด อาจทำให้เกิดปัญหาต่าง ๆ เช่น การขัดกันของเหล็กส่วนต้นกับกระดูก (Impingement syndrome) และการผิดรูปหลังผ่าตัดได้จากหลากหลายเหตุผล เช่น ขนาดและองศาที่ไม่สมส่วนของแผ่นยึด และกระดูก Humerus การวางตำแหน่งแผ่นยึดที่ไม่เหมาะสมในการผ่าตัด รวมถึงถึงวิธีการผ่าตัดนี้จำเป็นต้องอาศัยการเปิดแผลขนาดใหญ่ในการผ่าตัด

จากการศึกษาพบว่าความเค้นวอนมิสูงที่สุดเกิดที่บริเวณหัวกระดูกตัวล่างสุด แต่ความเค้นวอนมิสบริเวณส่วนล่างสุดและโดยรอบของแผ่นยึด PHILOS มีค่าต่ำเมื่อเทียบกับบริเวณอื่น ซึ่งข้อมูลในส่วนนี้สามารถนำไปใช้เป็นพื้นฐานในการออกแบบแผ่นยึดรูปแบบใหม่ให้มีความจำเพาะเจาะจงในการรักษากระดูก Humerus ส่วนที่หักแบบ GT avulsion fracture โดยเฉพาะ อาจจะทำแบบให้มีขนาดที่สั้นลงเพื่อให้แพทย์ที่ผ่าตัดสามารถเปิดแผลเล็กลง ลดภาวะแทรกซ้อนที่เกิดจากการผ่าตัด รวมถึงอาจส่งผลให้ผลการรักษาผู้ป่วยกลุ่มนี้ดีขึ้นโดยยังสามารถทำให้เกิดการสมานของกระดูกและไม่เสียรูปของวัสดุ โดยจำเป็นต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

Conclusions

จากผลการศึกษาแบบจำลอง 3 มิติที่สร้างขึ้นและการคำนวณด้วย FEM พิสูจน์ทางการคำนวณได้ว่าการใช้แผ่นยึด PHILOS สกรู และเส้นไหมยึดตรึงกระดูก สามารถทำให้กระดูก Humerus ส่วนที่หักแบบ GT avulsion fracture ชนิด Split type เกิดการสมานแบบ Primary bone healing ได้โดยยังไม่เกิดการเสียรูปของแผ่นยึด สกรู และเส้นไหม สอดคล้องกับการศึกษาการใช้แผ่นยึด PHILOS ในการรักษาผู้ป่วยกระดูกหักบริเวณปุ่มใหญ่กระดูกต้นแขนทางคลินิกในอดีต

Acknowledgements

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนการทุนวิจัยและทุนการศึกษาจาก คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ และศูนย์ความเป็นเลิศทางวิชาการด้านกลศาสตร์และวิศวกรรมทางการแพทย์ด้วยการคำนวณ แห่งมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

References

1. Mutch, J., Laflamme, G.Y., Hagemester, N., Cikes, A. and Rouleau, D.M., 2014, "A New Morphological Classification for Greater Tuberosity Fractures of the Proximal Humerus: Validation and Clinical Implications," *Bone & Joint Journal*, 96-B (5), pp. 646-651. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B5.32362>
2. Rouleau, D.M., Mutch, J. and Laflamme, G.Y., 2016, "Surgical Treatment of Displaced Greater Tuberosity Fractures of the Humerus," *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 24 (1), pp. 46-56. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-14-00289>
3. Robinson, C.M., Shur, N., Sharpe, T., Ray, A. and Murray, I.R., 2012, "Injuries Associated with Traumatic Anterior Glenohumeral Dislocations," *Journal of Bone and Joint Surgery American Volume*, 94 (1), pp. 18-26. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.01795>

4. Platzer, P., Thalhammer, G., Oberleitner, G., Kutscha-Lissberg, F., Wieland, T., Vecsei, V. and Gaebler, C., 2008, "Displaced Fractures of the Greater Tuberosity: A Comparison of Operative and Nonoperative Treatment," *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 65 (4), pp. 843-848. <https://doi.org/10.1097/01.ta.0000233710.42698.3f>
5. Cheng, M.F., Hung, S.H., Su, Y.P., Chiang, C.C., Chang, M.C. and Chiu, F.Y., 2019, "Displaced Isolated Greater Tuberosity Fractures of Elder Adults Treated with Plate Osteosynthesis," *Journal of the Chinese Medical Association*, 82 (4), pp. 318-321. <https://doi.org/10.1097/JCMA.0000000000000049>
6. Koh, Y.G., Lee, J.A., Lee, H.Y., Chun, H.J., Kim, H.J. and Kang, K.T., 2019, "Design Optimization of High Tibial Osteotomy Plates using Finite Element Analysis for Improved Biomechanical Effect," *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14 (1), p. 219. <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1269-8>
7. Brais, G., Ménard, J., Mutch, J., Laflamme, G.Y., Petit, Y. and Rouleau, D.M., 2015, "Transosseous Braided-tape and Double-row Fixations are Better than Tension Band for Avulsion-type Greater Tuberosity Fractures," *Injury*, 46 (6), pp. 1007-1012. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2015.02.007>
8. Popp, D., Schöffl, V. and Strecker, W., 2016, "Osteosynthese dislozierter Tuberculum-majus-Frakturen mit der Bamberger Platte [Osteosynthesis of Displaced Fractures of the Greater Tuberosity with the Bamberg Plate]," *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 28 (5), pp. 392-401. <https://doi.org/10.1007/s00064-016-0462-8>
9. Elliott, D.S., Newman, K.J., Forward, D.P., Hahn, D.M., Ollivere, B., Kojima, K., Handley, R., Rossiter, N.D., Wixted, J.J., Smith, R.M. and Moran, C.G., 2016, "A Unified Theory of Bone Healing and Nonunion: BHN Theory," *Bone & Joint Journal*, 98-B (7), pp. 884-891. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.98B7.36061>
10. Marsell, R. and Einhorn, T.A., 2011, "The Biology of Fracture Healing," *Injury*, 42 (6), pp. 551-555. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2011.03.031>
11. Kalfas, I.H., 2001, "Principles of Bone Healing," *Neurosurgical Focus*, 10 (4), p. E1. <https://doi.org/10.3171/foc.2001.10.4.2>
12. Xue, G., Chahal, K., Lim, T., Hu, S., Li, S. and Liu, J., 2018, "Titanium Mini Locking Plate with Trans-osseous Sutures for the Treatment of Humeral Greater Tuberosity Fracture Osteosynthesis Versus PHILLOS: a Retrospective view," *International Orthopaedics*, 42 (10), pp. 2467-2473. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-3823-0>

13. Schöffl, V., Popp, D., and Strecker, W., 2011, "A simple and effective implant for displaced fractures of the greater tuberosity: the "Bamberg" plate," *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 131 (4), pp. 509-512. <https://doi.org/10.1007/s00402-010-1175-3>
14. Braunstein, V., Wiedemann, E., Plitz, W., Muensterer, O.J., Mutschler, W. and Hinterwimmer, S., 2007, "Operative Treatment of Greater Tuberosity Fractures of the Humerus--a Biomechanical Analysis," *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22 (6), pp. 652-657. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.002>
15. Kim, D.R., Noh, Y.M. and Lee, S.Y., 2019, "Arthroscopic Reduction and Suture Bridge Fixation of a Large Displaced Greater Tuberosity Fracture of the Humerus," *Arthroscopy Techniques*, 8 (9), pp. e975-e985. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2019.05.007>
16. White, E.A., Skalski, M.R., Patel, D.B., Gross, J.S., Tomasian, A., Heckmann, N. and Matcuk, G.R., 2018, "Isolated Greater Tuberosity Fractures of the Proximal Humerus: Anatomy, Injury Patterns, Multimodality Imaging, and Approach to Management," *Emergency Radiology*, 25 (3), pp. 235-246. <https://doi.org/10.1007/s10140-018-1589-8>
17. Sun, Q., Ge, W., Li, G., Wu, J.Z., Lu, G., Li, R., Zhao, Z., Zhu, Y., Xu, Y., Wang, L. and Cai, M., 2020, "Plate Fixation versus Arthroscopic-Assisted Plate Fixation for Isolated Medium-Sized Fractures of the Greater Tuberosity: A Retrospective Study," *Orthopaedic Surgery*, 12 (5), pp. 1456-1463. <https://doi.org/10.1111/os.12773>
18. Chen, Y.F., Zhang, W., Chen, Q., Wei, H.F., Wang, L. and Zhang, C.Q., 2013, "AO X-Shaped Midfoot Locking Plate to Treat Displaced Isolated Greater Tuberosity Fractures," *Orthopedics*, 36 (8), pp. e995-999. <https://doi.org/10.3928/01477447-20130724-13>
19. Gaudelli, C., Ménard, J., Mutch, J., Laflamme, G.Y., Petit, Y. and Rouleau, D.M., 2014, "Locking Plate Fixation Provides Superior Fixation of Humerus Split Type Greater Tuberosity Fractures than Tension Bands and Double Row Suture Bridges," *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 29 (9), pp. 1003-1008. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.08.013>
20. Hu, C., Zhou, K., Pan, F., Zhai, Q., Wen, W. and He, X., 2018, "Application of Pre-contoured Anatomic Locking Plate for Treatment of Humerus Split Type Greater Tuberosity Fractures: A Prospective Review of 68 Cases with an Average Follow-up of 2.5 Years," *Injury*, 49 (6), pp. 1108-1112. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2018.04.013>
21. Kaisidis, A., Pantos, P.G., Bochlos, D. and Lindner, H., 2018, "Biomechanical Analysis of the Fixation Strength of a Novel Plate for Greater Tuberosity Fractures," *Open Orthopaedics Journal*, 12, pp. 218-228. <https://doi.org/10.2174/1874325001812010218>

22. Zeng, L.Q., Chen, Y.F., Jiang, Y.W., Zeng, L.L., Miao, X.G. and Liang, W.G., 2021, "A New Low-profile Anatomic Locking Plate for Fixation of Comminuted, Displaced Greater Tuberosity Fractures of the Proximal Humerus," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 30 (6), pp. 1402-1409. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.08.036>
23. Kim, H., Chung, Y.G., Jang, J.S., Kim, Y., Park, S.B. and Song, H.S., 2022, "Why Locking Plates for the Proximal Humerus do not Fit Well," *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 142 (2), pp. 219-226. <https://doi.org/10.1007/s00402-020-03676-0>
24. Seppel, G., Saier, T., Martetschläger, F., Plath, J.E., Guevara-Alvarez, A., Henschel, J., Winkler, M., Augat, P., Imhoff, A.B. and Buchmann, S., 2017, "Single Versus Double Row Suture Anchor Fixation for Greater Tuberosity Fractures - a Biomechanical Study," *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18 (1), p. 506. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1868-7>
25. Pisitwattanaporn, P., Saengpetch, N., Thamyongkit, S., Wanitchanont, T., Sa-Ngasoongsong, P. and Aroonjarattham, P., 2022, "Additional cuff Suture Provides Mechanical Advantage for Fixation of Split-type Greater Tuberosity Fracture of Humerus," *Injury*, 53 (12), pp. 4033-4037. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2022.10.016>
26. Curtis, A.S., Burbank, K.M., Tierney, J.J., Scheller, A.D. and Curran, A.R., 2006, "The Insertional Footprint of the Rotator Cuff: an Anatomic Study," *Arthroscopy*, 22 (6), p. 609.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.04.001>
27. Hamandi, F., Laughlin, R. and Goswami, T., 2018, "Failure Analysis of PHILOS Plate Construct Used for Pantalar Arthrodesis Paper II—Screws and FEM Simulations," *Metals*, 8 (4), p. 279. <https://doi.org/10.3390/met8040279>
28. Fletcher, J.W.A., Windolf, M., Richards, R.G., Gueorguiev, B. and Varga, P., 2019, "Screw Configuration in Proximal Humerus Plating has a Significant Impact on Fixation Failure Risk Predicted by Finite Element Models," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 28 (9), pp. 1816-1823. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.02.013>
29. Qwam Alden, A., Geeslin, A., King, J. and Gustafson, P., 2017, "A Finite Element Model of a Surgical Knot," *Proceedings of the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Vol. 3, Biomedical and Biotechnology Engineering, p. V003T04A030. <https://doi.org/10.1115/IMECE2017-72201>

30. Mantovani, M., Pellegrini, A., Garofalo, P. and Baudi, P., 2016, "A 3D Finite Element Model for Geometrical and Mechanical Comparison of Different Supraspinatus Repair Techniques," *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25 (4), pp. 557-563. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.002>
31. Burkhart, S.S., 2000, "A Stepwise Approach to Arthroscopic Rotator Cuff Repair based on Biomechanical Principles," *Arthroscopy*, 16 (1), pp. 82-90. [https://doi.org/10.1016/s0749-8063\(00\)90133-6](https://doi.org/10.1016/s0749-8063(00)90133-6)
32. Frost, H.M., 2004, "A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians," *The Angle Orthodontist*, 74 (1), pp. 3-15. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2)
33. Clavert, P., Zerah, M., Krier, J., Mille, P., Kempf, J.F. and Kahn, J.L., 2006, "Finite Element Analysis of the Strain Distribution in the Humeral Head Tubercles during Abduction: Comparison of Young and Osteoporotic Bone," *Surgical and Radiologic Anatomy*, 28 (6), pp. 581-587. <https://doi.org/10.1007/s00276-006-0140-x>