

การพัฒนาโลหะตามกระดุกต้นแขนส่วนปลายเพื่อยึดตรึงกระดูกแตกด้วยวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโลหการและวัสดุ ภาควิชาวิศวกรรมโลหการ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณํมหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2561

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณํมหาวิทยาลัย

Development of customized distal humerus fracture fixation  
using additive manufacturing



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering in Metallurgical and Materials Engineering  
Department of Metallurgical Engineering  
Faculty of Engineering  
Chulalongkorn University  
Academic Year 2018  
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายเพื่อยึดตรึงกระดูกแตกด้วยวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ
โดย	น.ส.ธัญย์สิตา อารังปิยะธัญญ์
สาขาวิชา	วิศวกรรมโลหการและวัสดุ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ดร.เชษฐา พันธุ์เครือบุตร
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	พันเอก รองศาสตราจารย์ นายแพทย์สุรียา ลีอนาม

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มาวิน สุประดิษฐ์ ณ อยู่ธยา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(ดร.เชษฐา พันธุ์เครือบุตร)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(พันเอก รองศาสตราจารย์ นายแพทย์สุรียา ลีอนาม)

..... กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บุญรัตน์ โล่ห์วงศ์วัฒน์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ดร.สุรศักดิ์ กุยมาลี)

ฉันทย์สิตา อารังปิยะธัญญ์ : การพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายเพื่อยึดตรึงกระดูกแตกด้วยวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ. (

Development of customized distal humerus fracture fixation

using additive manufacturing) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ดร.เชษฐา พันธุ์เครือบุตร, อ.ที่

ปรึกษาร่วม : พันเอก รศ. นพ.สุรียา ลีอนาม

การใช้โลหะตามกระดูกเพื่อยึดตรึงกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่แตกหักให้แก่ผู้ป่วยที่ประสบอุบัติเหตุ เป็นเป็นวิธีการรักษาหนึ่งที่ได้รับการยอมรับในทางการแพทย์ แต่ในปัจจุบันยังพบปัญหาในหลายด้าน เช่น ขนาดของโลหะตามกระดูกที่ไม่พอดีกับสรีระกระดูกของผู้ป่วย งานวิจัยนี้จึงมีจุดประสงค์เพื่อทำการพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ออกแบบเฉพาะบุคคลและผลิตด้วยการพิมพ์โลหะ 3 มิติ โดยได้ทำการศึกษาและทดสอบความแข็งแรงของโลหะตามกระดูกใน 4 รูปแบบ ด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์และยืนยันผลด้วยการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ ผลการศึกษาทางโลหวิทยาพบว่า โลหะตามกระดูกที่ผลิตด้วยวิธีการเพิ่มเนื้อวัสดุแบบเลเซอร์พลังงานสูงและกระบวนการทางความร้อน มีโครงสร้างจุลภาคเป็นเฟสอัลฟาและเฟสเบต้า ผลการทดสอบไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า โลหะตามกระดูกแบบคูมีความแข็งแรงตามแนวแกนมากกว่าโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว และโลหะตามกระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่มีความแข็งแรงมากกว่าโลหะตามกระดูกแบบมาตรฐานที่มีลักษณะคล้ายกับแบบเชิงการค้า เนื่องจากการออกแบบเฉพาะบุคคลที่ถูกพัฒนาขึ้นใน 3 ประเด็นคือ การมีรูสกรูเฉพาะในตำแหน่งที่จำเป็น การเพิ่มพื้นที่โอบล้อมบริเวณด้านข้าง และการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial ผลการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ให้ผลที่สอดคล้องกับผลการศึกษาทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ทำให้ยืนยันได้ว่า โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเฉพาะบุคคลที่พัฒนาขึ้นใหม่และใช้วิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุสามารถเป็นทางเลือกในการรักษาภาวะกระดูกแตกหักให้กับผู้ป่วยได้

สาขาวิชา วิศวกรรมโลหการและวัสดุ

ปีการศึกษา 2561

ลายมือชื่อนิสิต .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม .....

# # 5970472221 : MAJOR METALLURGICAL AND MATERIALS ENGINEERING

KEYWORD: distal humerus fixation, additive manufacturing, finite element analysis,  
biomechanics

Thansita Thomrungruyathan :

Development of customized distal humerus fracture fixation  
using additive manufacturing. Advisor: Chedtha Puncreobutr, Ph.D. Co-advisor:  
Col. Assoc. Prof. Dr. Suriya Luenam, M.D.

Fractures of the distal humerus are most commonly treated by internal fixation using standard osteosynthesis plates and screws. However, in many cases, standard fixation plates do not fit precisely to the unique anatomy of each patient. This study aims to develop custom 3D-printed titanium plates for the treatment of distal humerus fracture. Rigidity of four plating configurations were investigated by finite element analysis and the biomechanical testing was used to validate the results of custom 3D-printed plates. Microstructural analysis confirms that alpha-beta dual phase could be produced by processes of selective laser melting and heat treatment. Finite element analysis reveals that double-plating configuration was superior to single-plating configuration regarding the stiffness in axial compression. Comparing to standard osteosynthesis design, customized anatomical plates were found to provide more stability with higher axial stiffness. Our findings show that implementation of custom designs with minimal screw holes, lateral-medial linking screw and lateral brim could significantly leads to better biomechanical stability. Results from biomechanical testing are in good agreement with finite element analysis. This could therefore confirm that the newly designed custom plates fabricated by additive manufacturing is a possible alternative treatment.

Field of Study: Metallurgical and Materials Engineering Student's Signature .....

Academic Year: 2018 Advisor's Signature .....

Co-advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษา ดร.เชษฐา พันธุ์เครือบุตร และอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม พันเอก รศ.นพ.สุริยา ลือนาม ที่สละเวลาอันมีค่าในการให้คำปรึกษา คำแนะนำและเพิ่มพูนความรู้ในศาสตร์ที่ข้าพเจ้าไม่เคยศึกษามาก่อนจนเข้าใจและสามารถทำงานวิทยานิพนธ์นี้ได้จนสำเร็จ รวมถึงขอขอบพระคุณประธานกรรมการสอบอย่าง ผศ.ดร.มาวิน สุประดิษฐ์ ณ อยุธยา กรรมการสอบอย่าง ผศ.ดร.บุญรัตน์ โล่ห์วงศ์วัฒน และ ดร.สุรศักดิ์ กุญมาลี ที่ให้คำแนะนำและตรวจสอบวิทยานิพนธ์เพื่อความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

รวมถึงขอขอบคุณกลุ่มบุคคล มหาวิทยาลัย และบริษัท ที่ช่วยสนับสนุนและส่งเสริมให้งานนี้สำเร็จไปได้ด้วยดี ดังต่อไปนี้ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับเงินทุนในการทำงานวิจัยนี้ โปรแกรมออกแบบสามมิติ และเอื้อเฟื้อสถานที่ในการดำเนินงาน คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี สำหรับการเรียนรู้กายวิภาคศาสตร์ กับอาจารย์ใหญ่ เพื่อนำความรู้มาทำการออกแบบโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลาย บริษัท เมติคูลี่ จำกัด สำหรับความอนุเคราะห์ให้ใช้เครื่องพิมพ์สามมิติ ประเภท selective laser melting ในการพิมพ์โลหะตามกระดูก ชิ้นงานสำหรับการทดสอบสมบัติทางกลและการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค และโปรแกรมที่ใช้ในการทดสอบไฟไนต์เอลิเมนต์ ทั้งสนับสนุนเครื่องมืออุปกรณ์อื่นๆที่เกี่ยวข้องในงานวิจัยนี้ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น สำหรับความอนุเคราะห์ให้ใช้เครื่องทดสอบทางชีวกลศาสตร์ รุ่น ElectroPuls E10000 เพื่อทำการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ และเจ้าหน้าที่ที่สละเวลาในการให้ความรู้แก่ข้าพเจ้าเพื่อใช้เครื่องทดสอบนี้ สถาบันเหล็กและเหล็กกล้าแห่งประเทศไทย สำหรับการทำการทดสอบสมบัติทางกลของโลหะตามกระดูก นอกจากนี้ยังมีบริษัท ทีแอนด์บี เทคโนโลยี จำกัด สำหรับการกลึงอุปกรณ์จับยึด ชิ้นงานที่มีประสิทธิภาพตามการออกแบบ และทำการผลิตได้เร็วตามแผนการดำเนินงานของงานวิจัยนี้

นอกเหนือจากนี้ ขอขอบพระคุณ มารดา ที่สนับสนุนในการเรียน ตักเตือนและสร้างกำลังใจมาโดยตลอด ขอขอบคุณเพื่อน พี่ น้องที่คอยให้กำลังใจอย่างสนุกสนาน สร้างรอยยิ้มด้วยมิตรภาพ จนวิทยานิพนธ์นี้สำเร็จอย่างสมบูรณ์

ธัญย์สิตา อารังปิยะธัญย์

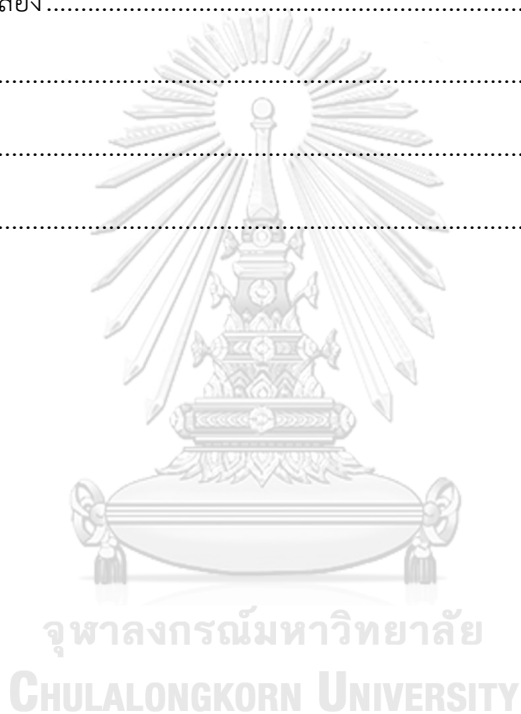
## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	ง
กิตติกรรมประกาศ .....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	1
สารบัญภาพ.....	2
บทที่ 1 บทนำ .....	9
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	9
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย .....	10
1.3 ขอบเขตของการวิจัย .....	11
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	11
บทที่ 2 วรรณกรรมปริทัศน์.....	12
2.1 กระจุกต้นแขนส่วนปลาย.....	12
2.1.1 ตำแหน่งและลักษณะของกระจุกต้นแขนส่วนปลาย .....	12
2.1.2 ประเภทการแตกของกระจุกต้นแขนส่วนปลาย.....	14
2.2 ประเภทของโลหะตามกระจุกต้นแขนส่วนปลาย .....	15
2.2.1 โลหะตามกระจุกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว .....	15
2.2.2 โลหะตามกระจุกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่.....	16
2.3 กระบวนการผลิตโลหะแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ.....	17
2.3.1 ประเภทของกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ.....	18
2.3.2 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการควบคุมกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ.....	20

2.4 การวิเคราะห์โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Analysis, FEA) .....	23
2.5 โลหะผสมไทเทเนียมเกรด Ti-6Al-4V และโครงสร้างจุลภาคทางโลหวิทยา .....	24
2.6 งานวิจัยทางด้านชีวกลศาสตร์ .....	34
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย .....	43
3.1 การวิเคราะห์และจำแนกภาพกระดูก 3 มิติ .....	43
3.2 การออกแบบโลหะตามกระดูก .....	44
3.3 โครงสร้างจุลภาคและสมบัติทางกลของวัสดุ .....	49
3.3.1 โครงสร้างจุลภาค .....	49
3.3.2 สมบัติทางกลของวัสดุ .....	52
3.4 การทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ .....	53
3.4.1 การตรวจสอบความทับซ้อนของชิ้นงานจำลอง .....	53
3.4.2 การกำหนดสมบัติของวัสดุ .....	54
3.4.3 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต .....	55
3.4.4 การเลือกประเภทและลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์ในแบบจำลอง .....	56
3.4.5 การวิเคราะห์ผลจากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ .....	57
3.5 กระบวนการผลิตโลหะตามกระดูก .....	58
3.5.2 กรรมวิธีทางความร้อน .....	58
3.5.3 การปรับผิวชิ้นงาน .....	59
3.6 การทดสอบด้วยวิธีทางชีวกลศาสตร์ .....	59
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล .....	63
4.1 ผลการออกแบบโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายตามสรีระกระดูก .....	63
4.2 ผลจากการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคและสมบัติเชิงกลของวัสดุ .....	64
4.2.1 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงาน .....	64
4.2.2 สมบัติทางกลของวัสดุ .....	68



4.3 ผลจากการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ .....	68
4.3.1 ผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูป (deformation) .....	68
4.3.2 ผลการทดสอบความแข็งแรงตามแนวแกน (axial stiffness) .....	72
4.3.3 ผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises .....	73
4.4 ผลจากการทดสอบด้วยวิธีทดสอบทางชีวกลศาสตร์.....	84
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ .....	88
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	88
5.2 ข้อเสนอแนะ .....	89
บรรณานุกรม.....	90
ประวัติผู้เขียน .....	96



## สารบัญตาราง

ตารางที่ 1 ประเภทเทคโนโลยีในการหลอมผงวัสดุที่ละเอียด	20
ตารางที่ 2 สมบัติทางกลในการยึดของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting และด้วยวิธีการหล่อ	26
ตารางที่ 3 การเปรียบเทียบสมบัติทางกลของโลหะไทเทเนียมบริสุทธิ์และโลหะไทเทเนียมผสมที่ขึ้นรูปด้วยวิธีการผลิตที่ต่างกัน	27
ตารางที่ 4 สมบัติทางกลของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อนและวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทุบด้วยความร้อน (hot forging)	32
ตารางที่ 5 ค่าการทดสอบการยึดออกของโลหะตามกระดุกต้นแขนส่วนปลายแบบต่างๆ	36
ตารางที่ 6 ค่าการทดสอบแรงบิดของโลหะตามกระดุกต้นแขนส่วนปลายแบบต่างๆ	36
ตารางที่ 7 ค่าความแข็งแรงของโลหะตามกระดุกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่	41
ตารางที่ 8 ค่าการเปลี่ยนรูปร่างถาวรและการรับแรงถึงความเสียหายของโลหะตามกระดุกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่	42
ตารางที่ 9 การกำหนดสมบัติของวัสดุที่ใช้ในแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์	54
ตารางที่ 10 การกำหนดเอลิเมนต์ในแบบจำลองชิ้นงาน	56
ตารางที่ 11 ผลการทดสอบสมบัติทางกลของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่อุณหภูมิ 850 °C และปล่อยให้เย็นตัวในเตา	68
ตารางที่ 12 ผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปตามทิศทางแนวแกนของกระดุกใน 4 ด้าน	70
ตารางที่ 13 การกำหนดความสัมพันธ์ของผิวสัมผัสระหว่างชิ้นส่วนสองชิ้นในการทดสอบแบบเชิงเส้นและแบบไม่เชิงเส้น	83

## สารบัญภาพ

รูปที่ 1 ตำแหน่งกระดูกต้นแขนส่วนปลายด้านหน้า ด้านหลัง และด้านข้าง .....	12
รูปที่ 2 ตำแหน่งกล้ามเนื้อ กระดูกต้นแขนส่วนปลายเมื่องอและเหยียดข้อศอก .....	13
รูปที่ 3 รูปแบบการแตกของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย รวมถึงรหัสตาม AO .....	14
รูปที่ 4 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายประเภทรูปทรงตัววาย จากออกแบบในคอมพิวเตอร์ .....	15
รูปที่ 5 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายประเภทรูปทรงตัวเจ (บน) และประเภทตรง (ล่าง) .....	15
รูปที่ 6 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท posterior medial-posterior lateral (PM-PL) .....	16
รูปที่ 7 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท medial-posterior lateral 90° (ซ้าย) ประเภท posterior medial-lateral 90° (กลาง) และประเภท medial-lateral 180° (ขวา) .....	16
รูปที่ 8 เครื่องพิมพ์แบบสามมิติที่ใช้วัสดุพอลิเมอร์ (ซ้าย) และที่ใช้วัสดุโลหะ (ขวา) .....	17
รูปที่ 9 กรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ ประเภทการหลอมและเกาะตัวกัน .....	18
รูปที่ 10 กรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ ประเภทการหลอมผงวัสดุทีละชั้น .....	19
รูปที่ 11 การเปรียบเทียบความหนาชั้นและอัตราการพิมพ์แบบ 3 มิติของประเภทการให้พลังงาน โดยตรงกับวัสดุให้หลอมและเกาะตัวกันเป็นชิ้นงาน กับประเภทการหลอมผงวัสดุทีละชั้น .....	19
รูปที่ 12 พารามิเตอร์ของการผลิตด้วยเทคโนโลยีแบบ Selective Laser Melting .....	21
รูปที่ 13 รูปแบบของการกราดลำแสงเลเซอร์ (pattern of laser scanning vectors) .....	22
รูปที่ 14 กระบวนการทำงานของการวิเคราะห์โลหะตามกระดูกจากวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยมีข้อมูลพื้นฐานจากภาพ CT scan .....	23
รูปที่ 15 โครงสร้างผลึกแบบ HCP ของเฟสอัลฟา (ซ้าย) และแบบ BCC ของเฟสเบต้า (ขวา) .....	24
รูปที่ 16 โครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting แสดงให้เห็นเฟสมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็ม .....	25

รูปที่ 17 (ก) โครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผ่านการขึ้นรูปด้วยวิธี selective laser melting และ (ข) โครงสร้างจุลภาคที่ผ่านการขึ้นรูปด้วยวิธีหล่อโลหะ .	26
รูปที่ 18 โครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V จากกรรมวิธีการผลิตแบบ เพิ่มเนื้อวัสดุ.....	28
รูปที่ 19 ความต้านทานแรงดึงสูงสุด ความต้านทานแรงคราก และเปอร์เซ็นต์ในการยืดของโลหะ ผสมไทเทเนียมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตจากหลากหลายกรรมวิธีการผลิต .....	28
รูปที่ 20 การเปรียบเทียบสมบัติทางความล้า ณ อุณหภูมิห้องของชิ้นงานที่ผลิตจากโลหะ ไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V จากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ การหล่อและ การขึ้นรูปทางกล .....	29
รูปที่ 21 (ก) โครงสร้างจุลภาคจากภาพถ่ายด้านบนชิ้นงานและ (ข) ภาพถ่ายด้านข้างชิ้นงานของ โลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน (ค) โครงสร้างจุลภาคโดยทั่วไปของวัสดุที่ขึ้นรูปจากการ ทุบด้วยความร้อน โดยบริเวณสีขาวคือ เฟสแอลฟา และบริเวณสีดำคือ เฟสเบต้า .....	31
รูปที่ 22 โครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังจากผ่านกรรมวิธีทางความร้อนเป็นเวลา 2 ชั่วโมงที่ อุณหภูมิดังนี้ (ก) 780°C (ข) 843°C และ (ค) 1015°C ตามด้วยการเย็นตัวในเตา โดย บริเวณที่เป็นสีขาวคือ เฟสเบต้า และบริเวณที่เป็นสีดำคือ เฟสแอลฟา .....	31
รูปที่ 23 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของวัสดุที่ผลิตด้วย เทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อนและวัสดุที่ขึ้นรูป จากการทุบด้วยความร้อน.....	32
รูปที่ 24 ความเครียด ณ จุดแตกหักของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting เมื่อผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ณ อุณหภูมิสูงสุด โดยผลของกรรมวิธีทางความร้อน ทั้งหมดที่แสดงจะไม่คำนึงถึงอัตราการเย็นตัว .....	33
รูปที่ 25 ความเค้น ณ จุดครากของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting เมื่อผ่าน กรรมวิธีทางความร้อน ณ อุณหภูมิสูงสุด โดยผลของกรรมวิธีทางความร้อนทั้งหมดที่ แสดงจะไม่คำนึงถึงอัตราการเย็นตัว.....	34
รูปที่ 26 ผลการทดสอบระยะการเคลื่อนที่ (บน) และความแข็งแรง (ล่าง) ของโลหะตามกระดุก ต้นแขนส่วนปลาย.....	35

รูปที่ 27 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์ของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายมี 2 แบบ (ก) การทดสอบยืดออก และ (ข) การทดสอบแรงบิด.....	36
รูปที่ 28 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์ประเภทการทดสอบแบบไม่ทำลาย.....	37
รูปที่ 29 ผลการทดสอบความแข็งแรงต่อการยืดออก (บน) และความแข็งแรงต่อการงอตัว (ล่าง) โดย PML90° คือ ประเภท posterior medial-lateral 90°, PLM90° คือ medial-posterior lateral 90° และ ML180° คือ medial-lateral 180°.....	38
รูปที่ 30 ผลการทดสอบขีดจำกัดความล้า (fatigue limit) [2].....	39
รูปที่ 31 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์โดยใช้เครื่องทดสอบวัสดุแบบ servopulser.....	39
รูปที่ 32 ผลการทดสอบความแข็งแรงในแนวกระดูกอัลนา (บนซ้ายและบนขวา) และความแข็งแรงในแนวกระดูกเรเดียส (ล่างซ้ายและล่างขวา) โดย A คือ โลหะตามกระดูกประเภท medial-posterior lateral 90° และ B คือ โลหะตามกระดูกประเภท medial-lateral 180° .....	40
รูปที่ 33 ระยะการเคลื่อนที่ของโทรเคลียร์ระหว่างการรับแรงอัดในแนวกระดูกอัลนา (ซ้าย) และระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกแคปปีเตตระหว่างการรับแรงอัดในแนวกระดูกเรเดียส (ขวา).....	40
รูปที่ 34 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์โดยใช้เครื่องทดสอบอเล็กโทรไดนามิกส์.....	41
รูปที่ 35 ขั้นตอนการพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลาย .....	43
รูปที่ 36 (ก) ไฟล์ภาพ DICOM จากการทำ CT scan และ (ข) พื้นผิว 3 มิติจากการใช้โปรแกรมทางคอมพิวเตอร์ในการวิเคราะห์และจำแนก.....	43
รูปที่ 37 การวัดขนาดสรีระของกระดูกต้นแขนส่วนปลายด้วยเส้นโค้งตามพื้นผิวของกระดูก.....	44
รูปที่ 38 กระดูกต้นแขนที่มีรอยแตกกว้างขนาด 6 มิลลิเมตร.....	44
รูปที่ 39 ภาพด้านข้างฝั่ง lateral และด้านหลังของกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ประกอบเข้ากับโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว ประเภทรูปทรงตัวเจ ที่ทำการออกแบบใหม่.....	45
รูปที่ 40 ภาพด้านข้างฝั่ง lateral ด้านหลังและด้านข้างฝั่ง medial ของกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ประกอบเข้ากับโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท medial-posterior lateral 90° ที่ทำการออกแบบใหม่.....	46

รูปที่ 41 สกรูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.7 มิลลิเมตร (สีเหลือง) 3.5 มิลลิเมตร (สีเขียว) และสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial (สีน้ำเงิน).....	48
รูปที่ 42 กระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ประกอบเข้ากับโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและสกรู.....	48
รูปที่ 43 กระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ประกอบเข้ากับโลหะตามกระดูกแบบคู่และสกรู.....	49
รูปที่ 44 ชิ้นงานทดสอบรูปทรงกระบอกที่ได้ทำการแบ่งออก 4 ส่วน โดยรูปสี่เหลี่ยมลายสีแดง แสดงด้านของชิ้นงานที่จะทำการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค .....	50
รูปที่ 45 ชิ้นงานที่มีการทำตัวเรือนแบบเย็นเสร็จแล้ว .....	50
รูปที่ 46 การขัดหยาบชิ้นงานด้วยเครื่องขัดอัตโนมัติ.....	51
รูปที่ 47 การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง (ซ้าย) และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (ขวา).....	52
รูปที่ 48 ขนาดชิ้นงานก่อนการกลึง (บน) และหลังการกลึง (ล่าง) .....	52
รูปที่ 49 เครื่องทดสอบแรงดึง .....	53
รูปที่ 50 การตรวจสอบความทับซ้อนของชิ้นงานจำลอง .....	54
รูปที่ 51 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตและแรงกระทำในกรณีของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว (ก-ข) และแบบคู่ (ค-ง) โดย (ก, ค) แสดงรูปแบบโลหะตามกระดูกที่ได้มีการพัฒนาขึ้นใหม่ในงานวิจัยนี้และ (ข, ง) แสดงรูปแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า.....	55
รูปที่ 52 ลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์ที่ใช้ในวิเคราะห์แบบจำลองชิ้นงาน .....	56
รูปที่ 53 ขนาดและรูปร่างของเอลิเมนต์ในแบบจำลอง.....	57
รูปที่ 54 ตัวอย่างผลการวิเคราะห์จากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์.....	57
รูปที่ 55 การขึ้นรูปโลหะตามกระดูกด้วยเทคนิค Selective Laser Melting.....	58
รูปที่ 56 ชิ้นงานโลหะตามกระดูกที่ผ่านการขึ้นรูปด้วยเทคนิค Selective Laser Melting .....	58
รูปที่ 57 ชิ้นงานโลหะตามกระดูกที่ผ่านกระบวนการปรับผิวชิ้นงานแล้ว .....	59
รูปที่ 58 กระดูกสังเคราะห์ที่ผลิตจากวัสดุผสมโพลีเมอร์ ของบริษัท SAWBONE .....	60
รูปที่ 59 เครื่องทดสอบชีวกลศาสตร์รุ่น ElectroPuls.....	60

รูปที่ 60 โหลดเซลล์ (load cells) ของเครื่องทดสอบชีวกลศาสตร์ .....	60
รูปที่ 61 ตัวจับชิ้นงานกระดูกส่วนหัว (proximal-end jig).....	61
รูปที่ 62 ตัวจับชิ้นงานกระดูกส่วนปลาย (distal-end jig) .....	61
รูปที่ 63 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์ของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลาย เมื่อทดสอบความ แข็งแรงในทิศทางตามแนวแกน.....	62
รูปที่ 64 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยวและแบบคู่ทั้ง 4 แบบที่ใช้ในการวิจัย .....	63
รูปที่ 65 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน จากการถ่ายด้วยกล้อง จุลทรรศน์แบบใช้แสง .....	64
รูปที่ 66 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน จากการถ่ายด้วยกล้อง จุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด.....	65
รูปที่ 67 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อน.....	66
รูปที่ 68 ผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมด (total deformation).....	69
รูปที่ 69 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมดของกระดูกแตกที่ถูกยึดตรึง ด้วยโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ที่มีการ พัฒนาขึ้นใหม่ และจากงานวิจัยของ S. Sabalic et al. ....	72
รูปที่ 70 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความแข็งแรงตามแนวแกนของกระดูกแตกที่ถูกยึด ตรึงด้วยโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ที่มี การพัฒนาขึ้นใหม่ และจากงานวิจัยของ S. Sabalic et al. ....	72
รูปที่ 71 ผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการ ออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า และที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ .....	73
รูปที่ 72 ผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial เพื่อยึดตรึงกระดูกแตกด้วยโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่....	75

- รูปที่ 73 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่และจากงานวิจัย S. Sabalic et al..... 76
- รูปที่ 74 ผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและแบบคู่ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า และทำการพัฒนาในที่ละประเด็น (ก) แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น (ข) แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่โอบล้อม ..... 77
- รูปที่ 75 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises สูงสุดของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่ด้านข้างของโลหะตามกระดูก แบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่และจากงานวิจัย S. Sabalic et al..... 79
- รูปที่ 76 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความแข็งแรงตามแนวแกนของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่ด้านข้างของโลหะตามกระดูก แบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่และจากงานวิจัย S. Sabalic et al..... 80
- รูปที่ 77 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความแข็งแรงในแนวแกนของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จากการใช้สกรูสแตนเลสเกรด 316L และสกรูไทเทเนียมในการยึดตรึงกระดูก..... 82
- รูปที่ 78 การเปรียบเทียบผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ ด้วยการทดสอบแบบเชิงเส้นที่มีจำนวนเอลิเมนต์ประมาณ 100,000 และ 1,000,000 เอลิเมนต์ กับการทดสอบแบบไม่เชิงเส้นที่มีจำนวนเอลิเมนต์ประมาณ 100,000 เอลิเมนต์..... 83
- รูปที่ 79 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างภาระงานกับระยะเวลาการเปลี่ยนแปลงของการทดสอบโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวทางชีวกลศาสตร์จากการทดสอบ 3 ครั้งตามลำดับ ..... 84



- รูปที่ 80 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างภาระงานกับระยะเวลาการเปลี่ยนแปลงของการทดสอบ  
โลหะตามกระดุกแบบคู่ทางชีวกลศาสตร์จากการทดสอบ 3 ครั้งตามลำดับ ..... 85
- รูปที่ 81 เป็นระยะก่อนทำการทดสอบแรงอัดในทิศทางตามแกน  $y$  และระยะหลังทำการทดสอบ  
โดยใช้เวอร์เนียคาลิเปอร์ในการวัดระยะเวลาการเปลี่ยนแปลง ..... 85
- รูปที่ 82 กราฟเปรียบเทียบความแข็งแรงในแนวแกนของโลหะตามกระดุกแบบเดี่ยวและคู่  
จากการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ ..... 87



# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การเลือกใช้โลหะตามกระดูก (bone plate) เพื่อรักษากระดูกที่แตกและข้อต่อให้แก่ผู้ป่วยในฝ่ายออร์โธปิดิกส์ (orthopedics) มีการพิจารณาอยู่ 3 ข้อ ได้แก่ การพิจารณาดำแหน่งของกระดูกและประเภทการแตกของกระดูก [1] การพิจารณาประเภทของโลหะตามกระดูก และการพิจารณากระบวนการผลิตโลหะตามกระดูกให้ได้รูปร่างที่ต้องการ [2] ในปัจจุบันโลหะตามกระดูกมีการผลิตจากโลหะผสมหลากหลายชนิด เช่น เหล็กกล้าไร้สนิม โลหะผสม และโลหะผสมไทเทเนียม โดยวัสดุที่สนใจคือ โลหะผสมไทเทเนียมเกรด Ti-6Al-4V เพราะมีสมบัติที่ดีในด้านความแข็งแรงสูง น้ำหนักที่เบากว่าโลหะผสมอื่น และสามารถเข้ากันได้กับร่างกาย (biocompatibility)

ในช่วงที่ผ่านมา มีการศึกษาและพัฒนาโลหะตามกระดูกอย่างหลากหลาย เนื่องจากมีคนที่ประสบอุบัติเหตุเป็นจำนวนมาก ทำให้ร่างกายได้รับการกระแทกและกระดูกแตกหัก [3-6] โดยกระดูกข้อศอกเป็นตำแหน่งกระดูกหนึ่งที่มีพบการแตกหักจากอุบัติเหตุ ซึ่งข้อศอกเป็นข้อต่อประเภทบานพับ (hinge joint) ที่มีกล้ามเนื้อและเอ็นยึดระหว่างการเคลื่อนไหวของกระดูกสามชิ้นคือ กระดูกเรเดียส (radius bone) กระดูกอัลนา (ulna bone) และกระดูกต้นแขน (humerus bone) ที่มีโอกาสรับแรงกระแทก หากเกิดการลื่นล้ม เนื่องจากเรามักจะใช้แขนและมือในการห้ามเพื่อหยุดการไหลหรือปกป้องร่างกายส่วนอื่นจากการถูกกระแทก โดยเฉพาะบริเวณกระดูกต้นแขนส่วนปลาย (distal humerus bone) ที่มักมีการแตกหักแบบสมบูรณ์ (complete articular fracture) ตามการจำแนกประเภทของ AO/OTA fracture and dislocation classification [1, 7] และหากไม่ทำการรักษาอาจส่งผลให้การใช้งานข้อศอกไม่เป็นปกติ

ในงานทางด้านออร์โธปิดิกส์ นิยมใช้โลหะตามกระดูกมากขึ้น เนื่องจากสามารถรักษากระดูกธรรมชาติของผู้ป่วยไว้ได้ ด้วยการใส่โลหะตามกระดูกทับไปกับกระดูกธรรมชาติบริเวณที่แตกและใช้สกรูยึดระหว่างกระดูกธรรมชาติกับโลหะตามกระดูกเข้าด้วยกัน ซึ่งรูปร่างของโลหะตามกระดูกมีหลายรูปแบบ โดยเฉพาะโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายมี 2 รูปแบบหลักคือ โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ (double plate) และโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว (single plate) [8, 9] โดยงานวิจัยจำนวนมากได้เสนอว่า โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ชนิด medial-lateral 180° มีความแข็งแรงที่ดีในการยึดตรึงกระดูกแตกและรับแรงได้ดีกว่า โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายชนิดอื่นๆ [2, 10, 11]

จากการใช้งานจริงในปัจจุบันพบปัญหาหลายด้านในการใช้โลหะตามกระดูกเพื่อรักษากระดูก และข้อต่อให้แก่ผู้ป่วย เช่น ขนาดของโลหะตามกระดูกที่ไม่พอดีหรือไม่เป็นไปตามสรีระกับขนาดกระดูกของผู้ป่วย ทำให้โลหะตามกระดูกไม่สามารถยึดกระดูกที่แตกได้อย่างสมบูรณ์ รวมทั้งอาจเกิดการหักหรือเสียรูปทรงเมื่อได้รับแรงกระแทกในบางทิศทาง สาเหตุหลักเนื่องมาจากแผ่นโลหะตามกระดูกในปัจจุบันมักผลิตโดยกรรมวิธีการกลึง (machining) ทำให้ไม่สามารถผลิตโลหะตามกระดูกได้ทุกรูปแบบและทุกขนาดตามสรีระของผู้ป่วยได้

การวิจัยพัฒนาโลหะตามกระดูก ให้เหมาะแก่การนำไปรักษาและยึดตรึงกับขนาดกระดูกแตกของผู้ป่วยได้พอดี จะใช้เทคโนโลยีการผลิตแบบใหม่ นั่นคือ กรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ (Additive Manufacturing, AM) ประเภทการใช้เลเซอร์พลังงานสูง (Selective Laser Melting, SLM) [12-14] รวมทั้งการออกแบบลักษณะโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่แตกแบบใหม่ให้เหมาะสมกับกรรมวิธีการผลิตนี้ โดยใช้วัสดุผงเป็นโลหะผสมไทเทเนียมเกรด Ti-6Al-4V และมีการออกแบบลักษณะโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่แตกแบบใหม่ 2 รูปแบบ คือ โลหะตามกระดูกต้นแขนแบบคู่ ชนิด posterior lateral-medial 90° (PLM90°) และโลหะตามกระดูกต้นแขนแบบเดี่ยว ชนิดรูปทรงตัวเจ (J-plate) ให้เหมาะสมกับกรรมวิธีการผลิตนี้ และเปรียบเทียบผลจากการใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Analysis, FEA) และวิธีการทดสอบชีวกลศาสตร์ (biomechanics test) เพื่อให้ได้ข้อมูลพื้นฐานที่นำไปสู่แนวทางในการปรับปรุงและพัฒนาโลหะตามกระดูก และนำไปประยุกต์ใช้งานจริง

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาและวิเคราะห์โครงสร้างจุลภาคของวัสดุโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ ประเภทการใช้เลเซอร์พลังงานสูง และสมบัติทางกลของชิ้นงานหลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อน
2. เพื่อศึกษาผลของรูปแบบโลหะตามกระดูกที่แตกต่างกันและการยึดกับกระดูกด้วยสกรู รวมถึงวิเคราะห์ผลจากการกระจายความเครียดและความเสถียรภาพ โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
3. เปรียบเทียบผลการวิเคราะห์จากวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ กับวิธีการทดสอบชีวกลศาสตร์

### 1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. ศึกษากระดูกต้นแขนส่วนปลาย ที่มีการแตกหักแบบสมบูรณ์ (complete articular fracture) ชนิด simple articular, complex metaphyseal ตามการจำแนกของ AO/OTA fracture and dislocation classification

2. การทดสอบชีวกลศาสตร์ จะทำการศึกษาเฉพาะการรับแรงกระทำแบบพลวัต (static) ในทิศทางตามแกน (axial load) เพื่อวัดความแข็งแรง (stiffness) ของโลหะตามกระดูก

3. โลหะตามกระดูกผลิตจาก วัสดุโลหะผสมไทเทเนียมเกรด Ti-6Al-4V และกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ใช้ในการทดสอบ เป็นกระดูกสังเคราะห์ (synthetic bone) ที่ทำจากวัสดุผสม (composite)

### 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถพัฒนากระบวนการออกแบบโลหะตามกระดูกที่แก้ปัญหาเรื่องขนาดของโลหะตามกระดูกที่ไม่พอดีหรือไม่เป็นไปตามสรีระกับขนาดกระดูกของผู้ป่วย และทำให้โลหะตามกระดูกสามารถยึดกระดูกที่แตกได้อย่างสมบูรณ์ และมีเสถียรภาพที่ดี

2. สามารถวิเคราะห์สมบัติของวัสดุที่ผลิตจากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ และนำมาใช้ในกระบวนการออกแบบร่วมกับการใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และวิธีการทดสอบชีวกลศาสตร์

3. ได้ข้อมูลพื้นฐานที่นำไปสู่แนวทางในการปรับปรุงและพัฒนาโลหะตามกระดูก ให้สามารถนำไปใช้ในการรักษาผู้ป่วยจริง นอกจากนี้ยังสามารถนำไปพัฒนาต่อยอดเพื่อใช้เป็นเทคโนโลยีในการผลิตโลหะตามกระดูกส่วนอื่นๆ ของร่างกายต่อไป

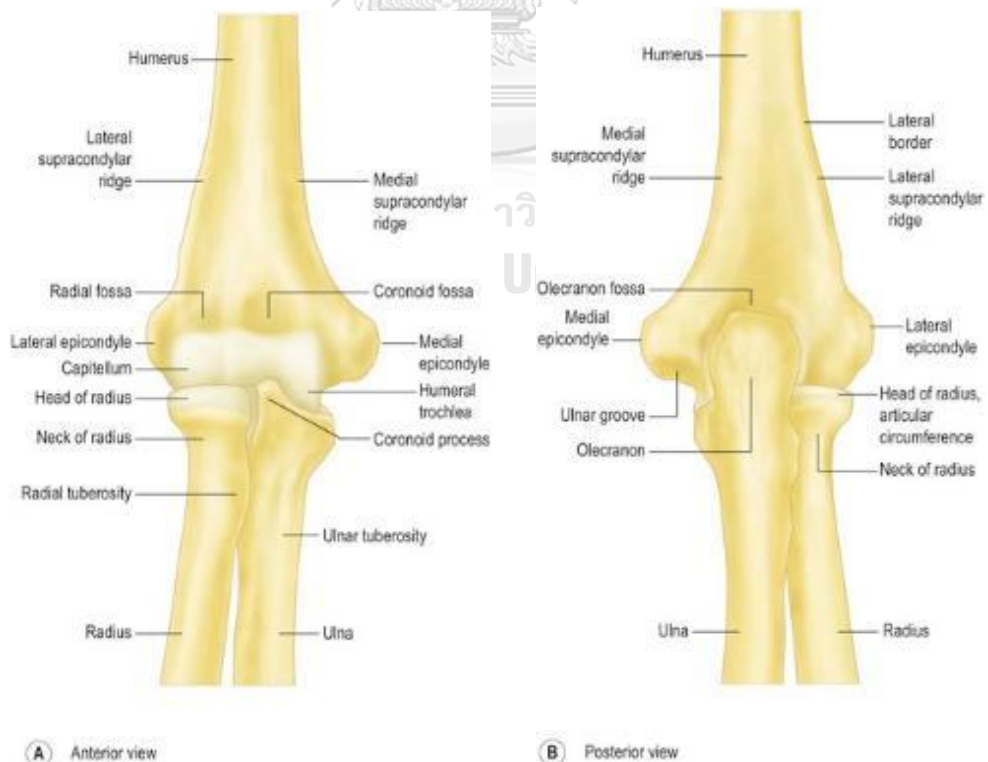
## บทที่ 2

### วรรณกรรมปริทัศน์

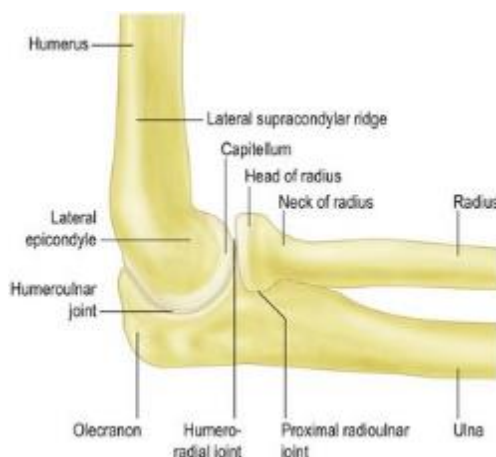
#### 2.1 กระดูกต้นแขนส่วนปลาย

##### 2.1.1 ตำแหน่งและลักษณะของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย

ช่วงบริเวณข้อศอกที่เป็นข้อต่อแบบบานพับจะมีกล้ามเนื้อและเอ็นยึดระหว่างการเคลื่อนไหวของ กระดูกสามชิ้น คือ กระดูกเรเดียส (radius bone) กระดูกอัลนา (ulna bone) และกระดูกต้นแขน (humerus bone) [15-17] โดยกระดูกต้นแขนเป็นกระดูกที่มีความยาว ในทางกายวิภาคจึงแบ่งออกเป็นสามส่วน ได้แก่ กระดูกต้นแขนส่วนหัว (proximal humerus bone) เป็นส่วนที่ติดต่อกับกระดูกสะบัก บริเวณช่วงหัวไหล่ ส่วนหัวกระดูกมีลักษณะกลมมน ถัดลงมาจะมีลักษณะคอดลงเล็กน้อย กระดูกต้นแขนส่วนกลาง (shaft humerus bone) มีลักษณะเป็นทรงกระบอกและแบนลงไป และส่วนสุดท้าย กระดูกต้นแขนส่วนปลาย (distal humerus bone) อยู่บริเวณช่วงข้อศอก จะมีลักษณะแบนออกทางด้านข้างและมีหลุมลึกบริเวณตรงกลางระหว่างขอบทั้งสองข้าง เรียกว่า “แอ่งโอเลครานอน (olecranon fossa)” บริเวณตรงกลางของพื้นผิวข้อต่อมีลักษณะเป็นร่องลึกกระหว่างขอบยกทั้งสอง เรียกว่า “โทรเคลียร์ (trochlea)”

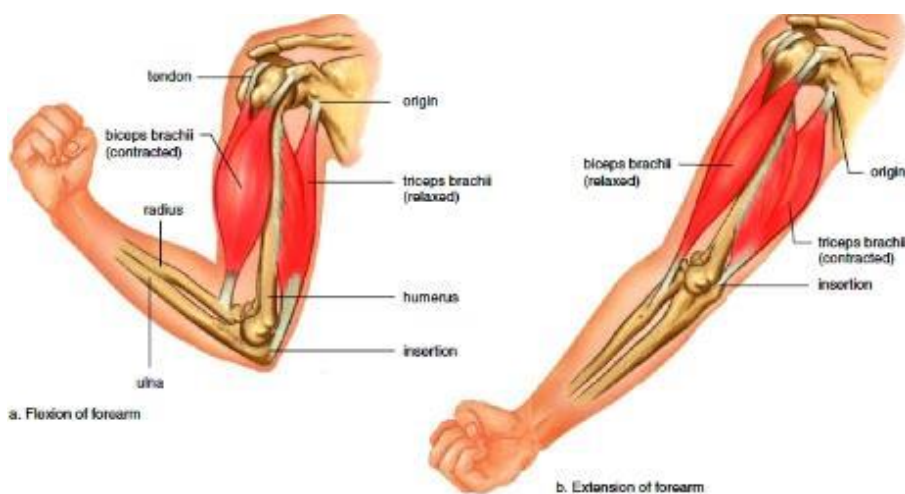


รูปที่ 1 ตำแหน่งกระดูกต้นแขนส่วนปลายด้านหน้า ด้านหลัง และด้านข้าง [18]



รูปที่ 1 ตำแหน่งกระดูกต้นแขนส่วนปลายด้านหน้า ด้านหลัง และด้านข้าง (ต่อ) [18]

โดยกล้ามเนื้อที่มายึดระหว่างกระดูกทั้งสามชิ้นมีดังนี้ กล้ามเนื้อไบเซปส์ เบรคิโอ (biceps brachii muscle) มีหน้าที่งอข้อศอกและหงายมือ เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ด้านหน้าของกระดูกต้นแขน ฝั่งปลายของกล้ามเนื้อด้านบนจะแยกไปเกาะ 2 ส่วน คือ เกาะที่ coracoid process และ supraglenoid tubercle ส่วนปลายอีกฝั่งของกล้ามเนื้อจะไปเกาะยัง tuberosity ของกระดูกเรเดียส กล้ามเนื้อเบรคียาลิส (brachialis muscle) มีหน้าที่ช่วยในการงอข้อศอก เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ตรงกลางค่อนมาด้านล่าง ฝั่งปลายของกล้ามเนื้อด้านบนจะเกาะที่กระดูกต้นแขน ส่วนปลายอีกฝั่งของกล้ามเนื้อจะเกาะไปยัง tuberosity ของกระดูกอัลนา ทำหน้าที่งอข้อศอก และกล้ามเนื้อไตรเซปส์ เบรคิโอ (triceps brachii muscle) มีหน้าที่ตรงกันข้ามกับกล้ามเนื้อไบเซปส์ เบรคิโอ คือ เหยียดปลายแขน เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ด้านหลังของกระดูกต้นแขน ฝั่งปลายของกล้ามเนื้อด้านบนจะแยกไปเกาะ 3 ส่วน คือ ส่วนที่เกาะที่กระดูกสะบักและอีก 2 ส่วนจะเกาะที่กระดูกต้นแขน ส่วนปลายอีกฝั่งของกล้ามเนื้อจะไปเกาะยังกระดูกอัลนา [15-17]

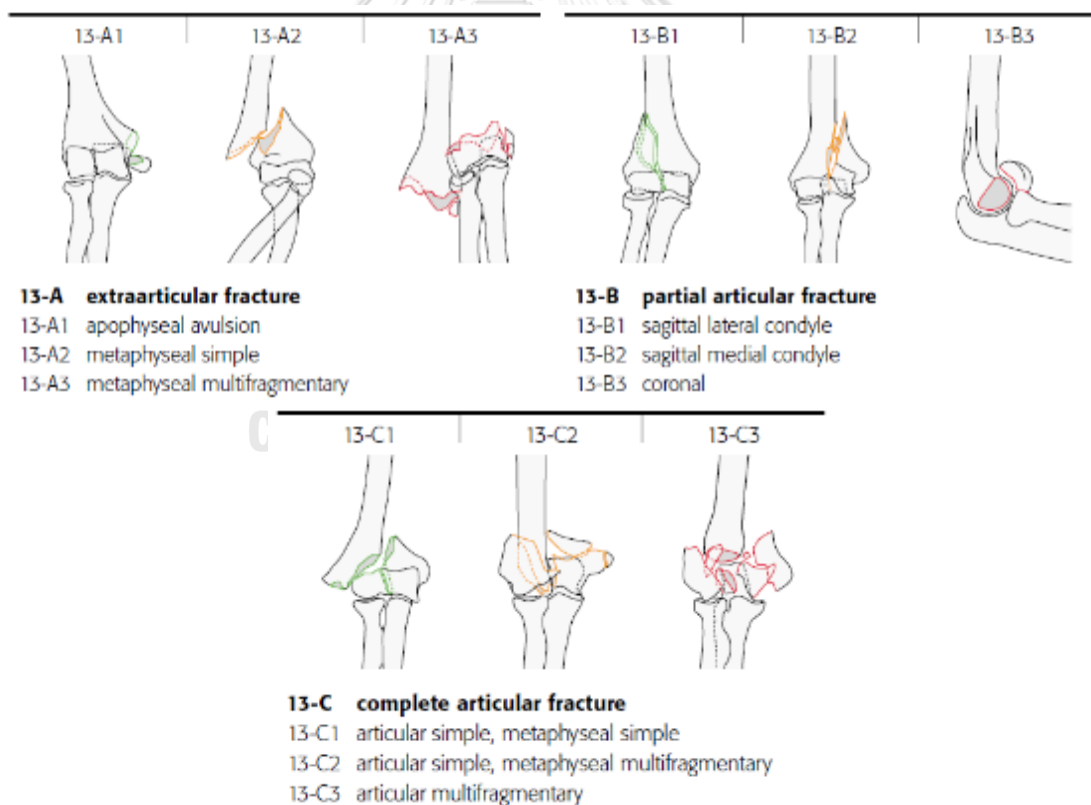


รูปที่ 2 ตำแหน่งกล้ามเนื้อ กระดูกต้นแขนส่วนปลายเมื่องอและเหยียดข้อศอก [19]

### 2.1.2 ประเภทการแตกของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย

เนื่องจากกระดูกส่วนแขนมีหลายชิ้น และมีรูปแบบการแตกหลายตำแหน่ง ทาง AO Trauma จึงมีการแบ่งประเภทการแตกของกระดูก (AO/OTA fracture and dislocation classification, AO) [1, 7] โดยมีการใช้รหัสเลขและตัวอักษรภาษาอังกฤษเพื่อแทนชื่อกระดูก ส่วนกระดูก รูปแบบการแตกและลักษณะการแตกของกระดูก เพื่อความเข้าใจที่ตรงกัน ดังตัวอย่างต่อไปนี้

13-C2 โดยเลขหนึ่งตัวแรก แทนชื่อกระดูกคือ “กระดูกต้นแขน”, เลขสาม แทนส่วนของกระดูกคือ “ส่วนปลาย”, ตัวอักษรภาษาอังกฤษตัวซี แทนรูปแบบการแตกของกระดูกคือ “การแตกแบบสมบูรณ์” และเลขหนึ่งตัวสุดท้าย แทนลักษณะการแตกของกระดูกคือ “ลักษณะการแตกแบบ articular simple, metaphyseal multifragmentary” เป็นต้น ดังรูปที่ 3 ซึ่งลักษณะการแตกของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย มีดังนี้ การแตกหักแบบนอกข้อ (extraarticular fracture), การแตกหักแบบบางส่วน (partial articular fracture) และ การแตกหักแบบสมบูรณ์ (complete articular fracture)



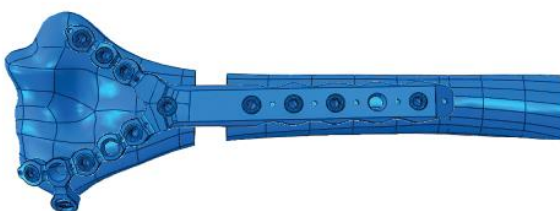
รูปที่ 3 รูปแบบการแตกของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย รวมถึงรหัสตาม AO [7]

## 2.2 ประเภทของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลาย

ในปัจจุบันมีโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายหลากหลายรูปแบบและมีทั้งการใช้โลหะตามกระดูกมากกว่า 1 อันเพื่อยึดกระดูกแตก 1 ชิ้น จึงได้มีการพิจารณาแบ่งประเภทของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายตามจำนวนของโลหะตามกระดูกที่ใช้ในการยึดกระดูกแตก 1 ชิ้น โดยได้แบ่งออกเป็น 2 แบบคือ

### 2.2.1 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว

โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว (single plate) ในปัจจุบันมีอยู่ 3 ประเภท [8, 9] คือ ประเภทรูปทรงตัววาย (Y-plate) จากการออกแบบในคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 4 ประเภทรูปทรงตัวเจ (J-plate) และประเภทตรง (straight) ดังรูปที่ 5 ที่ผลิตขึ้นมาจากเหล็กกล้าไร้สนิมหรือไทเทเนียม [9] โดยในปัจจุบันไม่นิยมในการใช้งานจริง เนื่องจากเมื่อทำการวิเคราะห์โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ จะพบว่าโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว ประเภทรูปทรงตัววาย ประเภทรูปทรงตัวเจ และประเภทตรงมีความแข็งแรงในการยึดกระดูกแตกได้น้อยกว่าโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ [8, 9]



รูปที่ 4 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายประเภทรูปทรงตัววาย จากออกแบบในคอมพิวเตอร์ [8]



รูปที่ 5 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายประเภทรูปทรงตัวเจ (บน) และประเภทตรง (ล่าง) [9]



### 2.2.2 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่

โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ (twin plate) เป็นการใส่โลหะตามกระดูก 2 อันยึดกระดูกแตก 1 ชิ้นด้วยสกรู ซึ่งมีอยู่ทั้งหมด 4 ประเภท [8, 20, 21] คือ ประเภทแรกเป็น posterior medial-posterior lateral (PM-PL) ดังรูปที่ 6 ประเภทที่สองเป็น medial-posterior lateral 90° (PLM90°) ประเภทถัดมาเป็น posterior medial-lateral 90° (PML90°) และประเภทสุดท้ายเป็น medial-lateral 180° (ML180°) ดังรูปที่ 7 ที่ผลิตขึ้นมาจากโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V [2] แต่ในปัจจุบันมีการใช้โลหะตามกระดูกรักษาในผู้ป่วยจริงมีเพียง 3 ประเภทหลัง [2, 10, 11] โดยอาจมีรูปร่าง ตำแหน่งของรูในการยึดสกรูและจำนวนสกรูที่ใช้แตกต่างกันไปตามการออกแบบ



รูปที่ 6 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท posterior medial-posterior lateral (PM-PL) [20]



รูปที่ 7 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท medial-posterior lateral 90° (ซ้าย) ประเภท posterior medial-lateral 90° (กลาง) และประเภท medial-lateral 180° (ขวา) [2]

### 2.3 กระบวนการผลิตโลหะแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ

กรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ (additive manufacturing) [22-24] คือ เทคโนโลยีการผลิตแบบใหม่ที่สามารถผลิตชิ้นงานได้จากการเติมเนื้อวัสดุเข้าไป โดยอาศัยการเชื่อมต่อกันของวัสดุที่เป็นของเหลว ผง หรือเนื้อวัสดุต่างๆ ด้วยการขึ้นรูปทีละชั้น ซึ่งแตกต่างจากในอดีตที่เป็นกรรมวิธีการผลิตชิ้นงานแบบเอาเนื้อวัสดุออก (subtractive manufacturing) เช่น กลึง กัด ไส และ เจาะ เป็นต้น เพื่อให้ได้รูปร่างชิ้นงานที่ต้องการ โดยในปัจจุบันได้มีการใช้กรรมวิธีการผลิตนี้อย่างหลากหลายมากขึ้น เช่น การสร้างชิ้นส่วนต้นแบบในอุตสาหกรรมอากาศยาน, การสร้างพิมพ์ในโรงงานด้านทันตกรรม และการสร้างโลหะตามกระดุกเพื่อยึดตรึงกระดุกที่แตกในงานด้านออร์โธปิดิกส์ เป็นต้น

กรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุที่รู้จักกันทั่วไปคือ “การพิมพ์แบบสามมิติ (3D Printing)” [24] จากเครื่องพิมพ์แบบสามมิติที่มีหลากหลายประเภท และสามารถใช้วัสดุหลากหลายชนิดในการผลิตชิ้นงาน เช่น โพลีเมอร์, เซรามิกส์ และโลหะ ทั้งในรูปแบบผง แบบเส้น หรือ แบบแผ่น ดังรูปที่ 8 [23] ตามที่สมาคมการทดสอบและวัสดุอเมริกา หรือ ASTM (American Society for Testing and Materials) ได้จัดตั้งคณะกรรมการเพื่อกำหนดมาตรฐานเกี่ยวกับกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุขึ้น และทำการแบ่งประเภทกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุไว้ถึง 7 วิธี แต่ในงานวิจัยนี้จะขอกกล่าวถึงเฉพาะการพิมพ์แบบสามมิติ โดยใช้วัสดุเป็นโลหะไทเทเนียมผสมเท่านั้น ซึ่งการจะได้ชิ้นงานที่สมบูรณ์แบบและตรงตามความต้องการที่จะนำไปใช้งานนั้นควรพิจารณาอยู่ 2 ข้อดังต่อไปนี้

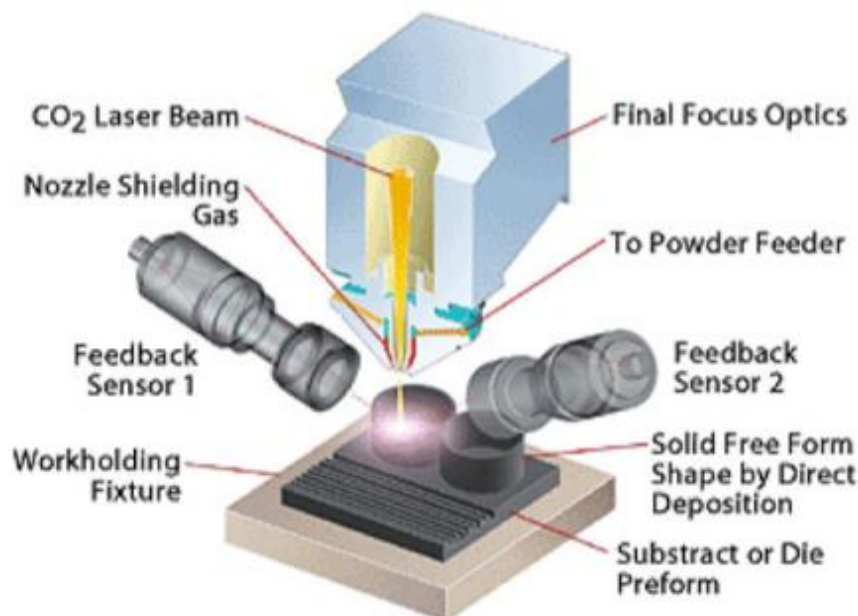


รูปที่ 8 เครื่องพิมพ์แบบสามมิติที่ใช้วัสดุพอลิเมอร์ (ซ้าย) และที่ใช้วัสดุโลหะ (ขวา) [25, 26]

### 2.3.1 ประเภทของกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ

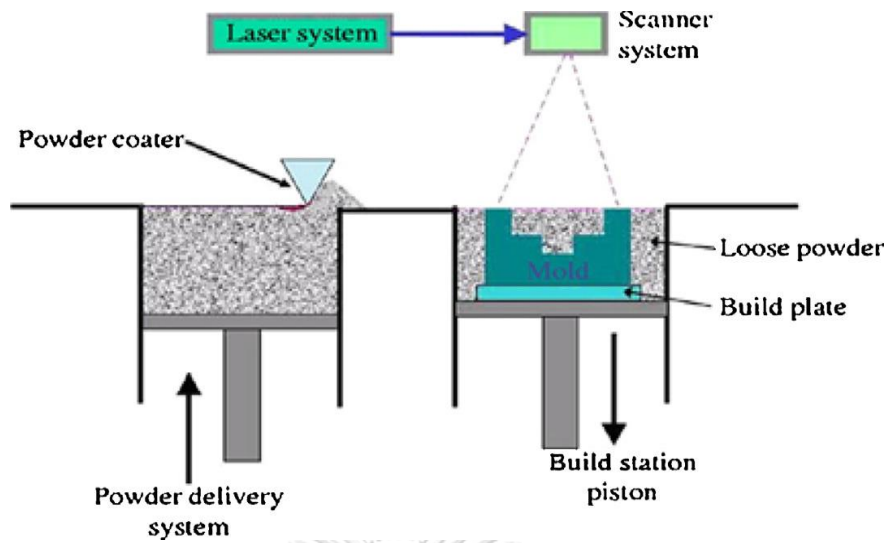
ในปัจจุบันกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุของโลหะไทเทเนียมผสม [22, 24, 27] แบ่งได้เป็น 2 ประเภท ดังนี้

1. Directed Energy Deposition (DED) คือ กรรมวิธีที่ให้พลังงานกับผงหรือเนื้อวัสดุ จนหลอมและเกาะตัวกันจนเป็นชิ้นงาน [22, 23] โดยสามารถแบ่งย่อยเรียกได้ตามเทคโนโลยีที่ใช้ เช่น Direct Metal Deposition (DMD), Laser Engineered Net Shaping (LENS), Direct Manufacturing (DM) และ Shaped Metal Deposition or Wire and Arc Additive Manufacturing ซึ่งในงานวิจัยนี้ไม่ได้เกี่ยวข้องกับการผลิตประเภทนี้ จึงไม่ขอกล่าวถึงมากนัก

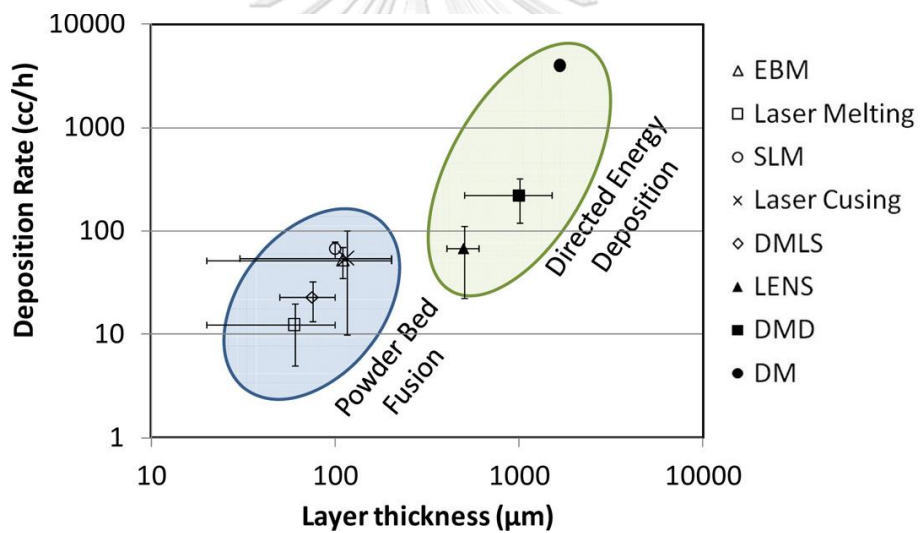


รูปที่ 9 กรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ ประเภทการหลอมและเกาะตัวกัน [22]

2. Powder Bed Fusion (PBF) คือ กรรมวิธีที่ให้พลังงานจากเลเซอร์หรือลำแสง อิเล็กตรอนเมื่อหลอมผงวัสดุทีละชั้น [22] โดยจะมีลักษณะดังรูปที่ 10 ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ กรรมวิธีการผลิตประเภทนี้ เนื่องจากการหลอมผงวัสดุทีละชั้นเหมาะกับการผลิตชิ้นงานขนาดเล็กที่มี รูปร่างซับซ้อน มีความละเอียดสูง และต้องการพื้นผิวที่ดีมาก จึงเหมาะสำหรับการผลิตโลหะตาม กระดุก แต่อาจใช้เวลาในการผลิตมากกว่ากรรมวิธีแบบแรก ดังแสดงในรูปที่ 11



รูปที่ 10 กรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ ประเภทการหลอมผงวัสดุทีละชั้น [22]



รูปที่ 11 การเปรียบเทียบความหนาชั้นและอัตราการพิมพ์แบบ 3 มิติของประเภทการให้พลังงาน โดยตรงกับวัสดุให้หลอมและเกาะตัวกันเป็นชิ้นงาน กับประเภทการหลอมผงวัสดุทีละชั้น [22]

โดยกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ ประเภทการหลอมผงวัสดุทีละชั้น จะสามารถ  
 แบ่งย่อยเรียกได้ตามเทคโนโลยีการผลิตดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ประเภทเทคโนโลยีในการหลอมผงวัสดุที่ละชั้น [22]

เทคโนโลยีการผลิต	รายละเอียด
Selective Laser Sintering (SLS)	การใช้เลเซอร์ที่มีกำลังสูงยิงลงไปบนผงวัสดุทำให้เกิดการเชื่อมติดและเกาะตัวกันเป็นชิ้นงาน
Electron Beam Melting (EBM)	การใช้ลำแสงอิเล็กตรอนยิงลงไปบนผงวัสดุทำให้เกิดการเชื่อมติดและเกาะตัวกันเป็นชิ้นงาน
Direct Metal Laser Sintering (DMLS)	การใช้เลเซอร์ที่มีกำลังสูงยิงลงไปบนผงวัสดุทำให้เกิดการหลอมและเชื่อมติดกันเป็นชิ้นงาน
Laser Melting (LM)	
Laser Cusing	
Selective Laser Melting (SLM)	

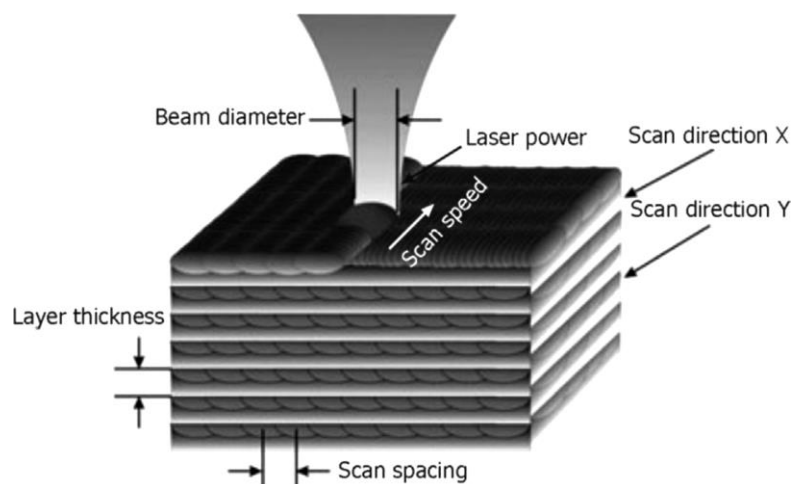
จากตารางที่ 1 งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้เทคโนโลยีแบบ Selective Laser Melting, SLM เพราะสามารถผลิตชิ้นงานที่มีความซับซ้อนได้ดี มีความหนาแน่นสูง และมีคุณภาพดี โดยการปรับค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมกับการผลิต ซึ่งเทคโนโลยีนี้มีขั้นตอนในการผลิตชิ้นงานดังนี้

- I. ฐานรอง (substrate) จะถูกยึดติดอยู่บนแท่นที่ใช้สร้างชิ้นงาน (the build platform)
- II. ห้องที่ใช้สร้างชิ้นงาน (the build chamber) จะถูกเติมด้วยก๊าซเฉื่อยสำหรับเทคโนโลยีที่ใช้เลเซอร์ เพื่อลดระดับออกซิเจนให้อยู่ระดับที่เหมาะสมสำหรับการผลิตชิ้นงาน
- III. ผงโลหะจะถูกเกลี่ยมาบนฐานรองเป็นชั้นบางๆ โดยมีระดับความหนาตามที่กลไกการปรับระดับของเครื่องพิมพ์ 3 มิติกำหนดไว้
- IV. เลเซอร์จะถูกยิงไปที่พื้นผิวของผงโลหะตามเส้นที่คำนวณจากต้นแบบ CAD และตามพารามิเตอร์ที่ตั้งค่าไว้ทำให้ผงโลหะเกิดการเชื่อมติดกันเป็นเนื้อโลหะ
- V. กระบวนการจะทำซ้ำในการสร้างชั้นถัดไปและทำไปเรื่อยๆ จนกระทั่งเสร็จทั้งชิ้นงาน

### 2.3.2 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการควบคุมกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ

เพื่อให้ได้ชิ้นงานที่มีความหนาแน่นสูง ความเสียหายต่ำ คุณภาพดี และตรงตามความต้องการจากการผลิตด้วยเทคโนโลยีแบบ Selective Laser Melting จึงมีการตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ที่เหมาะสม [14] ดังจะกล่าวต่อไปนี้ พารามิเตอร์แรกคือ พารามิเตอร์ในส่วนของเครื่องพิมพ์แบบ 3 มิติ ซึ่งเป็นค่าเฉพาะของเครื่องพิมพ์ไม่สามารถปรับตั้งค่าได้ เช่น ความยาวคลื่นของเลเซอร์ (laser

wave length) และวิธีการทำงานของเลเซอร์ (laser working mode) พารามิเตอร์ที่สองคือ พารามิเตอร์ในด้านคุณสมบัติของผงวัสดุที่มีค่าคงที่สำหรับโลหะไทเทเนียมผสมเกรดที่ใช้ งาน เช่น ขนาดของผงโลหะ (particle size) ความสามารถในการไหลของผง (powder flowability) และการนำความร้อน (heat conductivity)



รูปที่ 12 พารามิเตอร์ของการผลิตด้วยเทคโนโลยีแบบ Selective Laser Melting [14]

พารามิเตอร์ถัดมาคือ พารามิเตอร์ในส่วนการผลิต ดังรูปที่ 12 โดยมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความหนาแน่นของพลังงานเลเซอร์ (laser energy density) ซึ่งเป็นตัวกำหนดผลของปริมาณรูพรุนและคุณภาพของชิ้นงาน โดยทั่วไปแล้ว ควรใช้พารามิเตอร์ที่ทำให้ค่าความหนาแน่นของพลังงานมีค่าใกล้เคียงหรือสูงกว่าค่าความหนาแน่นของพลังงานเลเซอร์วิกฤตอยู่เล็กน้อย ส่งผลให้สามารถผลิตชิ้นงานที่มีความหนาแน่นได้มากที่สุด ตัวอย่างเช่น ความหนาแน่นของพลังงานเลเซอร์วิกฤตสำหรับกรรมวิธี Selective Laser Melting ของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V คือ ประมาณ 120 จูลต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร เป็นต้น ซึ่งพารามิเตอร์นี้ได้คำนวณมาจากสมการที่ 1

$$E = P/(v \cdot t \cdot s) \quad \text{-----}(1)$$

โดย E คือ ความหนาแน่นของพลังงานเลเซอร์ (laser energy density)

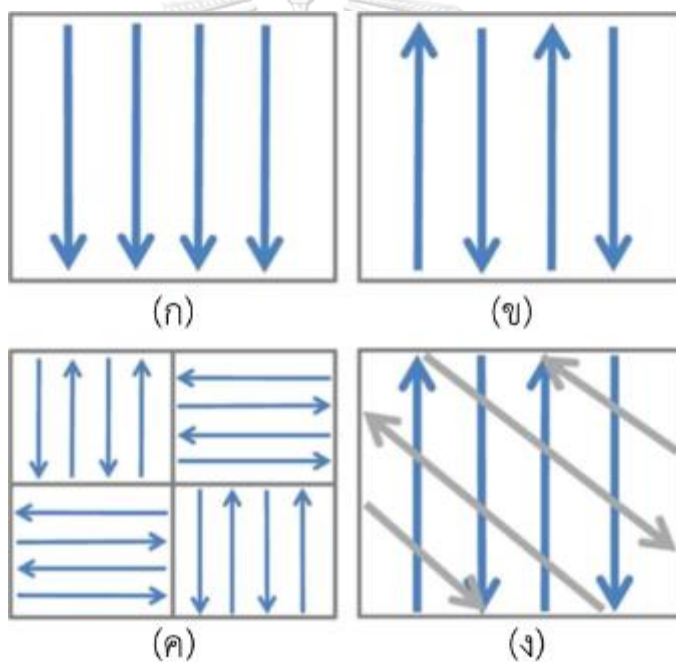
P คือ กำลังของเลเซอร์ (laser power)

v คือ ความเร็วในการกราดลำแสงเลเซอร์ (scan speed) ที่เคลื่อนที่ข้ามผงโลหะด้วยความเร็วคงที่ โดยตัวแปรนี้จะควบคุมเวลาในการผลิต

t คือ ความหนาของชั้นผงโลหะ (layer thickness) เป็นส่วนสำคัญในการเชื่อมต่อระหว่างชั้นวัสดุ โดยตัวแปรนี้เป็นตัวกำหนดพลังงานรวมและเวลาที่ใช้ในการหลอมผงวัสดุให้เป็นชั้นบางๆ

s คือ ระยะห่างของการกราดลำแสงเลเซอร์ (scan spacing) หรือระยะจากกลุ่มของวัสดุของแข็งหนึ่งมาถึงอีกกลุ่มหนึ่งที่อยู่ติดกัน ซึ่งส่วนใหญ่จะเป็นเส้นขนานกันและจะถูกเรียกว่า ช่องว่าง (hatch space) โดยตัวแปรนี้จะควบคุมความพรุนและความหยาบผิวของชิ้นงาน รวมถึงการเกาะติดกันของผงวัสดุด้วย ดังนั้นจึงควรเลือกใช้ตั้งแต่ความกว้างครึ่งหนึ่งถึงความกว้างเต็มจากจุดหลอมละลาย

พารามิเตอร์สุดท้ายคือ พารามิเตอร์ของรูปแบบการพิมพ์แบบ 3 มิติ เช่น ความยาว (length) และรูปแบบของเส้นสมมุติการกราดลำแสงเลเซอร์ (pattern of laser scanning vectors) [14] บางครั้งเรียกว่า ยุทธวิธีกราดลำแสงเลเซอร์ (scanning strategy) โดยรูปแบบการกราดลำแสงเลเซอร์จะเป็นเส้นตรงที่ขนานกัน และทิศทางของรูปแบบการกราดลำแสงเลเซอร์สามารถเปลี่ยนภายในชั้นเดียวหรือระหว่างชั้นที่ต่อเนื่องกันได้ ดังรูปที่ 13



รูปที่ 13 รูปแบบของการกราดลำแสงเลเซอร์ (pattern of laser scanning vectors) [14]

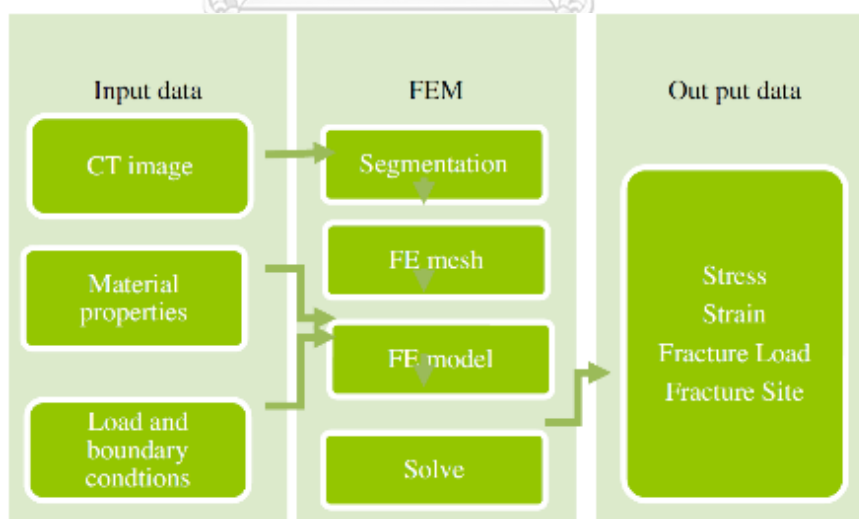
โดยรูปที่ 13ก จะเรียกว่า รูปแบบการกราดลำแสงเลเซอร์แบบ uni-directional และรูปที่ 13ข จะเรียกว่า รูปแบบการกราดลำแสงเลเซอร์แบบ bi-directional หรือ zigzag ซึ่งทิศทางการกราดลำแสงเลเซอร์สามารถหมุนจาก 2 แบบแรกไปสู่รูปแบบอื่นที่เรียกว่า รูปแบบการกราดลำแสงเลเซอร์แบบ island หรือ inter-layer ดังรูปที่ 13ค และสามารถหมุนระหว่างชั้นที่ติดกันโดยการหมุนทำมุมในทิศทางต่างๆ ดังรูปที่ 13ง ดังการออกแบบพารามิเตอร์ของรูปแบบการพิมพ์แบบ 3 มิตินี้มีผลอย่างมากต่อคุณภาพของชิ้นงาน และปริมาณของความเค้นตกค้าง (residue stress) ภายในชิ้นงานที่ผ่านการขึ้นรูปแบบ selective laser melting



## 2.4 การวิเคราะห์โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Analysis, FEA)

ไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นเทคนิคทางคอมพิวเตอร์ที่ใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์เพื่อคำนวณวิเคราะห์และแก้ไขปัญหาทางวิศวกรรม [28] อาทิ การคำนวณหาความแข็งแรงของวัสดุ การศึกษาพฤติกรรมการไหลของของไหล การถ่ายเทความร้อนของวัสดุ และอื่นๆ โดยอยู่บนพื้นฐานของทฤษฎีเชิงกล ซึ่งถูกนำมาประยุกต์เขียนเป็นโปรแกรมสำเร็จรูปต่างๆ เช่น โปรแกรม Ansys และ โปรแกรม Abaqus เป็นต้น [29, 30]

ปัจจุบันมีการนำวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ไปใช้ประโยชน์ในหลายด้าน โดยเฉพาะด้านชีวกลศาสตร์ ในการวิเคราะห์ความเค้นและความเครียดของวัสดุตามคุณลักษณะของวัสดุในการออกแบบชิ้นงาน เช่น การวิเคราะห์ความเสี่ยงที่จะเกิดความเสียหายหรือลักษณะความเสียหายจากการออกแบบโลหะตามกระดูกเพื่อยึดตรึงกระดูกที่แตกในผู้ป่วย โดยสามารถนำข้อมูลการแตกหักของกระดูกมาจากภาพถ่ายเอกซเรย์สามมิติ (x-ray computed tomography) หรือที่รู้จักในชื่อย่อว่า CT scan โดยส่วนใหญ่จะเป็นไฟล์ที่มีนามสกุล DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ซึ่ง National Electrical Manufacturers Association หรือ NEMA ได้กำหนดให้ไฟล์นี้เป็นมาตรฐานสำหรับการจัดเก็บภาพ การกระจายและการวิเคราะห์ข้อมูล รวมถึงการเผยแพร่ภาพทางการแพทย์ [28] ขั้นตอนการนำข้อมูลจากภาพ CT มาเพื่อวิเคราะห์โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ แสดงโดยสรุปดังรูปที่ 14



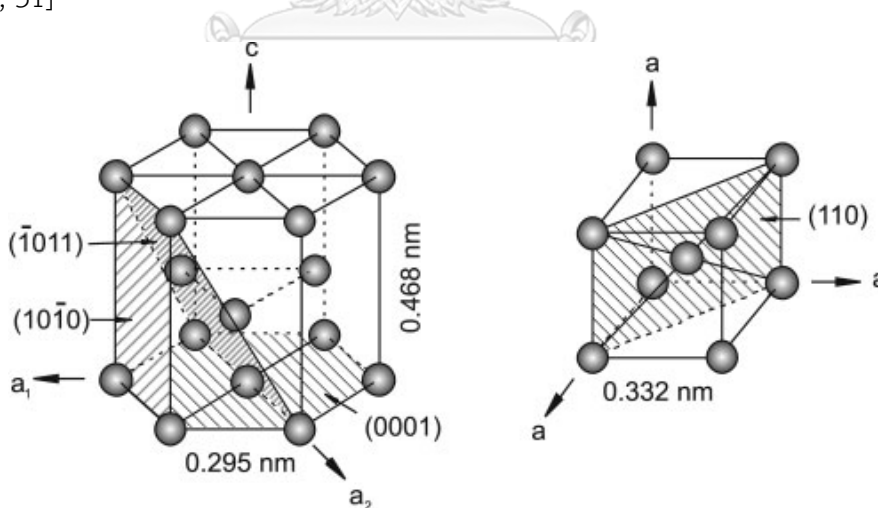
รูปที่ 14 กระบวนการทำงานของการวิเคราะห์โลหะตามกระดูกจากวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยมีข้อมูลพื้นฐานจากภาพ CT scan [28]



## 2.5 โลหะผสมไทเทเนียมเกรด Ti-6Al-4V และโครงสร้างจุลภาคทางโลหวิทยา

โลหะไทเทเนียมผสมเป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงสูง ความต้านทานการกัดกร่อนที่ดี น้ำหนักที่เบาว่าโลหะผสมอื่น และสามารถเข้ากันได้กับร่างกาย จึงทำให้โลหะไทเทเนียมผสมถูกเลือกเป็นวัสดุสำหรับการนำไปประยุกต์ใช้ในการแพทย์ เช่น การนำมาทำโลหะตามกระดูก และสกรูสำหรับยึดกระดูก เป็นต้น [31]

โดยทั่วไปโลหะไทเทเนียมผสมจะมีโครงสร้างผลึกอยู่ 2 แบบคือ hexagonal close packed structure (HCP) ดังรูปที่ 15 (ซ้าย) เรียกว่า เฟสอัลฟา ( $\alpha$  phase) โดยจะอยู่ในโครงสร้างนี้เมื่ออุณหภูมิต่ำ อีกแบบหนึ่งคือ body-centered cubic structure (BCC) ดังรูปที่ 15 (ขวา) เรียกว่า เฟสเบต้า ( $\beta$  phase) โดยจะอยู่ในโครงสร้างนี้เมื่ออุณหภูมิสูง โดยเราเรียกการเปลี่ยนโครงสร้างผลึกนี้ว่า การเปลี่ยนแปลงอัญรูป (allotropic transformation) จากกลุ่มโลหะไทเทเนียมผสมทั้งหมดนั้น โลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่มีเฟสอัลฟาและเฟสเบต้า ( $\alpha+\beta$ ) เป็นเกรดที่มีการเลือกมาใช้งานมากที่สุด ซึ่งจะประกอบด้วยอะลูมิเนียมประมาณร้อยละ 6 เป็นธาตุที่ช่วยเพิ่มความเสถียรของเฟสอัลฟา ( $\alpha$ -stabilizer) หรือเป็นธาตุที่ทำให้อุณหภูมิการเปลี่ยนเฟสจากเฟสอัลฟาไปเป็นเฟสเบต้าสูงขึ้น และประกอบด้วยวานาเดียมประมาณร้อยละ 4 เป็นธาตุที่ช่วยเพิ่มความเสถียรให้กับเฟสเบต้า ( $\beta$ -stabilizer) หรือเป็นธาตุที่ลดอุณหภูมิการเปลี่ยนเฟสจากเฟสอัลฟาไปเป็นเฟสเบต้า [27, 31]

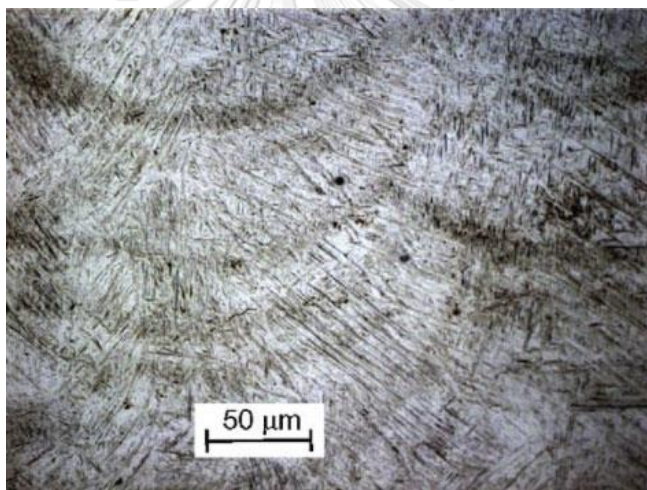


รูปที่ 15 โครงสร้างผลึกแบบ HCP ของเฟสอัลฟา (ซ้าย) และแบบ BCC ของเฟสเบต้า (ขวา) [31]

จากสมบัติข้างต้น โลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V สามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกได้ตามอุณหภูมิที่ทำการผลิตหรือนำไปใช้งาน จึงทำให้มีโครงสร้างจุลภาคที่แตกต่างกันไป ซึ่งจะส่งผลโดยตรงต่อสมบัติทางกลของชิ้นงานและการนำไปประยุกต์ใช้ ดังนั้น ในหลายปีที่ผ่าน

มา จึงได้มีงานวิจัยเกี่ยวกับ การศึกษาและเปรียบเทียบ สมบัติทางกลและโครงสร้างจุลภาคทางโลหะวิทยาของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ได้จากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ เพื่อนำมาประยุกต์ใช้ในเชิงการแพทย์อย่างแพร่หลาย โดยสามารถสรุปได้ ดังต่อไปนี้

จากงานวิจัยของ L. C. Zhang และคณะ [13] ในปี 2016 ได้ทำการศึกษาสมบัติทางกลและโครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมที่มีเฟสอัลฟาและเฟสเบต้า เกรด Ti-6Al-4V จากการใช้เลเซอร์ที่มีอุณหภูมิสูงในการหลอมผงโลหะ ด้วยเทคโนโลยี selective laser melting จากผลการศึกษาโครงสร้างทางจุลภาคด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope, SEM) พบเฟสมาร์เทนไซต์ ( $\alpha'$ -martensite) ลักษณะรูปเข็มที่มีความละเอียด ดังรูปที่ 16 นอกจากนี้ยังพบว่า การปรับค่าพารามิเตอร์ในการผลิต เช่น ความเร็วในการกราดลำแสงเลเซอร์ และระยะห่างในการกราดลำแสงเลเซอร์ หรือยุทธวิธีการกราดลำแสงเลเซอร์ จะช่วยเพิ่มความหนาแน่นของชิ้นงานได้



รูปที่ 16 โครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting แสดงให้เห็นเฟสมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็ม [13]

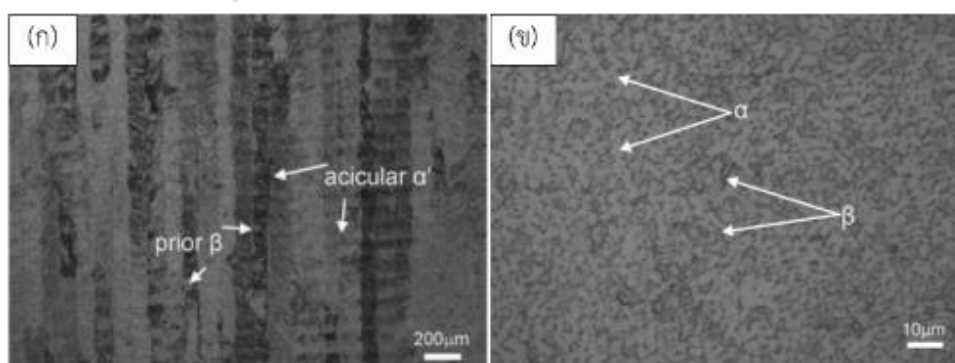
เมื่อนำชิ้นงานนั้นไปทำการวัดความแข็งแบบวิกเกอร์ (vickers microhardness) พบว่ามีผลการทดสอบระหว่าง 381 และ 479 HV ขึ้นอยู่กับค่าพารามิเตอร์ในการผลิตที่แตกต่างกันไป โดยรายงานว่าชิ้นงานที่มีความหนาแน่นสูงจะมีค่าความแข็งที่ดีกว่าชิ้นงานที่มีความหนาแน่นต่ำกว่า นอกจากนี้ยังพบว่า สมบัติการต้านทานแรงดึงของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting มีค่าสูงกว่าชิ้นงานที่ผลิตจากวิธีการหล่อ ดังแสดงในตารางที่ 2 สมบัติทางกลในการยึดของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting และด้วยวิธีการหล่อ [13] ตารางที่ 2 อันเป็นผลจากเฟสมาร์เทนไซต์ที่มี

ความแข็งที่เกิดขึ้นภายในชิ้นงานระหว่างกระบวนการผลิต โดย E คือ ค่ามอดูลัสของยัง  $\sigma_{0.2}$  คือ ความแข็งแรง ณ จุดคราก  $\sigma_{UTS}$  คือ ความต้านทานแรงดึงสูงสุด และ  $\epsilon_f$  คือ ความเครียดที่เกิดการแตกหัก

ตารางที่ 2 สมบัติทางกลในการยึดของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting และด้วยวิธีการหล่อ [13]

Processing method	E (GPa)	$\sigma_{0.2}$ (MPa)	$\sigma_{UTS}$ (MPa)	$\epsilon_f$ (%)
SLM	109	1110	1267	7.28
Casting	110	847	976	5.1

ภายในปีเดียวกัน L.C. Zhang และ H. Attar [14] ได้ทำการศึกษาสมบัติทางกลและโครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมที่มีเฟสอัลฟาและเฟสเบต้า เกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยวิธี selective laser melting ซึ่งจะพบเฟสมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็ม (acicular  $\alpha'$ ) ที่มีความละเอียดและเกรนเบต้า (prior  $\beta$ ) แบบ columnar ดังรูปที่ 17(ก) จากผลของการเย็นตัวอย่างรวดเร็วภายในบ่อหลอมละลายขนาดเล็กที่มีค่าประมาณ  $10^3$ - $10^8$  K s<sup>-1</sup> ซึ่งมากกว่าอัตราการเย็นตัววิกฤต (critical cooling rate) ที่มีค่าเท่ากับ 410 Ks<sup>-1</sup> จึงทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างจุลภาคจากเฟสเบต้าไปเป็นเฟสมาร์เทนไซต์ร่วมกับผลของเกรเดียนท์อุณหภูมิที่มีค่าประมาณ  $10^4$ - $10^5$  K cm<sup>-1</sup> ในทิศทางของการขึ้นรูปทำให้เกิดเป็นโครงสร้างลักษณะ columnar เมื่อเปรียบเทียบกับโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ขึ้นรูปด้วยวิธีการหล่อที่มีอัตราการเย็นตัวที่ช้ากว่า จะพบลักษณะของโครงสร้างจุลภาคที่มีเฟสอัลฟาและเฟสเบต้า ดังรูปที่ 17(ข)



รูปที่ 17 (ก) โครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผ่านการขึ้นรูปด้วยวิธี selective laser melting และ (ข) โครงสร้างจุลภาคที่ผ่านการขึ้นรูปด้วยวิธีหล่อโลหะ [13]

เมื่อนำชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ที่มีความหนาแน่นมากที่สุดไปวัดความแข็งแบบวิกเกอร์ จะมีค่าเท่ากับ 409 HV ซึ่งเป็น

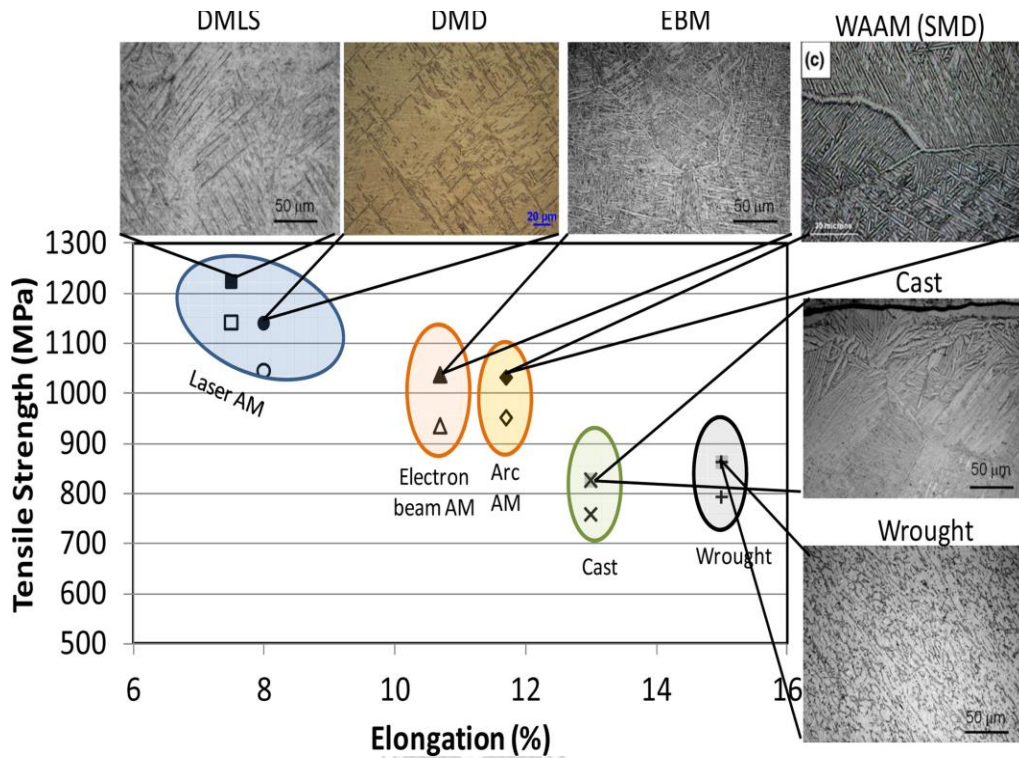
ค่าความแข็งที่สูงกว่าชิ้นงานที่ผลิตจากการขึ้นรูปจากวิธีการหล่อและขึ้นรูปทางกลที่มีค่าเท่ากับ 346 HV ดังแสดงในตารางที่ 3 นอกจากนี้ยังพบว่า ชิ้นงานที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting มีค่าความแข็งแรง ณ จุดครากและความต้านทานแรงดึงสูงสุดที่สูงกว่าชิ้นงานที่ผลิตจากการหล่อ อันเป็นผลจากเฟสมาร์เทนไซต์ที่เกิดขึ้นระหว่างกระบวนการผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting

ตารางที่ 3 การเปรียบเทียบสมบัติทางกลของโลหะไทเทเนียมบริสุทธิ์และโลหะไทเทเนียมผสมที่ขึ้นรูปด้วยวิธีการผลิตที่ต่างกัน [13]

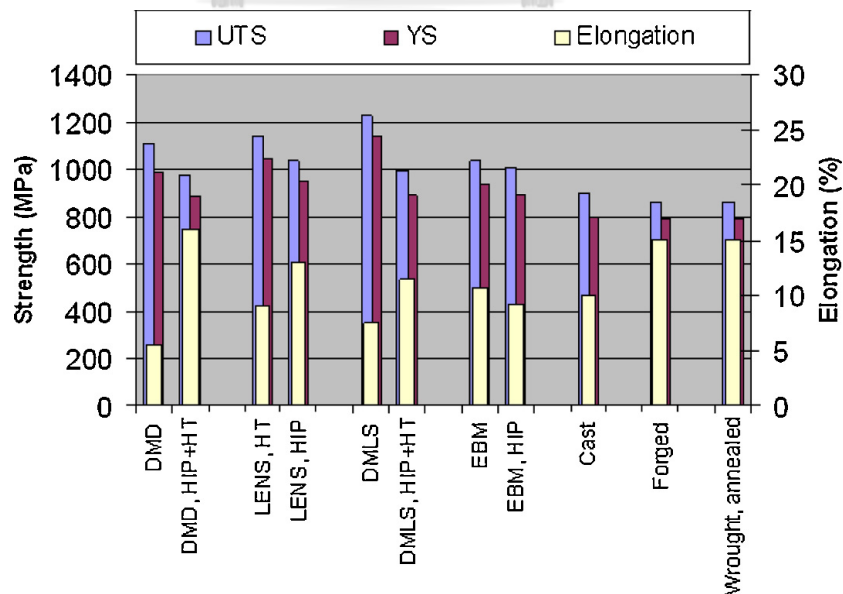
Processing method	Vickers hardness (HV)	E (GPa)	$\sigma_{0.2}$ (MPa)	$\sigma_{UTS}$ (MPa)	$\epsilon_f$ (%)
<b>CP-Ti</b>					
Selective laser melting	261 ± 13	106 ± 3	555	757	19.5
Selective laser melting	-	-	500	650	17.0
Sheet forming	-	-	280	345	20.0
Full annealed	-	-	432	561	14.7
<b>Ti-6Al-4V</b>					
Selective laser melting	409	109	1,110	1,267	7.28
Casting/superplastic forming	346	110	847	976	5.10

ต่อมาในปี 2017 B. Dutta และ F.H. Froes [22] ได้ทำการวิจัยและเปรียบเทียบสมบัติทางกลและโครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ขึ้นรูปด้วยกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุแบบต่างๆเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ขึ้นรูปด้วยวิธีการหล่อและวิธีทางกล ดังแสดงในรูปที่ 18 โดยจะเห็นได้ว่า วิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุด้วยการใช้เลเซอร์ จะส่งผลให้วัสดุมีความแข็งที่สูงแต่มีความเหนียวที่น้อย เนื่องจากการเกิดเฟสมาร์เทนไซต์ที่แข็งแต่เปราะ จากการเย็นตัวอย่างรวดเร็ว ส่วนวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุด้วยการใช้ลำอิเล็กตรอน (electron beam melting, EBM) จะสามารถเห็นโครงสร้างจุลภาคที่มีเฟสแอลฟาและมาร์เทนไซต์ จากการเย็นตัวอย่างช้าๆในสภาพสูญญากาศ ซึ่งส่งผลให้วัสดุมีความต้านทานแรงดึงสูงสุดต่ำกว่าชิ้นงานจากการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุด้วยการใช้เลเซอร์ แต่มีความเหนียวสูงขึ้น เมื่อนำมาเปรียบเทียบจะเห็นได้ว่า กรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ จะมีโครงสร้างจุลภาคที่มีความหยาบกว่า วัสดุที่มาจากหล่อ (cast) และการขึ้นรูปทางกล (wrought) ส่วนการเลือกใช้กระบวนการอาร์ก (arc process) จะเห็นโครงสร้างจุลภาคที่มีเฟสแอลฟาและเฟสเบต้า แบบค่อนข้างกลม (equiaxed) ที่คล้ายกับการหล่อ แต่ในแนวยาวจะมี

ความละเอียดมากกว่า ดังนั้นจะเห็นได้ว่า ผลของโครงสร้างจุลภาคเหล่านี้เป็นตัวกำหนดสมบัติทางกลของชิ้นงานได้เป็นอย่างดี



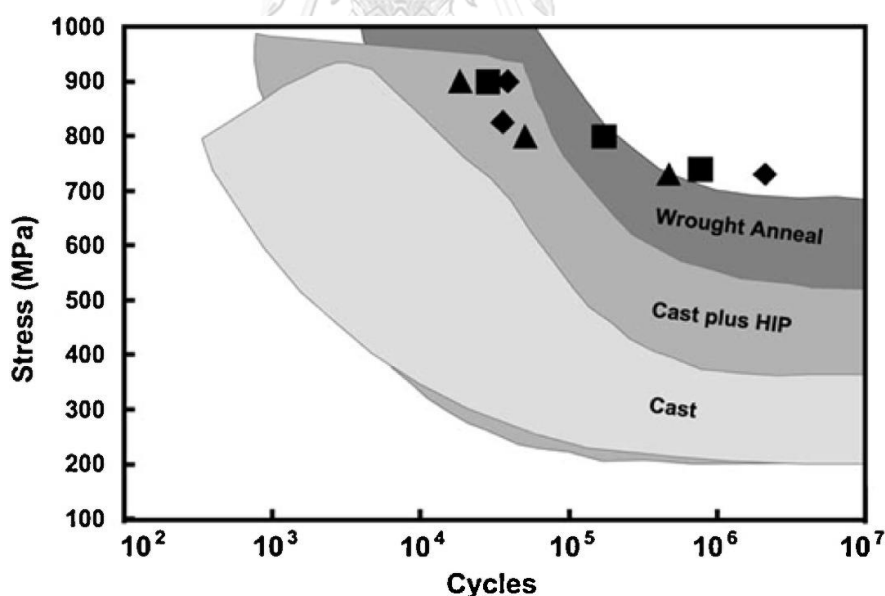
รูปที่ 18 โครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V จากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ [22]



รูปที่ 19 ความต้านทานแรงดึงสูงสุด ความต้านทานแรงคราก และเปอร์เซ็นต์ในการยืดของโลหะผสมไทเทเนียมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตจากหลากหลายกรรมวิธีการผลิต [22]

ในรูปที่ 19 เป็นการเปรียบเทียบสมบัติในการยึดและความแข็งแรงของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตจากหลากหลายกรรมวิธีการผลิต โดยจากรูปแสดงว่า ชิ้นงานที่ผลิตจากเลเซอร์ด้วยเทคโนโลยี DMD LENS และ DMLS จะมีสมบัติในการยึดที่น้อยกว่าชิ้นงานที่ผลิตจากการใช้ลำอิเล็กตรอน เนื่องจากการเกิดเฟสมาร์เทนไซต์ โดยสมบัติในการยึดของชิ้นงานสามารถปรับปรุงได้ด้วยการนำไปผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันทุกทิศทางแบบใช้ความร้อน (hot isostatic pressing, HIP) หรือการนำไปผ่านกรรมวิธีทางความร้อน (heat treatment, HT) เพื่อลดความเค้นตกค้าง (residual stress) ภายในวัสดุ

ในด้านสมบัติความต้านทานความล้า (fatigue resistance) จะมีการทดสอบการรับแรงกระทำที่จำนวนรอบที่แตกต่างกัน โดยทั่วไปชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตจากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ จะมีความต้านทานความล้าใกล้เคียงกับชิ้นงานจากการหล่อที่ผ่านกระบวนการอัดด้วยความดันทุกทิศทางแบบใช้ความร้อน และชิ้นงานจากการขึ้นรูปทางกลที่ผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ดังรูปที่ 20 โดยรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัส รูปสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูน และรูปสามเหลี่ยม จะแสดงถึงสมบัติของชิ้นงานที่ผลิตจากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุใน 3 ทิศทางคือ x y และ z ตามลำดับ



รูปที่ 20 การเปรียบเทียบสมบัติทางความล้า ณ อุณหภูมิห้องของชิ้นงานที่ผลิตจากโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V จากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ การหล่อและการขึ้นรูปทางกล [22]

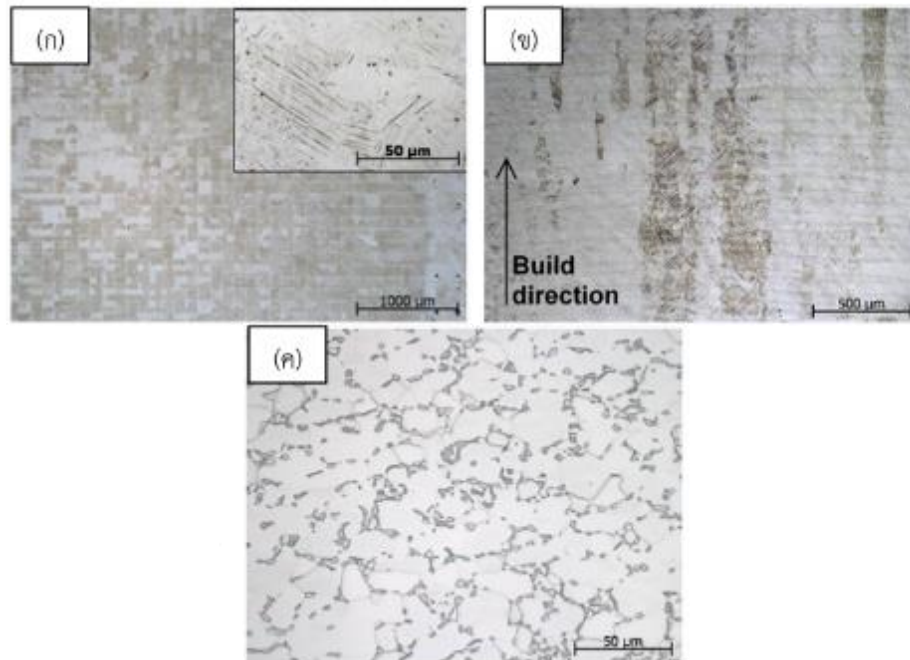
นอกจากการเปรียบเทียบโครงสร้างจุลภาคและสมบัติทางกลจากกรรมวิธีการผลิตแบบต่างๆแล้ว ยังมีงานวิจัยของ B. Vrancken และคณะ [32] ในปี ค.ศ.2012 ที่ได้ทำการวิจัยและเปรียบเทียบสมบัติทางกลและโครงสร้างจุลภาคทางโลหวิทยาของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-

4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนและหลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อนอีกด้วย โดยได้ทำการเปรียบเทียบทั้งในส่วนของโครงสร้างจุลภาคและในส่วนของสมบัติทางกล

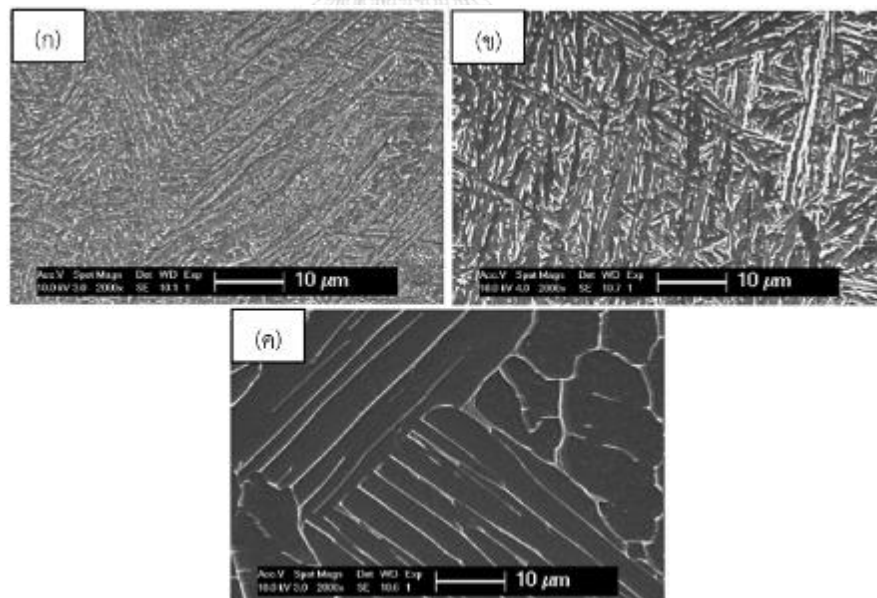
ในส่วนของโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน จากรูปที่ 21(ก) เป็นภาพถ่ายด้านบนของชิ้นงาน โดยที่กำลังขยายสูงจะพบโครงสร้างจุลภาคมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็ม [27] ที่กำลังขยายต่ำจะพบโครงสร้างจุลภาคลักษณะเป็น chessboard ที่สี่เหลี่ยมจัตุรัสแต่ละช่องจะมีความกว้างประมาณ  $60 \mu\text{m}$  และมีระยะห่างจากจุดศูนย์กลางของลำแสงเลเซอร์ที่เกรด (spot size) ถึงจุดศูนย์กลางของลำแสงเลเซอร์ที่ติดกัน (hatch space) ประมาณ  $60 \mu\text{m}$  จากรูปที่ 21(ข) เป็นภาพถ่ายด้านข้างของชิ้นงาน จะพบเกรนเบต้าลักษณะค่อนข้างยาวที่โตแบบ epitaxial ตามทิศทางในการพิมพ์ 3 มิติขึ้นมา โดยขอบเกรน prior  $\beta$  จะมีความยาวหลายมิลลิเมตรและมีความกว้างเฉลี่ยโดยประมาณ  $55.5 \pm 5 \mu\text{m}$  ซึ่งติดกับจุดศูนย์กลางของลำแสงเลเซอร์ ส่วนโครงสร้างจุลภาคของวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทอบด้วยความร้อน จากรูปที่ 21(ค) จะพบเกรนแอลฟาลักษณะค่อนข้างกลมที่มีขนาด  $16.2 \pm 2.6 \mu\text{m}$  ในหนึ่งทิศทางและขนาด  $11.6 \pm 1.7 \mu\text{m}$  ในทิศทางตั้งฉาก จากการนับจุดภาพ (pixel) ที่แน่นอนจากภาพที่ถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด และจะพบเฟสเบต้าที่ขอบเกรนประมาณ  $10.7 \pm 0.9\%$

จากรูปที่ 21 เป็นภาพแสดงโครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อนด้วยการเพิ่มอุณหภูมิสูงและค้างไว้ที่อุณหภูมิ ณ จุดนั้น (holding temperature) ที่แตกต่างกัน โดยรูปที่ 22(ก) กับ รูปที่ 22(ข) เป็นการนำไปผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่อุณหภูมิต่ำกว่าอุณหภูมิของ  $\beta$  transus เช่น ที่อุณหภูมิ  $780^\circ\text{C}$  เป็นเวลา 2 ชั่วโมงจะพบเฟสแอลฟาและเฟสเบต้า โดยเฟสแอลฟามีลักษณะรูปเข็ม (needle) แบบละเอียด และเกรนแบบค่อนข้างยาวจากการมองภาพด้านข้างของวัสดุ ดังรูปที่ 22(ก) และที่อุณหภูมิ  $850^\circ\text{C}$  ซึ่งเป็นอุณหภูมิที่สูงขึ้น จะพบว่าโครงสร้างจุลภาคมีความหยาบขึ้น โดยเฟสเบต้ามีสัดส่วนเพิ่มขึ้น และเฟสแอลฟามีขนาดใหญ่ขึ้นแต่มีสัดส่วนลดลง จากประมาณ 87% ที่อุณหภูมิ  $780^\circ\text{C}$  เหลือ 73% ที่อุณหภูมิ  $850^\circ\text{C}$  และลดลงเหลือ 23% ที่อุณหภูมิ  $950^\circ\text{C}$  ส่วนในรูปที่ 22(ค) เป็นการนำไปผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่ประมาณ  $995^\circ\text{C}$  หรือที่อุณหภูมิสูงกว่า  $\beta$  transus จะพบเฟสเบต้า 100% และเมื่อปล่อยให้เย็นตัวในเตา จะพบส่วนผสมของเฟสแอลฟาที่มีลักษณะเป็นแผ่นและเฟสเบต้าที่ขอบเกรน โดยมีลักษณะการเรียงตัวสลับกัน (lamellar)





รูปที่ 21 (ก) โครงสร้างจุลภาคจากภาพถ่ายด้านบนชิ้นงานและ (ข) ภาพถ่ายด้านข้างชิ้นงานของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน (ค) โครงสร้างจุลภาคโดยทั่วไปของวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทอบด้วยความร้อน โดยบริเวณสีขาวคือ เฟสแอลฟา และบริเวณสีดำคือ เฟสเบต้า [32]



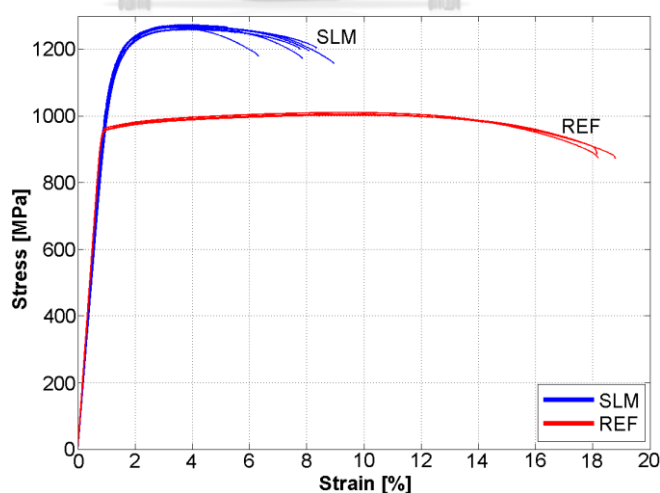
รูปที่ 22 โครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังจากผ่านกรรมวิธีทางความร้อนเป็นเวลา 2 ชั่วโมงที่อุณหภูมิดังนี้ (ก) 780°C (ข) 843°C และ (ค) 1015°C ตามด้วยการเย็นตัวในเตา โดยบริเวณที่เป็นสีขาวคือ เฟสเบต้า และบริเวณที่เป็นสีดำคือ เฟสแอลฟา [32]



ตารางที่ 4 สมบัติทางกลของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อนและวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทุบด้วยความร้อน (hot forging) [32]

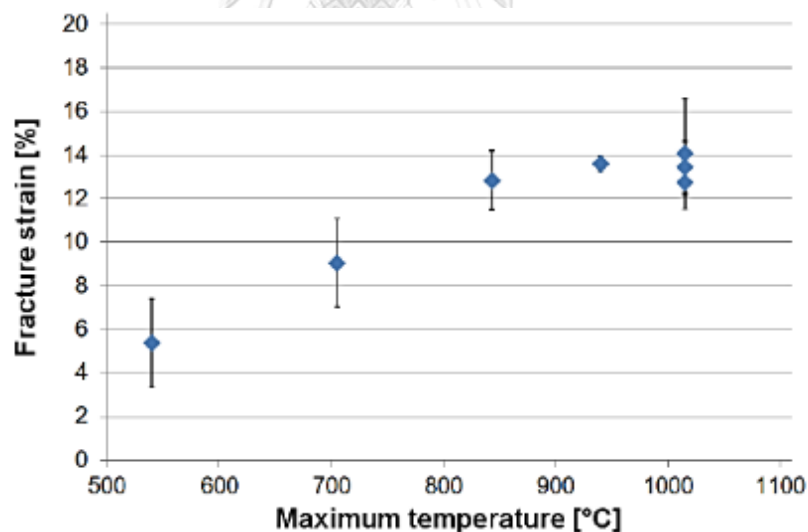
	E (GPa)	$\sigma_y$ (MPa)	UTS (MPa)	$\epsilon_{fracture}$ (%)
SLM	109.2 $\pm$ 3.1	1,110 $\pm$ 9	1,267 $\pm$ 5	7.28 $\pm$ 1.12
Hot forging	120.2 $\pm$ 1.9	960 $\pm$ 10	1,006 $\pm$ 10	18.37 $\pm$ 0.88

ในส่วนของด้านสมบัติทางกลพบว่า โลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อนและวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทุบด้วยความร้อน จะมีสมบัติทางกล ดังตารางที่ 4 และรูปที่ 23 ซึ่งจะพบความแตกต่างดังนี้ (1) ค่ามอดูลัสของยังของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting จะมีค่าต่ำกว่าวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทุบด้วยความร้อนเล็กน้อย ซึ่งโดยส่วนใหญ่มีมาจากส่วนผสมของวัสดุที่แตกต่างกัน (2) วัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting จะมีความแข็งแรงมากกว่าวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทุบด้วยความร้อน เพราะมีอัตราการเย็นตัวอย่างรวดเร็วที่ทำให้เกิดโครงสร้างจุลภาคแบบละเอียด (3) วัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting เป็นโครงสร้างแบบละเอียดที่มีลักษณะการเรียงตัวสลับกัน ดังนั้นจึงมีค่าความเครียด ณ จุดแตกหัก (fracture strain) ต่ำกว่าวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทุบด้วยความร้อนที่มีลักษณะค่อนข้างกลม นอกจากนี้จะสังเกตเห็นได้ว่าค่าความต้านทานแรงดึง ณ จุดครากและความต้านทานแรงดึงสูงสุดของวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทุบด้วยความร้อนแตกต่างกันเพียงประมาณ 50 MPa ซึ่งแสดงให้เห็นถึงการเกิด strengthening ที่น้อยจากการเปลี่ยนรูปทางกล

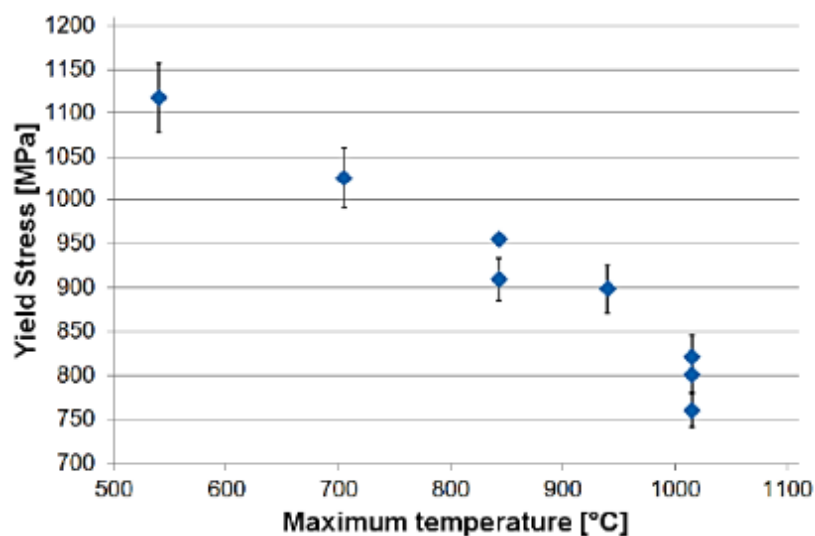


รูปที่ 23 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อนและวัสดุที่ขึ้นรูปจากการทุบด้วยความร้อน

ในด้านสมบัติทางกลเมื่อแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น ณ จุดครากเทียบกับ อุณหภูมิสูงสุด และความเครียด ณ จุดแตกหักเทียบกับอุณหภูมิสูงสุดที่ใช้ในกรรมวิธีทางความร้อน โดยไม่คำนึงถึงอัตราการเย็นตัว ดังแสดงในรูปที่ 25 และรูปที่ 26 จากกราฟจะพบว่า เมื่อผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ณ อุณหภูมิสูงสุดที่เพิ่มขึ้น ความเค้น ณ จุดครากของวัสดุจะสูงขึ้นและความเครียด ณ จุดแตกหักของวัสดุจะลดลง เนื่องจากเมื่อผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่อุณหภูมิสูงสุดเพิ่มขึ้น แต่ยังคงต่ำกว่าอุณหภูมิของ  $\beta$  transus คือ 995 องศาเซลเซียส และปล่อยให้เย็นตัวในเตา จะพบส่วนผสมของ เฟสอัลฟาที่มีลักษณะเป็นเข็ม (needle) ลดลง และเฟสเบต้าที่มีขนาดใหญ่ขึ้น โดยมีการโตแบบ ขัดขวางซึ่งกันและกัน จึงทำให้วัสดุมีความเหนียวเพิ่มขึ้น ส่วนเมื่อนำไปผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่ อุณหภูมิสูงสุดเพิ่มขึ้น ที่สูงกว่าอุณหภูมิของ  $\beta$  transus จะพบเกรนเบต้าที่มีลักษณะค่อนข้างยาว (columnar) มีขนาดใหญ่ขึ้นจนมีลักษณะค่อนข้างครึ่งวงกลม (semi-equiaxed) และเมื่อปล่อยให้ เย็นตัวในเตา จะพบส่วนผสมของเฟสแอลฟาและเฟสเบต้า ที่มีลักษณะการเรียงตัวสลับกัน (lamellar) จึงทำให้วัสดุมีความเหนียวเพิ่มขึ้นและส่งผลให้ความเหนียวที่ต้านการแตกหัก (fracture toughness) เพิ่มขึ้น ดังนั้น ความเครียด ณ จุดแตกหักมีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้น และความเค้น ณ จุดคราก ของวัสดุมีแนวโน้มที่ลดลง [27]



รูปที่ 24 ความเครียด ณ จุดแตกหักของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting เมื่อผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ณ อุณหภูมิสูงสุด โดยผลของกรรมวิธีทางความร้อนทั้งหมดที่แสดงจะไม่ คำนึงถึงอัตราการเย็นตัว [32]

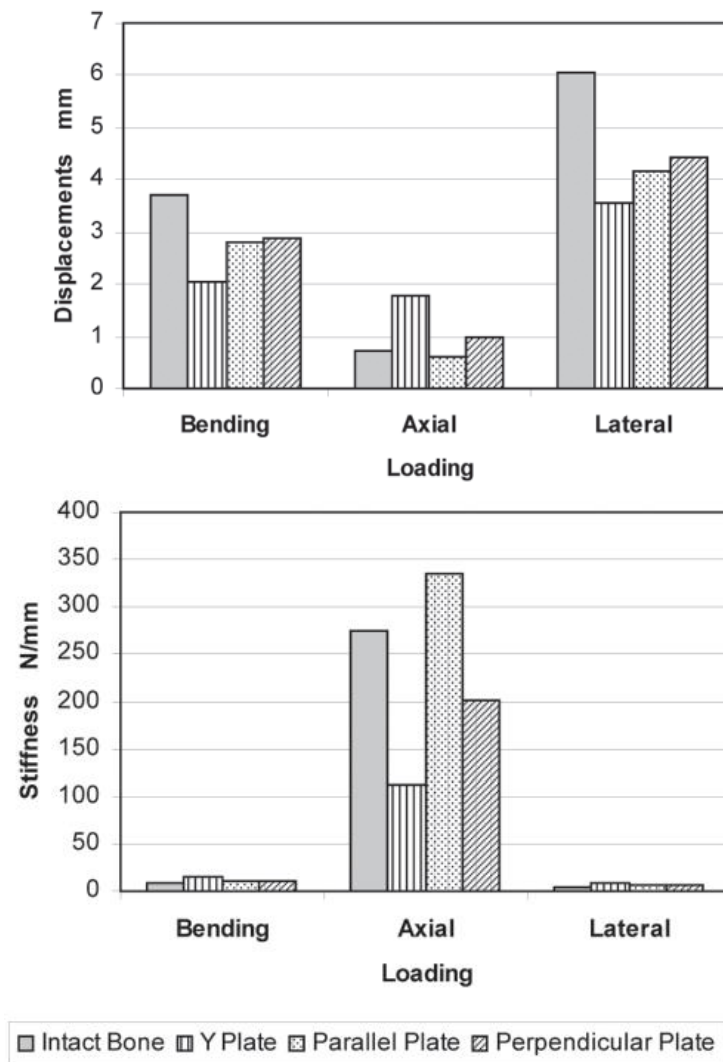


รูปที่ 25 ความเค้น ณ จุดครากของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting เมื่อผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ณ อุณหภูมิสูงสุด โดยผลของกรรมวิธีทางความร้อนทั้งหมดที่แสดงจะไม่น่ามีถึงอัตราการเย็นตัว [32]

## 2.6 งานวิจัยทางด้านชีวกลศาสตร์

ในช่วงเวลาสิบกว่าปีที่ผ่านมา มีงานวิจัยทางด้านออร์โธปิดิกส์ที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายเพื่อนำไปรักษากระดูกและข้อต่อให้แก่ผู้ป่วยอย่างต่อเนื่อง โดยเฉพาะการเปรียบเทียบรูปแบบของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายในด้านความแข็งแรง ทั้งการเปรียบเทียบระหว่างโลหะตามกระดูกแบบเดียวกับโลหะตามกระดูกแบบคู้ หรือ การเปรียบเทียบกันระหว่างประเภทของโลหะตามกระดูกแบบคู้ โดยมีการใช้ทั้งการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ ซึ่งงานวิจัยส่วนใหญ่จะเป็นการศึกษาผลในด้านความแข็งแรงและการรับแรงของโลหะตามกระดูกที่มีผลต่อการยึดตรึงกระดูกที่แตกเข้าด้วยกัน ดังจะกล่าวต่อไปนี้

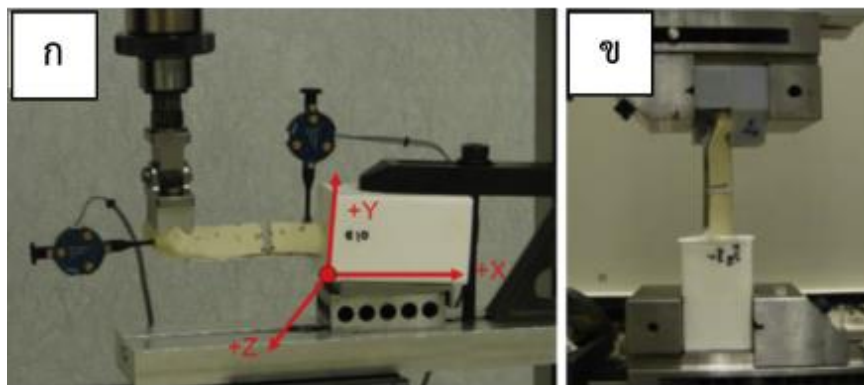
งานวิจัยของ S. Sabalic และ J. Kodvanj [8] ในปี ค.ศ.2013 ได้ทำการศึกษาและเปรียบเทียบโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยวรูปทรงตัววายและโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู้อีก 2 รูปแบบ โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรม Abaqus 6.10 และกำหนดคุณสมบัติให้โลหะตามกระดูกเป็นวัสดุไทเทเนียมและยึดกับกระดูกแตกด้วยสกรูไทเทเนียม 12 ตัว ผลการวิจัยพบว่า ระยะการเคลื่อนที่สูงสุด (maximum displacement) และความแข็งแรง (stiffness) ของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู้ทั้ง 2 รูปแบบมีค่าใกล้เคียงกับกระดูกที่สมบูรณ์มากกว่าโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยวรูปทรงตัววาย ดังแสดงผลในรูปที่ 26



รูปที่ 26 ผลการทดสอบระยะการเคลื่อนที่ (บน) และความแข็งเกร็ง (ล่าง) ของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลาย [8]

ต่อมาในปี ค.ศ. 2014 J. A. Scolaro และ J. E. Hsu [9] ได้ทำการศึกษาและเปรียบเทียบโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยวรูปทรงตัวเจและแบบตรง กับโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ โดยใช้วิธีการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ด้วยเครื่องทดสอบแบบ servohydraulic และทำการทดสอบการยืดออก (extension testing) ดังรูปที่ 27 (ก) เช่น ความแข็งเกร็งต่อการโค้งงอ (bending stiffness) การเคลื่อนที่เชิงมุมของกระดูก (angular bone motion) และการรับแรงที่จุดคราก (Load at 2% offset yield) ผลการวิจัยพบว่า โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่มีค่าการทดสอบที่ดีที่สุด ส่วนโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายรูปทรงตัวเจมีค่าการทดสอบที่ดีกว่าโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบตรง ดังตารางที่ 5 และเมื่อนำไปทดสอบแรงบิด (torsional testing) ดังรูปที่ 27 (ข) เช่น ความแข็งเกร็งต่อแรงบิด (torsional

stiffness) และแรงบิดที่ทำให้เกิดความเสียหาย (torque to failure) ก็ได้ผลการทดสอบออกมาในทิศทางเดียวกัน ดังแสดงในตารางที่ 6



รูปที่ 27 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์ของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายมี 2 แบบ (ก) การทดสอบยืดออก และ (ข) การทดสอบแรงบิด [9]

ตารางที่ 5 ค่าการทดสอบการยืดออกของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบต่างๆ [9]

	Distal			
	Straight	J-plate	Dual	<i>p</i> -value
Bending stiffness	12.3±1.9	25.0±3.8	37.5±11.3	0.0069
Angular bone motion				
x-axis (°) <sup>a</sup>	-1.66±0.60	-0.55±0.27	-1.18±0.72	0.1043
y-axis (°) <sup>b</sup>	-0.93±0.59	-0.25±0.11	-0.40±0.09	0.0460
z-axis (°) <sup>c</sup>	7.08±0.14	2.60±0.23	1.75±0.21	0.0003
Load at 2% offset yield (N)	67.1±24.3	112.4±12.9	140.7±21.8	0.0370

<sup>a</sup> (+) Internal rotation, (-) external rotation

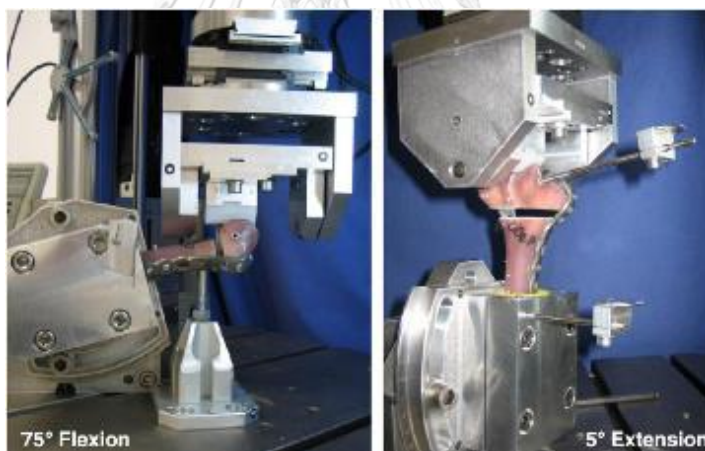
<sup>b</sup> (+) Varus, (-) valgus    <sup>c</sup> (+) Extension, (-) flexion

ตารางที่ 6 ค่าการทดสอบแรงบิดของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบต่างๆ [9]

	Distal			
	Straight	J-plate	Dual	<i>p</i> -value
Torsional stiffness (°)				
Internal rotation	0.35±0.08	0.66±0.05	1.11±0.09	<0.0001
External rotation	0.35±0.08	0.69±0.07	1.16±0.10	<0.0001
Torque to failure (N.m)	6.13±1.48	8.23±1.44	12.72±0.85	0.0003

จากผลการวิจัยข้างต้น ทำให้มีนักวิจัยหลายท่านที่สนใจทำการศึกษาและวิจัยเกี่ยวกับโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่เพิ่มเติม อาทิเช่น งานวิจัยของ R. Penzkofer และ S. Hungerer [2] ได้ทำการศึกษาด้วยการทดสอบทางชีวกลศาสตร์เพื่อเปรียบเทียบโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ 3 ประเภท ที่นำมายึดกับกระดูกพอลิเมอร์ที่มีการแตกตาม AO แบบ 13 C2.3 ด้วยสกรูขนาด 2.7 มิลลิเมตร โดยได้ทำการทดสอบทั้งแบบให้แรงกระทำครั้งเดียว (static test) และแบบให้แรงเป็นรอบ (cyclic test)

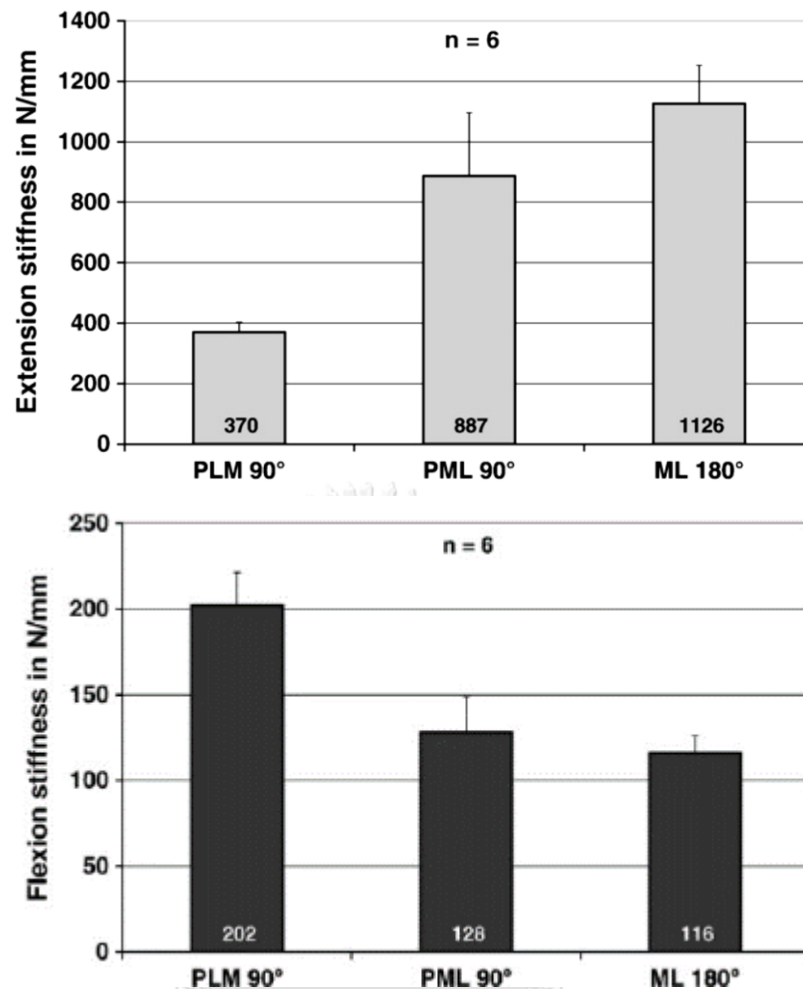
ในด้านการทดสอบด้วยแรงกระทำครั้งเดียวแบบไม่ทำลาย (Non-destructive static test) ดังแสดงในรูปที่ 28 ด้วยเครื่องทดสอบแบบ servo hydraulic ซึ่งได้ทำการทดสอบด้านความแข็งแรง (stiffness) โดยกำหนดให้แรงกระทำจะถูกควบคุมด้วยความเร็วการเคลื่อนที่ของทั้งการทดสอบที่ 0.01 มิลลิเมตร/วินาที ในกรณีที่อุปกรณ์จับยึดจับชิ้นงานทำมุม 5° กับทิศทางการยืดออก (extension) และ 0.1 มิลลิเมตร/วินาที ในกรณีที่อุปกรณ์จับยึดจับชิ้นงานทำมุม 75° กับทิศทางการงอตัว (flexion) และทำการทดสอบที่ 60% ของแรงกระทำ ณ จุดคราก (yield load of 60% of 0.2% offset)



รูปที่ 28 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์ประเภทการทดสอบแบบไม่ทำลาย [2]

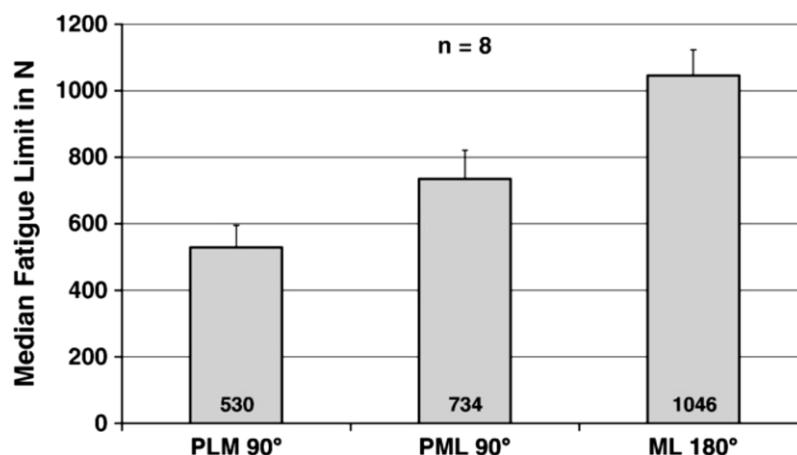
ผลการวิจัยพบว่าโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท medial-lateral 180° มีความแข็งแรงต่อการยืดออก (extension stiffness) มากที่สุดอยู่ที่ประมาณ 1,126 นิวตัน/มิลลิเมตร แต่มีความแข็งแรงต่อการงอตัว (flexion stiffness) น้อยที่สุดอยู่ที่ประมาณ 116 นิวตัน/มิลลิเมตร ส่วนประเภท posterior medial-lateral 90° มีความแข็งแรงต่อการงอตัวมากที่สุดอยู่ที่ประมาณ 202 นิวตัน/มิลลิเมตร แต่มีความแข็งแรงต่อการยืดออกน้อยที่สุดอยู่ที่ประมาณ 370 นิวตัน/มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 29





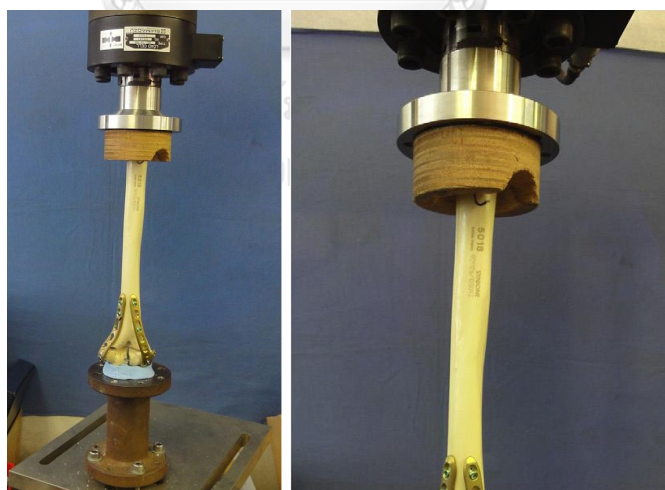
รูปที่ 29 ผลการทดสอบความแข็งแรงต่อการยืดออก (บน) และความแข็งแรงต่อการงอตัว (ล่าง) โดย PML90° คือ ประสาท posterior medial-lateral 90°, PLM90° คือ medial-posterior lateral 90° และ ML180° คือ medial-lateral 180° [2]

สำหรับการทดสอบแบบให้แรงกระทำเป็นรอบเมื่อทดสอบสมบัติด้านความล้า (fatigue) โดยทำการทดลองด้วยที่อุปกรณ์จับยึดจับชิ้นงานทำมุม 5° กับทิศทางการยืดออกและให้แรงกระทำเริ่มที่ 50% ของแรงกระทำ ณ จุดคราก (the load started at 50% of 0.2% offset yield) ด้วยความถี่ 3 เฮิร์ตซ์ (Hz) มีอัตราส่วนแรงของ  $F_{\min}/F_{\max} = 1/10$  และทำการทดสอบ 250,000 รอบ ผลการวิจัยพบว่าโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายประเภท medial-lateral 180° มีขีดจำกัดความล้า (fatigue limit) มากที่สุดอยู่ที่ประมาณ 1,045 นิวตัน แต่ประเภท medial-posterior lateral 90° มีขีดจำกัดความล้าที่น้อยที่สุดอยู่ที่ประมาณ 530 นิวตัน ดังรูปที่ 30



รูปที่ 30 ผลการทดสอบขีดจำกัดความล้า (fatigue limit) [2]

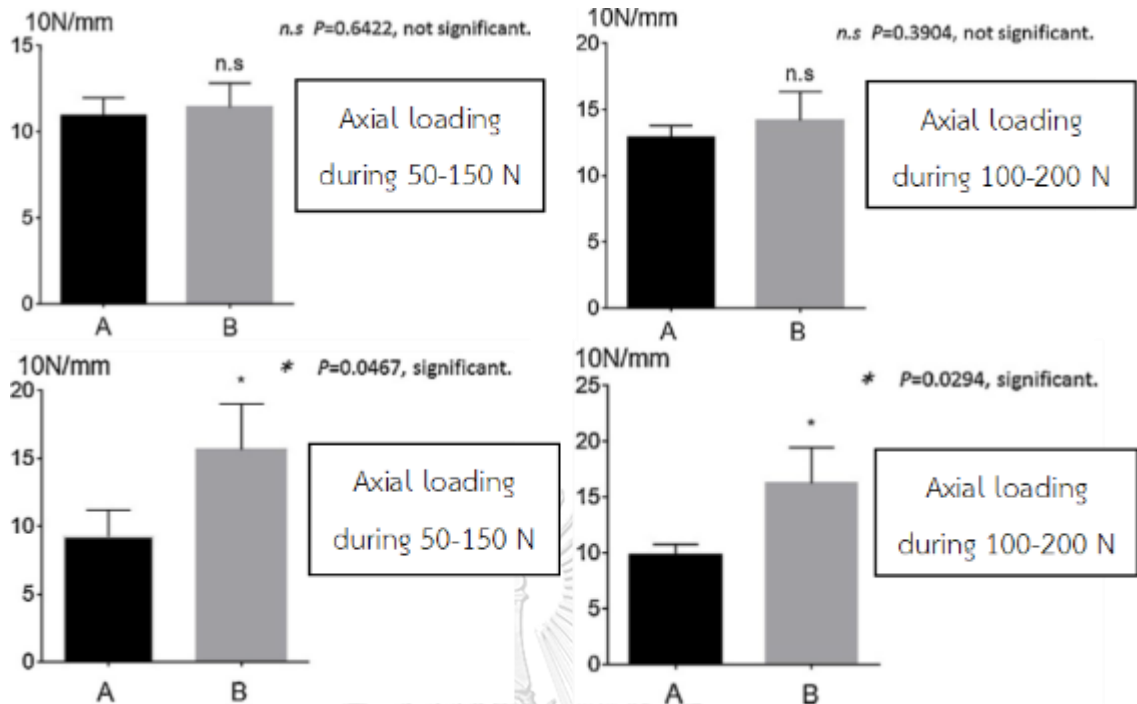
ต่อมาในปี ค.ศ.2016 T. Kudo และ A. Hara [11] ได้ทำการศึกษาด้วยการทดสอบทางชีวกลศาสตร์เพื่อโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ 2 ประเภทคือ ประเภท medial-posterior lateral 90° และประเภท medial-lateral 180° โดยนำมายึดกับกระดูกสังเคราะห์ที่มีการแตกตาม AO แบบ 13 C2.3 ด้วยสกรูขนาด 2.7 มิลลิเมตร โดยใช้เครื่องทดสอบวัสดุแบบ servopulser ดังแสดงในรูปที่ 31 ในการทดสอบด้านความแข็งแรง โดยกำหนดให้แรงอัด (compressive loading) กระทำในทิศทางแนวแกนที่อัตราการเคลื่อนที่ 60 มิลลิเมตร/นาที (แรงกระทำมากที่สุดที่ 200 นิวตัน) และทำการทดสอบ 3 ครั้งใน 2 ทิศทางต่อ 1 ต้นแบบ



รูปที่ 31 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์โดยใช้เครื่องทดสอบวัสดุแบบ servopulser [11]

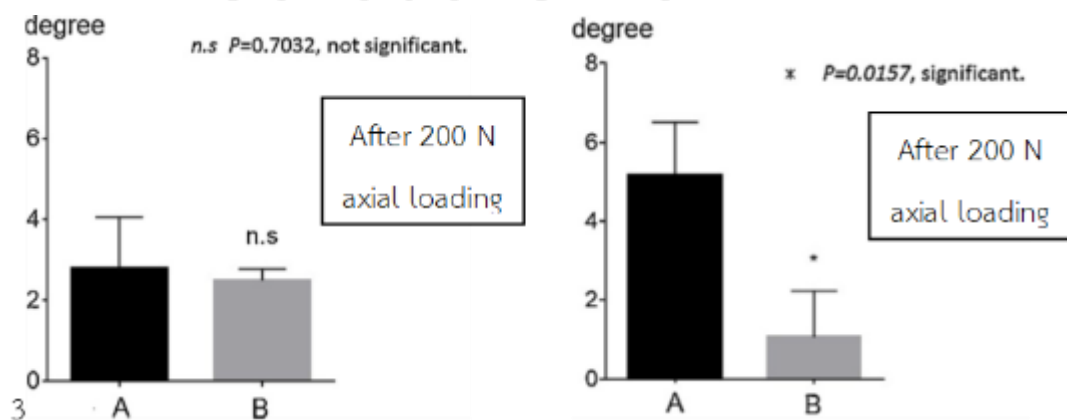
ผลการวิจัยพบว่า จากการรับแรงในช่วง 50-150 นิวตันและ 100-200 นิวตัน โลหะตามกระดูกแบบคู่ ประเภท medial-lateral 180° จะมีความแข็งแรงในแนวกระดูกอัลนาและแนวกระดูกเรเดียส มากกว่าประเภท medial-posterior lateral 90° ดังรูปที่ 32





รูปที่ 32 ผลการทดสอบความแข็งแรงในแนวกระดูกอัลนา (บนข้ายและบนขวา) และความแข็งแรงในแนวกระดูกเรเดียส (ล่างซ้ายและล่างขวา) โดย A คือ โลหะตามกระดูกประเภท medial-posterior lateral 90° และ B คือ โลหะตามกระดูกประเภท medial-lateral 180° [11]

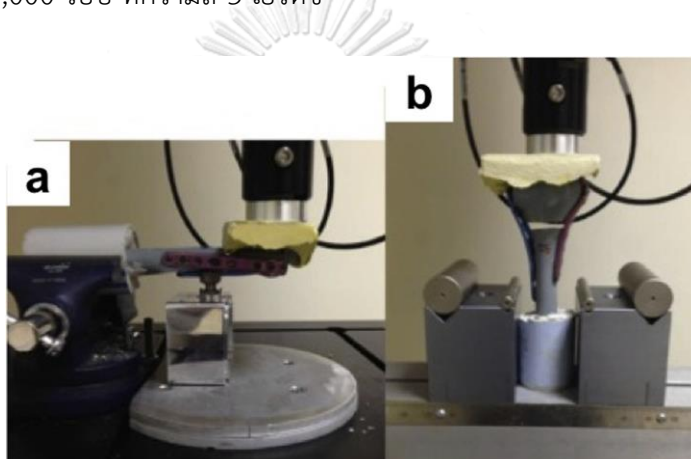
สำหรับการรับแรงในช่วง 200 นิวตัน โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ประเภท medial-posterior lateral 90° จะมีระยะการเคลื่อนที่ของโทรเคลียร์ระหว่างการรับแรงอัดในแนวกระดูกอัลนาและระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกแคปปิตระหว่างรับการรับแรงอัดในแนวกระดูกเรเดียส มากกว่าประเภท medial-lateral 180° ดังรูปที่ 33



รูปที่ 33 ระยะการเคลื่อนที่ของโทรเคลียร์ระหว่างการรับแรงอัดในแนวกระดูกอัลนา (ซ้าย) และระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกแคปปิตระหว่างรับการรับแรงอัดในแนวกระดูกเรเดียส (ขวา) [11]

จากผลการวิจัยทำให้คณะวิจัยได้สรุปไว้ว่า โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่  
 ประเภท medial-lateral 180° มีความเสถียรภาพและการคงตัวที่ดีกว่าโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วน  
 ปลายแบบคู่ ประเภท medial-posterior lateral 90° [11]

แต่ในปี ค.ศ.2017 A. C. Atalar และ O. Tunali [10] ได้ทำการวิจัยคล้ายกันกับ T.  
 Kudo และ A. Hara [11] แต่เป็นโลหะตามกระดูกที่มีการออกแบบใหม่และใช้สกรูขนาด 2.7 และ  
 3.5 มิลลิเมตร โดยใช้เครื่องทดสอบอเล็กโทรไดนามิกส์ ดังแสดงในรูปที่ 33 ในการทดสอบด้านความ  
 แข็งแกร่ง ได้กำหนดให้รับแรงอัด 100 นิวตันสำหรับความแข็งแรงในแนวแกนและ 50 นิวตันสำหรับ  
 ความแข็งแรงในแนวอื่น และได้ทำการทดสอบการรับแรงซ้ำไปซ้ำมาแบบชายนัระหว่าง 6 และ 60  
 นิวตัน ประมาณ 4,000 รอบ ที่ความถี่ 3 เฮิร์ตซ์



รูปที่ 34 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์โดยใช้เครื่องทดสอบอเล็กโทรไดนามิกส์ [10]

จากผลการวิจัยดังตารางที่ 7 และ ตารางที่ 8 คณะวิจัยจึงได้สรุปว่า เนื่องจากระหว่าง  
 การทดสอบแบบซ้ำไปซ้ำมาของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ทั้งสองแบบ ไม่มีการคลาย  
 ของสกรูหรือพบว่าสกรูมีความเสียหาย ทำให้ถือได้ว่าความเสถียรภาพของโลหะตามกระดูกทั้งสอง  
 แบบมีค่าใกล้เคียงกัน

ตารางที่ 7 ค่าความแข็งแรงของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ [10]

Group	Axial compression	Varus	Valgus	Anterior bending	Posterior bending
Parallel plating	2455.8 (1073.8)	321.6 (68.1)	393.2 (36.0)	545.5 (198.7)	473.5 (94.0)
Orthogonal plating	2203.6 (831.6)	365.0 (59.3)	385.7 (44.8)	516.5 (253.5)	627.4 (487.7)
P values	0.441	0.328	0.959	0.878	0.573

ตารางที่ 8 ค่าการเปลี่ยนรูปร่างและการรับแรงถึงความเสียหายของโลหะตามกระดูกต้นแขน ส่วนปลายแบบคู่ [10]

Mean plastic deformation and load to failure values of the groups.

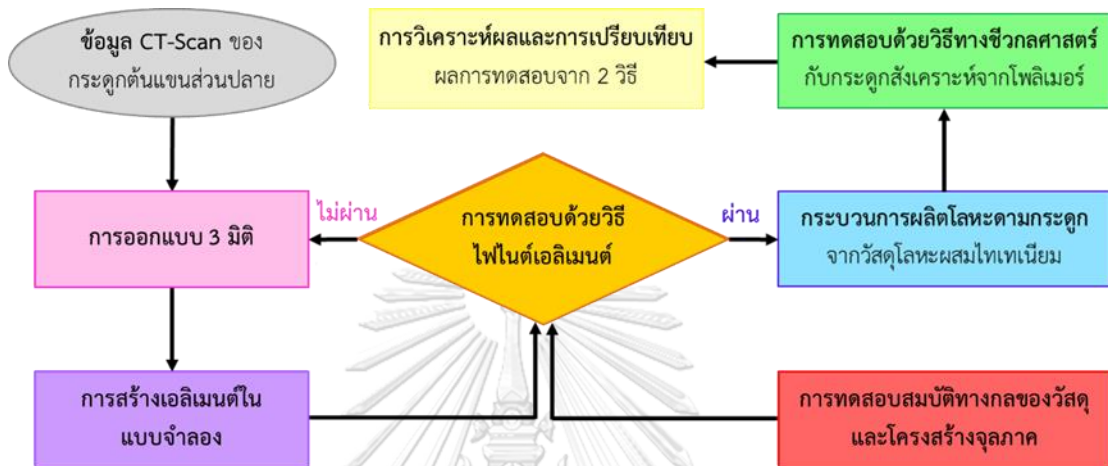
Results	Parallel plating	Orthogonal plating	P values
Mean plastic deformation (mm)	0.29 (0.04)	0.31 (0.04)	0.371
Mean load to failure (Newton)	379.7 (35.7)	372.4 (26.5)	0.720

จากที่ได้กล่าวมาทั้งหมด จะพบว่า ในปัจจุบันมีการศึกษาเกี่ยวกับการวิเคราะห์ผลการยึดตรึงกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่แตกด้วยการใช้โลหะตามกระดูกทั้งแบบเดี่ยวและแบบคู่ โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบทางด้านชีวกลศาสตร์ เพื่อพัฒนาการรักษากระดูกแตกและข้อต่อให้แก่ผู้ป่วยในฝ่ายออร์โธปิดิกส์แพร่หลาย แต่ยังไม่มีการศึกษาการวิเคราะห์ผลการยึดตรึงกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่แตกด้วยโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีขนาดพอดีตามสรีระของกระดูกของผู้ป่วย ด้วยการผลิตจากกรรมวิธีการผลิตชิ้นงานแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ

ดังนั้นในงานวิจัยนี้ จึงต้องการศึกษาการออกแบบลักษณะโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว ประเภทรูปทรงตัวเจ และโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท medial-lateral 180° รวมทั้งศึกษาโครงสร้างจุลภาคทางโลหวิทยาของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตได้จากเทคโนโลยีกรรมวิธีการผลิตชิ้นงานแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ โดยจะทำการเปรียบเทียบผลจากการทดสอบทางไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบทางด้านชีวกลศาสตร์ เพื่อให้ได้ข้อมูลพื้นฐานที่นำไปสู่การปรับปรุงและพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลาย สำหรับนำประยุกต์ใช้งานจริง

### บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

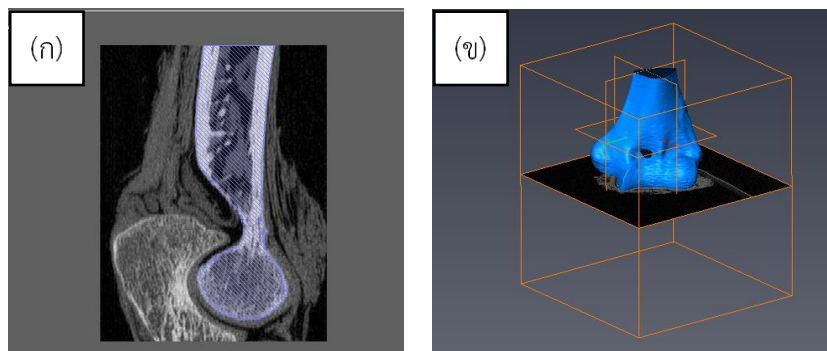
การพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายเพื่อยึดตรึงกระดูกที่แตกด้วยวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ จะมีขั้นตอนการวิจัยหลักๆ ดังรูปที่ 35



รูปที่ 35 ขั้นตอนการพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลาย

#### 3.1 การวิเคราะห์และจำแนกภาพกระดูก 3 มิติ

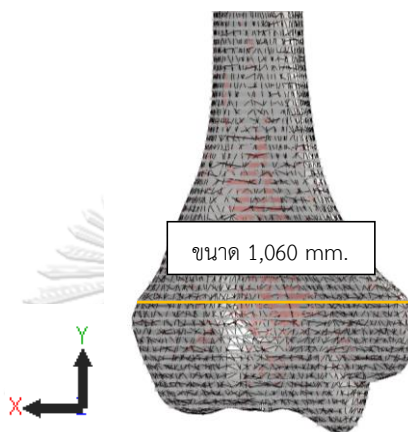
ข้อมูลเริ่มต้นจะเป็นไฟล์ภาพกระดูกต้นแขนส่วนปลายจากการทำ CT scan โดยที่ไฟล์จะเป็นประเภท DICOM ข้อมูลนี้จะมีลักษณะเป็นไฟล์ภาพตัดขวางของกระดูกใน 2 มิติหลายๆภาพที่ต่อเนื่องกัน ดังแสดงในรูปที่ 36(ก) ขั้นตอนแรกจะใช้โปรแกรมทางคอมพิวเตอร์ในการวิเคราะห์และจำแนกกระดูกส่วนที่ต้องการศึกษาแล้วทำการสร้างให้มีลักษณะเป็นพื้นผิว 3 มิติ ดังรูปที่ 36(ข) จากนั้นทำการบันทึกข้อมูลให้เป็นไฟล์ STL เพื่อให้สามารถนำไปใช้งานกับโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้านการออกแบบและนำไปพิมพ์กับเครื่องพิมพ์แบบ 3 มิติได้ต่อไป



รูปที่ 36 (ก) ไฟล์ภาพ DICOM จากการทำ CT scan และ (ข) พื้นผิว 3 มิติจากการใช้โปรแกรมทางคอมพิวเตอร์ในการวิเคราะห์และจำแนก

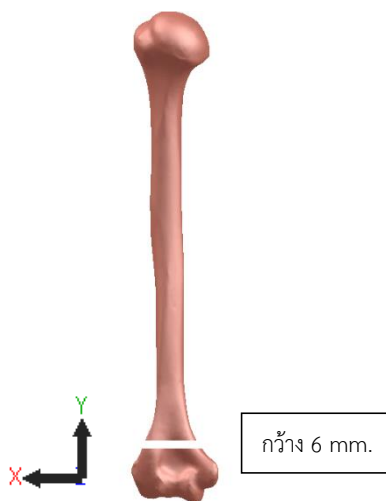
### 3.2 การออกแบบโลหะตามกระดูก

เมื่อได้ไฟล์กระดูกที่เป็นนามสกุล STL มาแล้ว จึงนำไฟล์นั้นมาเปิดบนโปรแกรม solidworks ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้ในการออกแบบ โดยเริ่มต้นจากการวัดขนาดสรีระของกระดูกต้นแขนส่วนปลายจากการใช้เส้นโค้งตามพื้นผิวของกระดูก ดังรูปที่ 37 และนำค่าที่ได้จากเส้นโค้งที่ตำแหน่งต่างๆ ของกระดูกมาเพื่อใช้สำหรับการออกแบบโลหะตามกระดูก



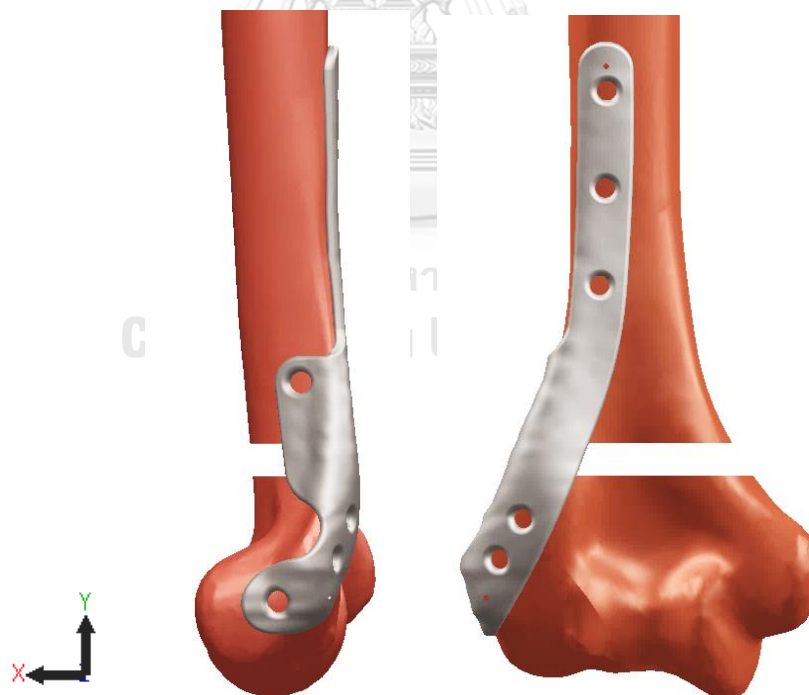
รูปที่ 37 การวัดขนาดสรีระของกระดูกต้นแขนส่วนปลายด้วยเส้นโค้งตามพื้นผิวของกระดูก

จากนั้นนำไฟล์กระดูกต้นแขนส่วนปลายที่เป็นพื้นผิว มาทำการเติมเนื้อให้เต็มจนกลายเป็นชิ้นงาน 3 มิติด้วยโปรแกรมออกแบบเดียวกัน และทำการตัดรอยแตกของกระดูกให้มีความกว้าง 6 มิลลิเมตร ตามความกว้างของรอยแตกจากการบาดเจ็บหรือการผ่าตัดเพื่อหมุนกระดูกให้ต่อกันอย่างถูกต้อง ดังรูปที่ 38 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อยู่เหนือแอ่งโอเลครานอน (olecranon fossa) ด้านหลังของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย ขึ้นไปประมาณ 15 มิลลิเมตร โดยวัดจากเส้นผ่านศูนย์กลางของความกว้างรอยแตก



รูปที่ 38 กระดูกต้นแขนที่มีรอยแตกกว้างขนาด 6 มิลลิเมตร

ในงานวิจัยนี้ได้มีการออกแบบโลหะตามกระดูก 2 ประเภทคือ ประเภทแรกเป็นโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว ประเภทรูปทรงตัวเจ โดยมีการออกแบบให้โลหะตามกระดูกแนบโค้งไปตามสรีระของกระดูกด้าน posterior ทางฝั่ง lateral supracondylar และมีการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้าง (lateral brim) ช่วงบริเวณรอยแตกของกระดูกให้มีความกว้าง 10 มิลลิเมตร และทำการเจาะรูสกรูที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร จำนวน 5 รู โดยอยู่เหนือรอยแตกจำนวน 3 รู และมีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของรู 18 มิลลิเมตร ส่วนที่อยู่ใต้รอยแตกมีจำนวน 2 รู และมีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของรู 9 มิลลิเมตร จากนั้นได้ทำการเจาะรูเพิ่มเติมอีก 2 ตำแหน่งเพื่อใส่สกรูยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial ของกระดูก (lateral-medial linking screws) โดยตำแหน่งแรกอยู่เหนือจากรอยแตกของกระดูกขึ้นไปประมาณ 11 มิลลิเมตร และตำแหน่งที่สองอยู่ใต้จากรอยแตกของกระดูกลงไปประมาณ 24 มิลลิเมตร เพื่อให้อยู่ห่างจากช่วงบริเวณแอ่งโอเลครานอนซึ่งเป็นเขี้ยวรับกับกระดูกอัลนาส่วนปลายและรอยแตกของกระดูกซึ่งเป็นบริเวณที่กระดูกมีพื้นที่น้อยและทำให้เจาะรูสกรูได้ยาก นอกจากนี้ยังกำหนดให้โลหะตามกระดูกทั้งสองแบบมีความหนา 2 มิลลิเมตรและปรับแต่งให้มีความโค้งมนในส่วนที่เป็นมุมและขอบของโลหะตามกระดูก เมื่อออกแบบเสร็จแล้วจึงนำมาประกอบเข้ากับกระดูกต้นแขนส่วนปลายตามสรีระของกระดูก ดังแสดงในรูปที่ 39

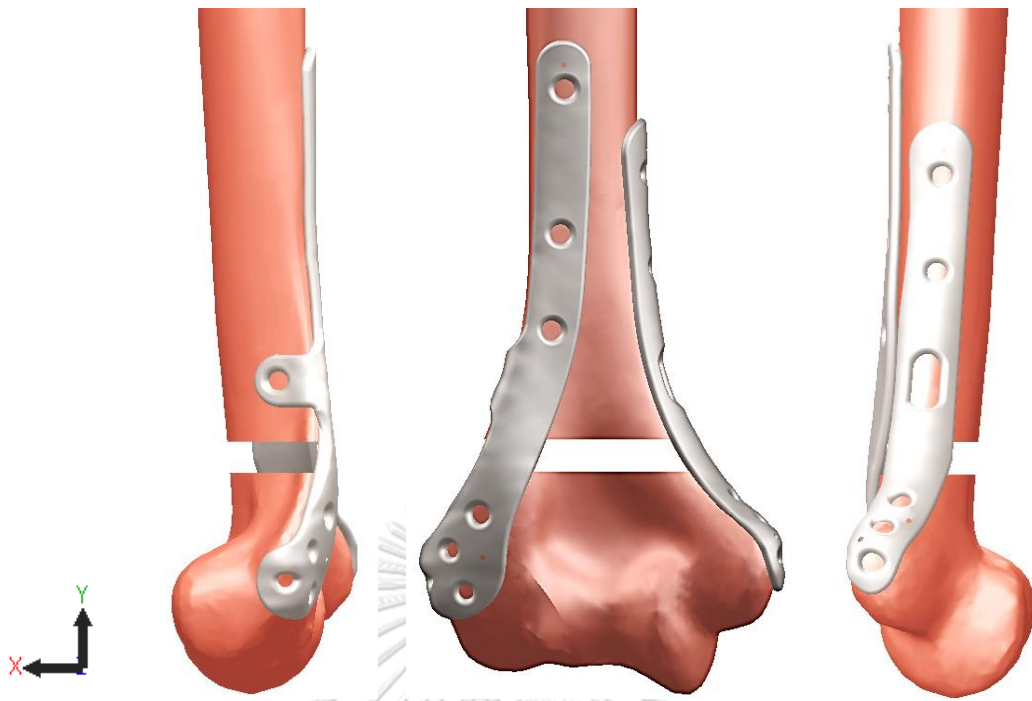


รูปที่ 39 ภาพด้านข้างฝั่ง lateral และด้านหลังของกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ประกอบเข้ากับโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว ประเภทรูปทรงตัวเจ ที่ทำการออกแบบใหม่

ประเภทที่สองเป็น โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท medial-posterior lateral 90° โดยมีการออกแบบให้โลหะตามกระดูก posterior lateral มีการแนบโค้งไปตามสรีระของกระดูกด้าน posterior ทางฝั่ง lateral supracondylar และมีการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างช่วงบริเวณเหนือรอยแตกของกระดูกที่มีความกว้าง 10 มิลลิเมตร และทำการเจาะรูสกรูที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.7 มิลลิเมตร จำนวน 3 รู และมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร จำนวน 4 รู โดยอยู่เหนือรอยแตกจำนวน 3 รู มีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของรู 18 และ 27 มิลลิเมตร ส่วนที่อยู่ใต้รอยแตกมีจำนวน 4 รูและมีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของรู 9 มิลลิเมตร จากนั้นได้ทำการเจาะรูที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร เพื่อใส่สกรูยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial ของกระดูก โดยอยู่เหนือจากรอยแตกของกระดูกขึ้นไปประมาณ 11 มิลลิเมตร เพื่อให้อยู่ห่างจากช่วงบริเวณแอ่งโอเลครานอนซึ่งเป็นบ้ำรับกับกระดูกอัลนาส่วนปลายและรอยแตกของกระดูกซึ่งเป็นบริเวณที่กระดูกมีพื้นที่น้อยและทำให้เจาะรูสกรูได้ยาก

ส่วนโลหะตามกระดูก lateral ที่จะออกแบบให้แนบโค้งไปตามสรีระของกระดูกด้าน posterior ทางฝั่ง lateral supracondylar เช่นเดียวกัน และทำการเจาะรูสกรูที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร จำนวน 5 รู โดยอยู่เหนือรอยแตกจำนวน 2 รู มีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของรู 18 มิลลิเมตร ส่วนที่อยู่ใต้รอยแตกมีจำนวน 3 รูและมีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของรู 9 มิลลิเมตร จากนั้นได้ทำการเจาะรูที่มีขนาดยาว 5 มิลลิเมตรเพื่อใส่สกรูยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial ของกระดูก ซึ่งจะตรงกับรูสกรูขนาด 4 มิลลิเมตรของโลหะตามกระดูกด้าน posterior นอกจากนี้ยังกำหนดให้โลหะตามกระดูกทั้งสองแบบมีความหนา 2 มิลลิเมตรและปรับแต่งให้มีความโค้งมนในส่วนที่เป็นมุมและขอบของโลหะตามกระดูก เมื่อออกแบบเสร็จแล้วจึงนำมาประกอบเข้ากับกระดูกต้นแขนส่วนปลายตามสรีระของกระดูก ดังแสดงในรูปที่ 40

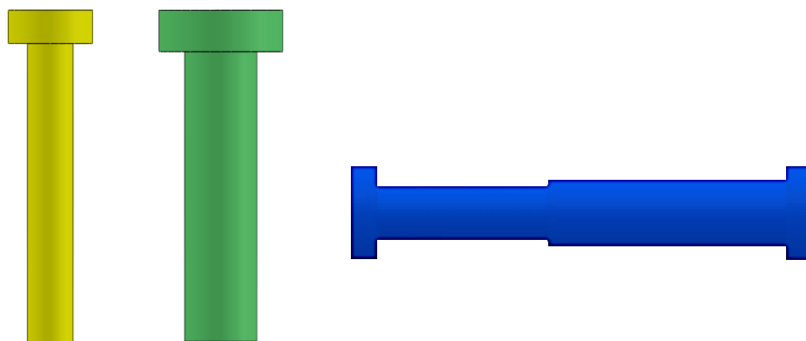




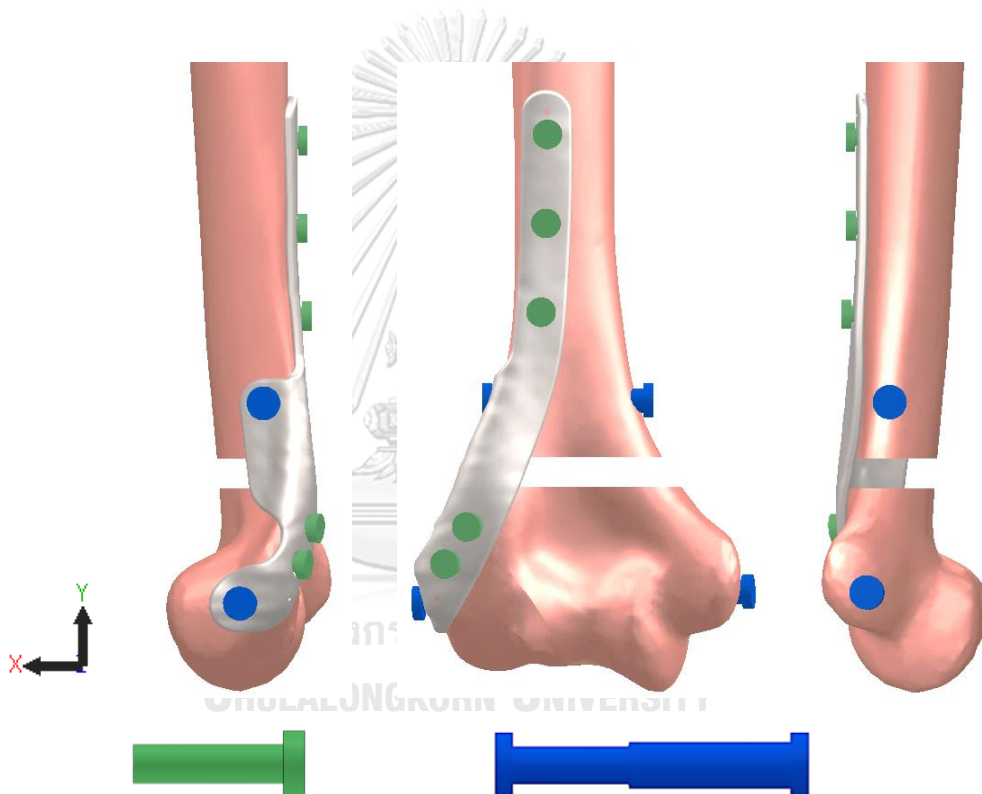
รูปที่ 40 ภาพด้านข้างฝั่ง lateral ด้านหลังและด้านข้างฝั่ง medial ของกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ ประกอบเข้ากับโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท medial-posterior lateral 90° ที่ ทำการออกแบบใหม่

ขั้นตอนต่อไปจะทำการตรวจสอบระยะห่างระหว่างพื้นผิวของโลหะตามกระดูกกับ พื้นผิวของกระดูก หากยังมีระยะห่างอยู่ก็จะทำการปรับแก้ไขจนพอดี และทำการออกแบบสกรูตาม ขนาดที่เจาะรูไว้บนโลหะตามกระดูก โดยในงานวิจัยนี้ได้ใช้สกรูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.7 และ 3.5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นขนาดมาตรฐานที่มีการใช้งานทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย และสกรูที่ยึดระหว่าง ด้าน lateral และด้าน medial ที่มีการออกแบบใหม่ โดยเป็นการประกอบกันของตัวสกรูและปลอก สวมสกรูที่หมุนเข้าเกลียวกันภายในกระดูกต้นแขน ซึ่งตัวสกรูมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร และปลอกสวมสกรูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 41 เพื่อลดการแยกจากกันระหว่าง โลหะตามกระดูก lateral กับกระดูกแตกที่ด้าน medial ในโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบ เดี่ยว และลดการแยกจากกันระหว่างโลหะตามกระดูก lateral กับโลหะตามกระดูก medial ในโลหะ ตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ เมื่อทำการออกแบบเสร็จแล้วก็นำสกรูนั้น มาประกอบเข้ากับ กระดูกต้นแขนส่วนปลายและโลหะตามกระดูกตามตำแหน่งที่เจาะรูไว้ ดังรูปที่ 42 และรูปที่ 43



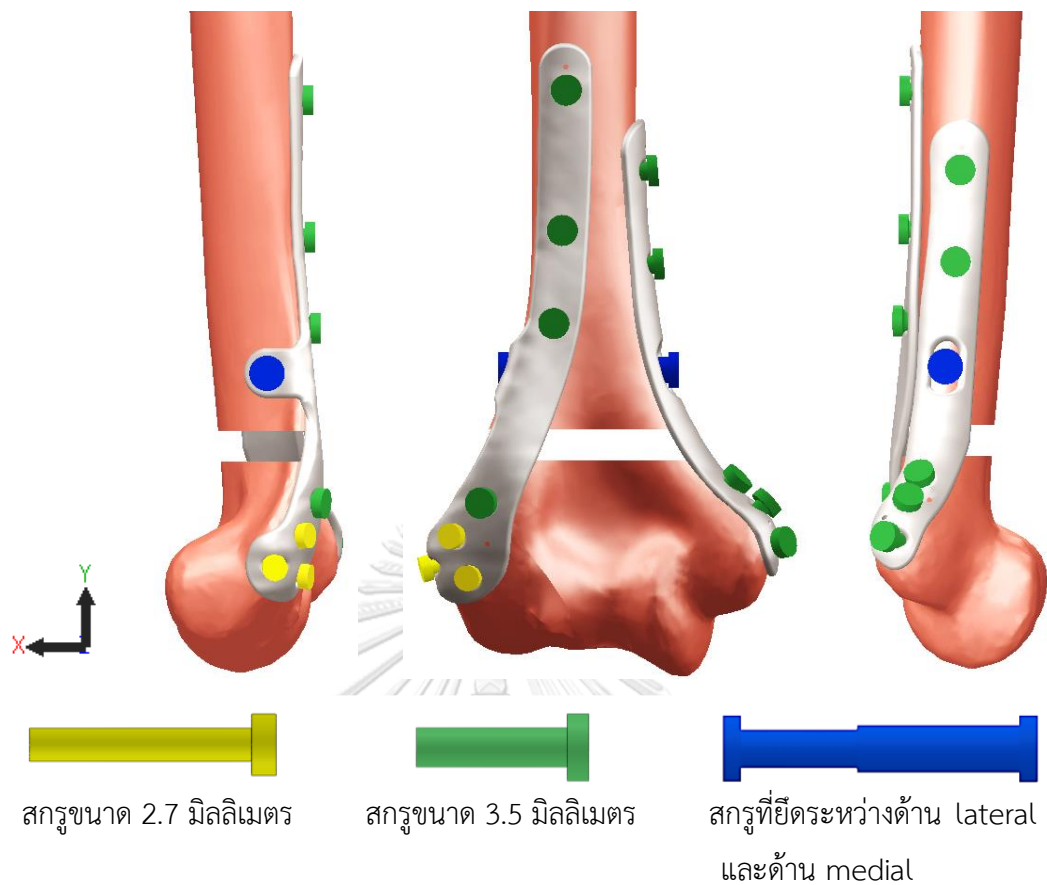


รูปที่ 41 สกรูขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.7 มิลลิเมตร (สีเหลือง) 3.5 มิลลิเมตร (สีเขียว) และสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial (สีน้ำเงิน)



สกรูขนาด 3.5 มิลลิเมตร    สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial

รูปที่ 42 กระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ประกอบเข้ากับโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและสกรู



รูปที่ 43 กระดูกต้นแขนส่วนปลายที่ประกอบเข้ากับโลหะตามกระดูกแบบคู่และสกรู

โดยในงานวิจัยนี้จะทำการออกแบบโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว ประเภทรูปทรงตัวเจ และโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่ ประเภท medial-posterior lateral 90° ตามขนาดของกระดูกสังเคราะห์ เพื่อนำไปใช้ในการเปรียบเทียบผลของโลหะตามกระดูกทั้งสองประเภทต่อการยึดตรึงกระดูกแตกจากการทดสอบด้วยวิธีทางชีวกลศาสตร์

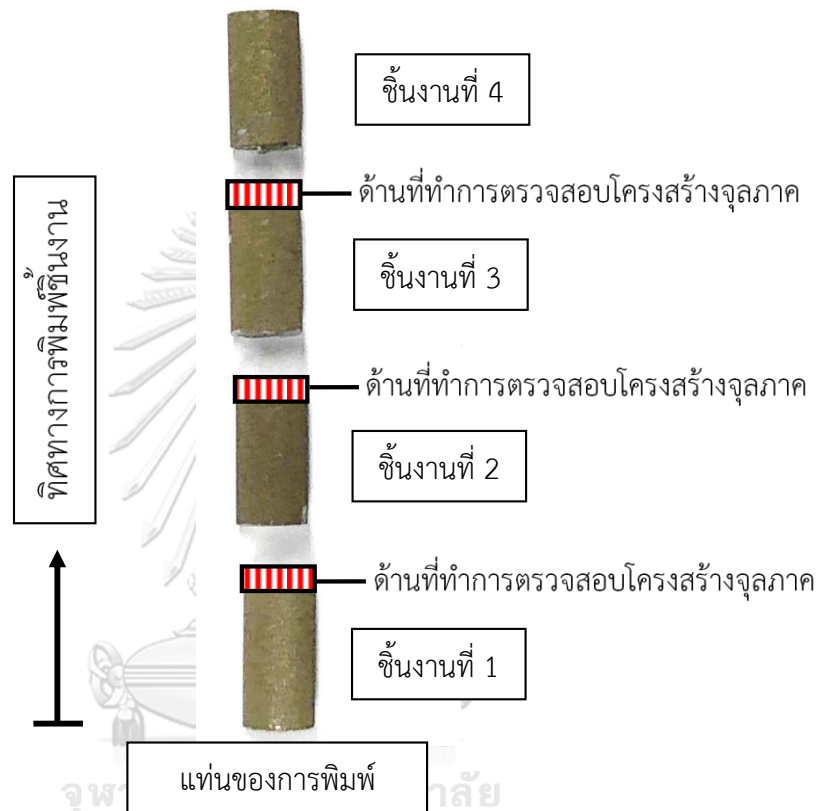
### 3.3 โครงสร้างจุลภาคและสมบัติทางกลของวัสดุ

เพื่อศึกษาถึงสมบัติของวัสดุที่ผ่านกระบวนการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุและกรรมวิธีทางความร้อน และสามารถนำผลที่ได้จากการศึกษามาเพื่อเป็นข้อมูลทางด้านวัสดุในการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ งานวิจัยนี้จึงได้ทำการขึ้นรูปชิ้นงานทดสอบ ตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค และทดสอบสมบัติทางกล ดังต่อไปนี้

#### 3.3.1 โครงสร้างจุลภาค

การเตรียมชิ้นงานและการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค มีขั้นตอนดังนี้

3.3.1.1 การตัดชิ้นงาน (cutting) โดยการนำชิ้นงานรูปทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร มีความสูง 85 มิลลิเมตร ซึ่งได้จากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุประเภท selective laser melting ที่ไม่ได้ผ่านกรรมวิธีทางความร้อนและที่ผ่านกรรมวิธีทางความร้อนอย่างละ 1 ชิ้นงาน นำมาตัดระนาบตรวจสอบไปในทิศทางขนานกับทิศทางการพิมพ์ โดยทำการตัดแบ่งเป็น 4 ส่วน ดังรูปที่ 44



รูปที่ 44 ชิ้นงานทดสอบรูปทรงกระบอกที่ได้ทำการแบ่งออก 4 ส่วน โดยรูปสี่เหลี่ยมลายสีแดงแสดงด้านของชิ้นงานที่จะทำการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค

3.3.1.2 การทำตัวเรือน (mounting) โดยการนำชิ้นงานที่ตัดไว้มาทำตัวเรือนแบบเย็น (cold mounting) โดยใช้สารละลายอะคริลิก (acrylic) [33] จะได้ออกมาดังรูปที่ 45



รูปที่ 45 ชิ้นงานที่มีการทำตัวเรือนแบบเย็นเสร็จแล้ว

3.3.1.3 การปรับระนาบและการขัดหยาบ (grinding) โดยการนำชิ้นงานที่ทำตัวเรือนแล้วมาขัดด้วยเครื่องขัดอัตโนมัติ และใช้กระดาษทรายเบอร์ 600 800 1000 1200 1500 และ 2000 ตามลำดับ ขัดไปในทิศทางเดียวกันและเมื่อเปลี่ยนเป็นเบอร์ที่ละเอียดขึ้น ให้ขัดขวางแนวรอยขัดเดิมจนกระทั่งรอยเดิมหมดไป ทำไปเรื่อยๆจนครบ ดังรูปที่ 46



รูปที่ 46 การขัดหยาบชิ้นงานด้วยเครื่องขัดอัตโนมัติ [34]

3.3.1.4 การขัดละเอียด (polishing) โดยการนำชิ้นงานที่ขัดหยาบเสร็จแล้ว มาทำการขัดด้วยผงเพชรขนาด 9 ไมครอน แล้วนำไปขัดด้วยสารละลายคอลลอยด์ซิลิกา (colloidal silica) ที่ผสมกับไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (hydrogen peroxide) ประมาณ 10 เปอร์เซ็นต์ [33] ด้วยเครื่องขัดอัตโนมัติ

3.3.1.5 การกัดกรด (etching) โดยใช้สารละลายโครว (Kroll's reagent) [33, 35] และใช้เอทิลแอลกอฮอล์ (ethyl alcohol) ฉีดล้างสารละลายกรด จากนั้นเป่าหยดน้ำออกจากผิวชิ้นงานให้แห้ง

3.3.1.6 การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาค โดยการนำชิ้นงานที่มีการกัดกรดเสร็จแล้วไปส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง (optical microscope) และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope) ดังรูปที่ 47 รวมทั้งบันทึกภาพโครงสร้างจุลภาคเพื่อวิเคราะห์ต่อไป

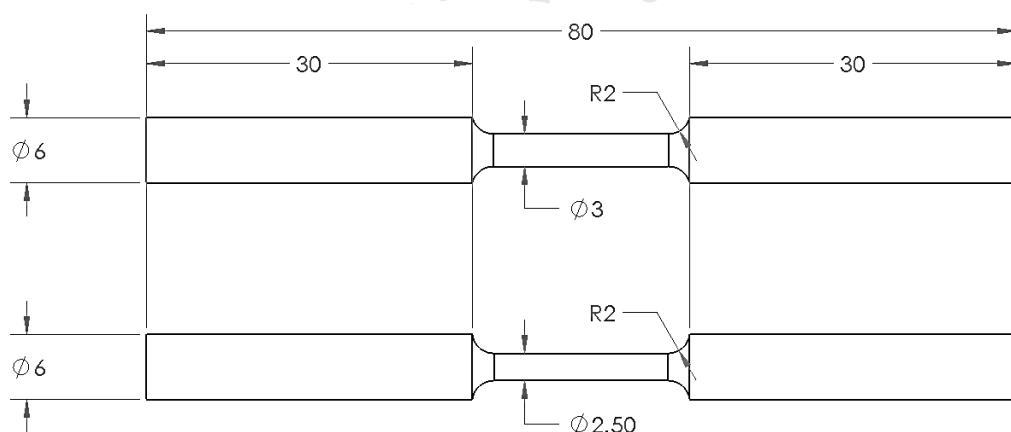


รูปที่ 47 การตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง (ซ้าย) [36] และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (ขวา) [37] ตามลำดับ

### 3.3.2 สมบัติทางกลของวัสดุ

การทดสอบชิ้นงานเพื่อวิเคราะห์สมบัติทางกลของวัสดุ มีขั้นตอนดังนี้

3.3.2.1 การกลึงชิ้นงาน (turning) โดยการนำชิ้นงานที่ได้มาจากกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ ประเภท selective laser melting ที่ผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ณ อุณหภูมิ 850 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง จำนวน 5 ชิ้นงานมาทำการกลึงบริเวณกลางชิ้นงานที่มีความยาว 20 มิลลิเมตร จากขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร เป็น 2.5 มิลลิเมตร เพื่อลดความขรุขระของผิวชิ้นงานช่วงบริเวณที่ทำการทดสอบแรงดึง ดังรูปที่ 48



รูปที่ 48 ขนาดชิ้นงานก่อนการกลึง (บน) และหลังการกลึง (ล่าง)

3.3.2.2 การทดสอบแรงดึง (uniaxial tensile test) [27] ที่สถาบันเหล็กและเหล็กกล้าแห่งประเทศไทย โดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงของบริษัท Shimadzu Scientific Instruments รุ่น AGS-X Series Universal Electromechanical Test Frames ดังรูปที่ 49



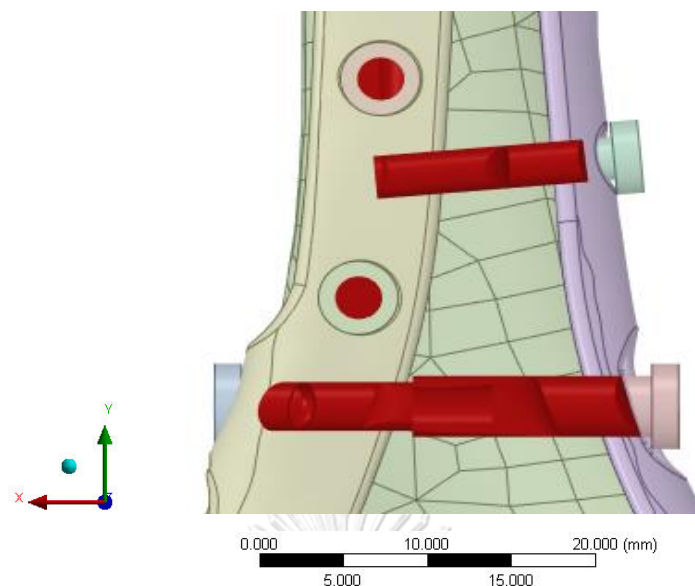
รูปที่ 49 เครื่องทดสอบแรงดึง [38]

### 3.4 การทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้ดำเนินการด้วยโปรแกรม Ansys [39-41] โดยมีรายละเอียดในแต่ละขั้นตอน ดังต่อไปนี้

#### 3.4.1 การตรวจสอบความทับซ้อนของชิ้นงานจำลอง

โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยวและแบบคู่ที่ประกอบเข้ากับกระดูกต้นแขนส่วนปลายและสกรู จากโปรแกรมออกแบบ 3 มิติ มีหลายชิ้นส่วนที่ประกอบกัน ซึ่งอาจมีชิ้นส่วนที่ทับซ้อนกันในบางตำแหน่ง และส่งผลต่อการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ทำให้ได้ผลการทดสอบที่คลาดเคลื่อน ดังนั้นจึงต้องมีการตรวจสอบและทำการลบบางตำแหน่งที่มีการทับซ้อน (interference) ระหว่างชิ้นส่วนที่อยู่ติดกัน เช่น สกรูที่ใส่เข้าไปในรูของโลหะตามกระดูกทับซ้อนกับเนื้อกระดูก ที่เป็นบริเวณสีแดง ดังรูปที่ 50 เพื่อให้ชิ้นงานมีความสมบูรณ์มากที่สุด



รูปที่ 50 การตรวจสอบความทับซ้อนของชิ้นงานจำลอง

#### 3.4.2 การกำหนดสมบัติของวัสดุ

ในแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ประกอบด้วยส่วนสำคัญ 3 ส่วน คือ กระดูก โลหะตามกระดูก และสกรู โดยได้กำหนดสมบัติของวัสดุ ดังนี้ ส่วนกระดูกประกอบด้วยกระดูกชั้นนอกและกระดูกชั้นใน [42, 43] โลหะตามกระดูกเป็นวัสดุโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V โดยสมบัติที่ใช้มาจากการทดสอบในหัวข้อ 3.3.2 และจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง [44-46] และสกรูที่ใช้เป็นวัสดุโลหะ stainless เกรด 316L โดยสมบัติของวัสดุแต่ละชนิด แสดงไว้ในตารางที่ 9

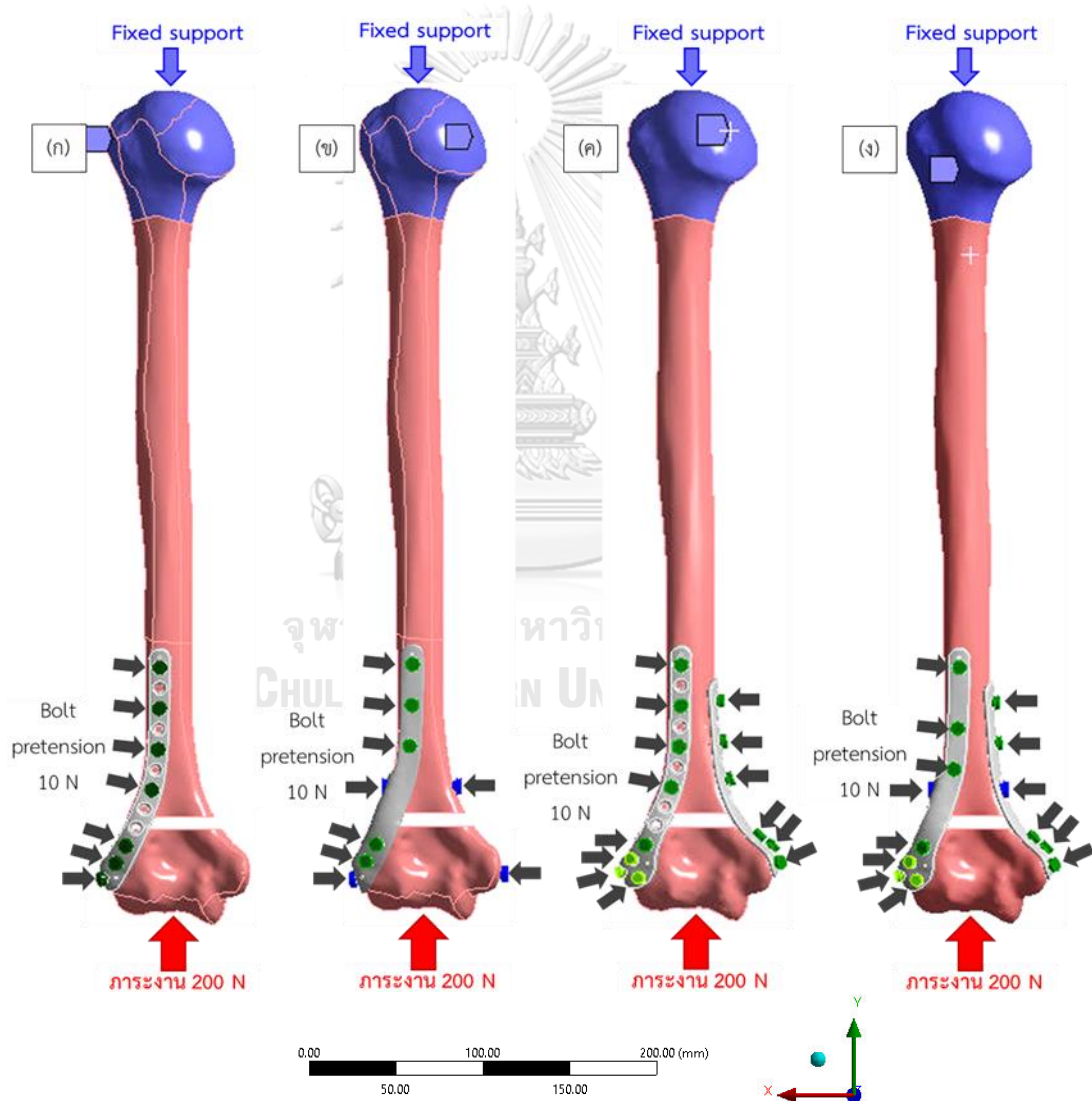
ตารางที่ 9 การกำหนดสมบัติของวัสดุที่ใช้ในแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์

สมบัติของวัสดุ	Cortical bone	Trabecular bone	Ti-6Al-4V	Stainless 316L
ความหนาแน่น ( $\text{kg/m}^3$ )	2000	550	4,430	8,000
มอดูลัสของยัง (GPa)	20	0.5	110	210
อัตราส่วนปัวซอง	0.34	0.12	0.34	0.3
ความต้านทานแรงดึงที่จุดคราก (MPa)	-	-	1,025	170
ความต้านทานแรงดึงสูงสุด (MPa)	-	-	1,150	480



### 3.4.3 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต

ในงานวิจัยนี้เป็นการจำลองสภาวะการใช้โลหะตามกระดูกและสกรูเพื่อยึดตรึงกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่แตก จึงได้มีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต ดังนี้ (1) แรงกระทำขนาด 200 นิวตัน ในทิศทางตามแนวแกนของกระดูก เพื่อจำลองน้ำหนักที่มากที่สุดที่ประมาณ 20 กิโลกรัม ที่อาจพบเจอได้จากกระดูกของร่างกาย (2) แรงกดขนาด 10 นิวตัน ที่หัวสกรู เพื่อจำลองการขันสกรู (bolt pretension) ให้สลักเกลียวเข้าไปอัดแน่นกับเนื้อของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย โดยได้กำหนดบริเวณที่ยึดไว้ให้อยู่กับที่คือ บริเวณกระดูกต้นแขนส่วนหัว (บริเวณสีฟ้า) เพื่อจำลองการยึดกับข้อต่อบริเวณหัวไหล่และไม่ถูกเคลื่อนไหว ดังแสดงในรูปที่ 51

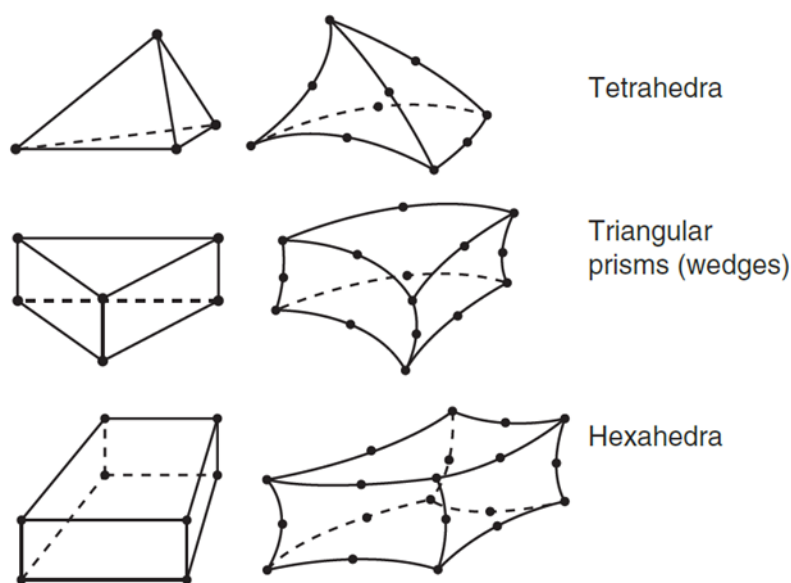


รูปที่ 51 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตและแรงกระทำในกรณีของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว (ก-ข) และแบบคู่ (ค-ง) โดย (ก, ค) แสดงรูปแบบโลหะตามกระดูกที่ได้มีการพัฒนาขึ้นใหม่ในงานวิจัยนี้และ (ข, ง) แสดงรูปแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า



### 3.4.4 การเลือกประเภทและลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์ในแบบจำลอง

การเลือกประเภทของเอลิเมนต์ในแบบจำลองเป็นเอลิเมนต์ของแข็ง (solid element) เนื่องจากชิ้นส่วนทั้งหมดในงานวิจัยนี้เป็นของแข็ง [47] จากนั้นจึงเลือกลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์แบบจำลองชิ้นงาน เช่น เอลิเมนต์รูปทรงหกหน้า (hexahedral elements), เอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้า (tetrahedra elements) และเอลิเมนต์รูปทรงสามเหลี่ยมปริซึม (triangular prisms elements) เป็นต้น ดังรูปที่ 52 ให้ใกล้เคียงกับแบบจำลองชิ้นงานที่ต้องการสร้าง

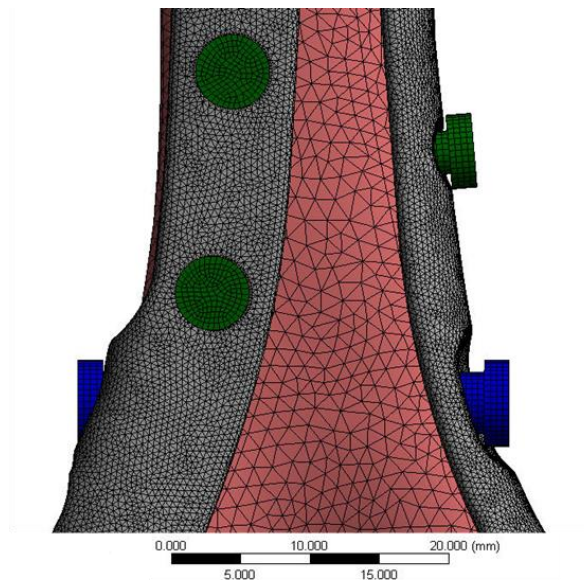


รูปที่ 52 ลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์ที่ใช้ในวิเคราะห์แบบจำลองชิ้นงาน [47]

โดยในงานวิจัยนี้ได้กำหนดลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์และขนาดเอลิเมนต์ในแต่ละชิ้นส่วนของทุกแบบจำลอง ดังตารางที่ 10 และปรากฏที่ชิ้นส่วนดังตัวอย่างในรูปที่ 53 เพื่อให้มีความละเอียดในการวิเคราะห์ความเสียหายจากพื้นผิวได้มากที่สุด โดยแบบจำลองในงานวิจัยนี้มีจำนวนเอลิเมนต์ตั้งแต่ประมาณ 800,000 ถึง 1,000,000 เอลิเมนต์

ตารางที่ 10 การกำหนดเอลิเมนต์ในแบบจำลองชิ้นงาน

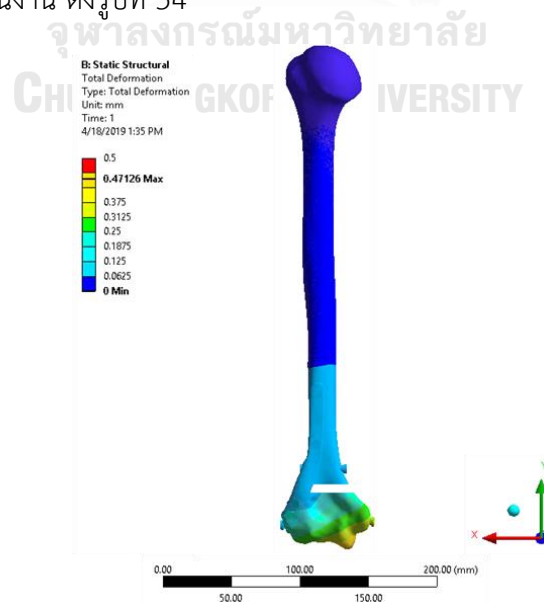
	ลักษณะรูปร่างของ เอลิเมนต์ [40]	ขนาดเอลิเมนต์ [48]	หมายเหตุ
1. กระจก	Tetrahedron	1.5 mm.	-
2. สกรู	Hexagonal	0.5 mm.	-
3. โลหะตามกระจก	Tetrahedron	0.5 mm.	รอบรูสกรู 0.25 mm.



รูปที่ 53 ขนาดและรูปร่างของเอลิเมนต์ในแบบจำลอง

#### 3.4.5 การวิเคราะห์ผลจากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการวิเคราะห์ผลจากแบบจำลองในด้านความแข็งแรงของโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายในรูปแบบต่างๆ โดยพิจารณาจากความเค้นแบบ von-mises ระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมด (total deformation) ของรอยแตกกระดูก และความแข็งแรงของชิ้นงาน (stiffness) โดยเมื่อชิ้นงานนั้นผ่านการวิเคราะห์แล้ว จะเห็นได้ว่า ชิ้นงานที่ทำการวิเคราะห์ผลสามารถแสดงในรูปแบบของแถบสี ซึ่งแต่ละสีจะบ่งบอกถึงระดับความรุนแรงหรือความเสียหายของวัสดุที่เกิดขึ้นภายในชิ้นงาน ดังรูปที่ 54



รูปที่ 54 ตัวอย่างผลการวิเคราะห์จากแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์

### 3.5 กระบวนการผลิตโลหะตามกระดูก

#### 3.5.1 การผลิตโลหะตามกระดูกด้วยเทคนิค Selective Laser Melting

เมื่อทำการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แล้ว พบว่าชิ้นงานไม่มีความเสี่ยงจนเกิดความเสียหายจากการรับแรงใน 3 ทิศทาง จึงนำข้อมูลนั้นมาทำการขึ้นรูปโลหะตามกระดูก ด้วยวิธีการขึ้นรูปแบบเพิ่มเนื้อวัสดุการพิมพ์แบบ 3 มิติ โดยใช้เทคโนโลยี Selective Laser Melting และใช้ผงโลหะ เป็นวัสดุโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ดังรูปที่ 55 และเมื่อเสร็จสิ้นการพิมพ์ขึ้นรูป จะได้ชิ้นงานดังรูปที่ 56



รูปที่ 55 การขึ้นรูปโลหะตามกระดูกด้วยเทคนิค Selective Laser Melting



รูปที่ 56 ชิ้นงานโลหะตามกระดูกที่ผ่านการขึ้นรูปด้วยเทคนิค Selective Laser Melting

#### 3.5.2 กรรมวิธีทางความร้อน

เมื่อทำการพิมพ์ขึ้นรูปโลหะตามกระดูกด้วยเทคนิค selective laser melting แล้ว จะพบว่าโลหะตามกระดูกมีความเค้นตกค้างสูง จึงต้องนำโลหะตามกระดูกมาผ่านกระบวนการทางความร้อนเพื่อลดความเค้นตกค้างภายในวัสดุ และได้โครงสร้างจุลภาคที่มีสมบัติทางกลที่เหมาะสม โดยใน

ขั้นตอนกรรมวิธีทางความร้อนนี้ จะทำการเพิ่มอุณหภูมิชิ้นงานไปถึง  $850^{\circ}\text{C}$  [32] ภายใต้บรรยากาศที่มีก๊าซอาร์กอน

### 3.5.3 การปรับผิวชิ้นงาน

เมื่อผ่านกระบวนการทางความร้อนแล้ว จะพบว่า ผิวของโลหะตามกระดูกจะยังคงมีความเรียบผิวที่ต่ำ ดังนั้นจึงต้องทำการขัดผิวโลหะด้วยเครื่องขัดผิวแบบ media tumbling เมื่อเสร็จสิ้นการขัดผิวแล้วจึงนำชิ้นงานที่ขัดผิวเสร็จแล้วออกมาทำความสะอาด และตรวจสอบความเรียบผิวของชิ้นงานโลหะ โดยชิ้นงานโลหะตามกระดูกที่ผ่านกระบวนการปรับผิวชิ้นงานแล้ว จะมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 57



รูปที่ 57 ชิ้นงานโลหะตามกระดูกที่ผ่านกระบวนการปรับผิวชิ้นงานแล้ว

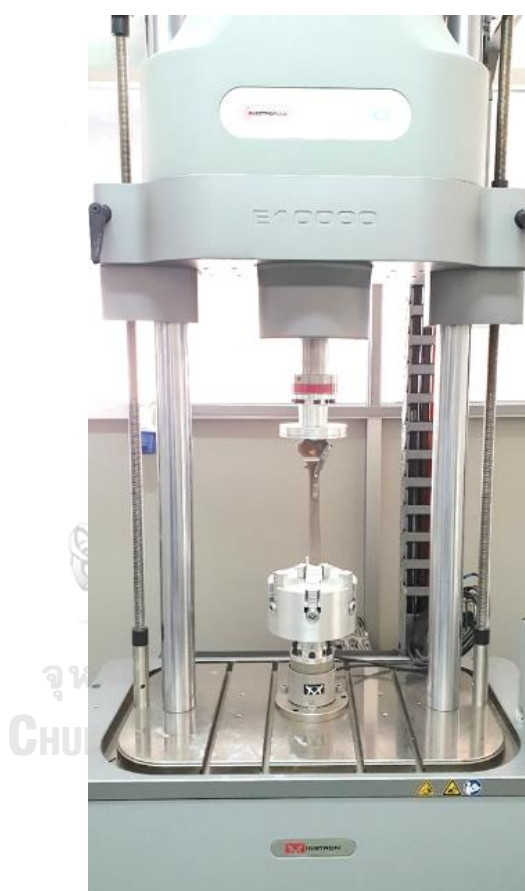
### 3.6 การทดสอบด้วยวิธีทางชีวกลศาสตร์

เมื่อได้ชิ้นงานโลหะตามกระดูกจากกระบวนการผลิตแล้ว จึงนำโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบมาประกอบเข้ากับกระดูกสังเคราะห์ที่มีการกำหนดรูปแบบการแตกตามที่ออกแบบไว้ ซึ่งกระดูกสังเคราะห์นี้ผลิตมาจากวัสดุผสมโพลีเมอร์ ที่มีสมบัติทางกลใกล้เคียงกับกระดูกต้นแขน ซึ่งเป็นของบริษัท SAWBONE ณ ประเทศสหรัฐอเมริกา กระดูกมีขนาดความยาว 365 มิลลิเมตร เส้นผ่านศูนย์กลางของก้านกระดูกเท่ากับ 23 มิลลิเมตร และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของหัวกระดูกเท่ากับ 64 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 58 และยึดด้วยสกรูที่มีขนาดตามที่ออกแบบไว้ เมื่อประกอบชิ้นส่วนทั้งหมดเสร็จแล้ว จึงนำชิ้นงานนั้นมาทำการทดสอบด้วยเครื่องทดสอบทางชีวกลศาสตร์รุ่น ElectroPuls ของบริษัท Instron [48, 49] ดังรูปที่ 59 โดยการทดสอบด้วยวิธีทางชีวกลศาสตร์ในงานวิจัยนี้ จะต้องมีอุปกรณ์ที่จะต้องประกอบเพิ่มเติมเข้าไปในเครื่องทดสอบ เพื่อให้สามารถทำการวัดและจำลองสถานการณ์จริงที่จะนำโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบไปใช้ เช่น โหลดเซลล์ (load cells) ดังรูปที่ 60

ตัวจับชิ้นงานกระดูกส่วนต้น (proximal-end jig) ดังรูปที่ 61 และตัวจับชิ้นงานกระดูกส่วนปลาย (distal-end jig) ที่มีการออกแบบให้เหมาะสมกับชิ้นงาน ดังรูปที่ 62



รูปที่ 58 กระดูกสังเคราะห์ที่ผลิตจากวัสดุผสมโพลีเมอร์ ของบริษัท SAWBONE



รูปที่ 59 เครื่องทดสอบชีวกลศาสตร์รุ่น ElectroPuls



รูปที่ 60 โหลดเซลล์ (load cells) ของเครื่องทดสอบชีวกลศาสตร์



รูปที่ 61 ตัวจับชิ้นงานกระดูกส่วนหัว (proximal-end jig)



รูปที่ 62 ตัวจับชิ้นงานกระดูกส่วนปลาย (distal-end jig)

เมื่อเตรียมเครื่องทดสอบที่ใส่ชิ้นงานเข้าไปเรียบร้อยแล้ว จึงเริ่มทำการทดสอบ โดยในงานวิจัยนี้จะใช้วิธีการทดสอบทางชีวกลศาสตร์โดยอ้างอิงเงื่อนไขการทดสอบจากงานวิจัยที่ผ่านมา ซึ่งการทดสอบประสิทธิภาพในการยึดตรึงกระดูกต้นแขนส่วนปลายที่แตกด้วยโลหะตามกระดูก จะสามารถแบ่งการทดสอบออกมาได้ 3 ด้าน คือ การทดสอบด้านความแข็งแรง (stiffness) การทดสอบด้านความล้า (fatigue) และการทดสอบด้านแรงบิด (torsion) แต่ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบเฉพาะด้านความแข็งแรงในทิศทางตามแนวแกน [15, 49] เท่านั้น เพื่อให้สามารถแสดงถึงประสิทธิภาพของโลหะตามกระดูกในการยึดตรึงและการรับแรงที่มากที่สุดที่มากกระทำ

โดยการทดสอบความแข็งแรงในทิศทางตามแนวแกน จะมีการตั้งค่าเงื่อนไขในการทดสอบคือ การใช้แรงอัด (compressive loading) ด้วยอัตราการเคลื่อนที่ 1 มิลลิเมตรต่อวินาที โดย



จะมีการทดสอบ 3 ครั้งต่อรูปแบบของโลหะตามกระดุก 1 ประเภท โดยการทดสอบจะเป็นดังตัวอย่าง  
ในรูปที่ 63 โดยในแต่ละการทดสอบจะทำการบันทึกข้อมูลของแรง และระยะการเคลื่อนที่ เพื่อนำไป  
วิเคราะห์ผลความแข็งแรงต่อไป



รูปที่ 63 การทดสอบทางชีวกลศาสตร์ของโลหะตามกระดุกต้นแขนส่วนปลาย เมื่อทดสอบความ  
แข็งแรงในทิศทางตามแนวแกน













## บทที่ 4

### ผลการทดลองและอภิปรายผล

จากการทดลองตามขั้นตอนการวิจัยเพื่อพัฒนาโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลาย จะ  
ได้ผลการทดลองดังนี้

#### 4.1 ผลการออกแบบโลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายตามสรีระกระดูก

การออกแบบโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีหลักการของการเพิ่ม  
พื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูกด้าน lateral การกำหนดรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น  
(minimal screw holes) และการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial ของกระดูก  
เพื่อเพิ่มความแข็งแรงของโลหะตามกระดูก และเพื่อให้สามารถเปรียบเทียบกับที่มีการผลิตเชิง  
การค้าในปัจจุบันได้ จึงทำการออกแบบโลหะตามกระดูกทั้งแบบเดี่ยวและแบบคู่ที่มีการออกแบบให้  
คล้ายกับแบบเชิงการค้าด้วย ดังนั้น ในการศึกษาจะทำการเปรียบเทียบทั้งหมด 4 แบบ ดังรูปที่ 64

	โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยว		โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบคู่	
	การออกแบบให้คล้าย กับแบบเชิงการค้า	การพัฒนาขึ้นใหม่	การออกแบบให้คล้าย กับแบบเชิงการค้า	การพัฒนาขึ้นใหม่
ด้าน Posterior				
ด้าน Lateral				
ด้าน Medial				

รูปที่ 64 โลหะตามกระดูกต้นแขนส่วนปลายแบบเดี่ยวและแบบคู่ทั้ง 4 แบบที่ใช้ในการวิจัย

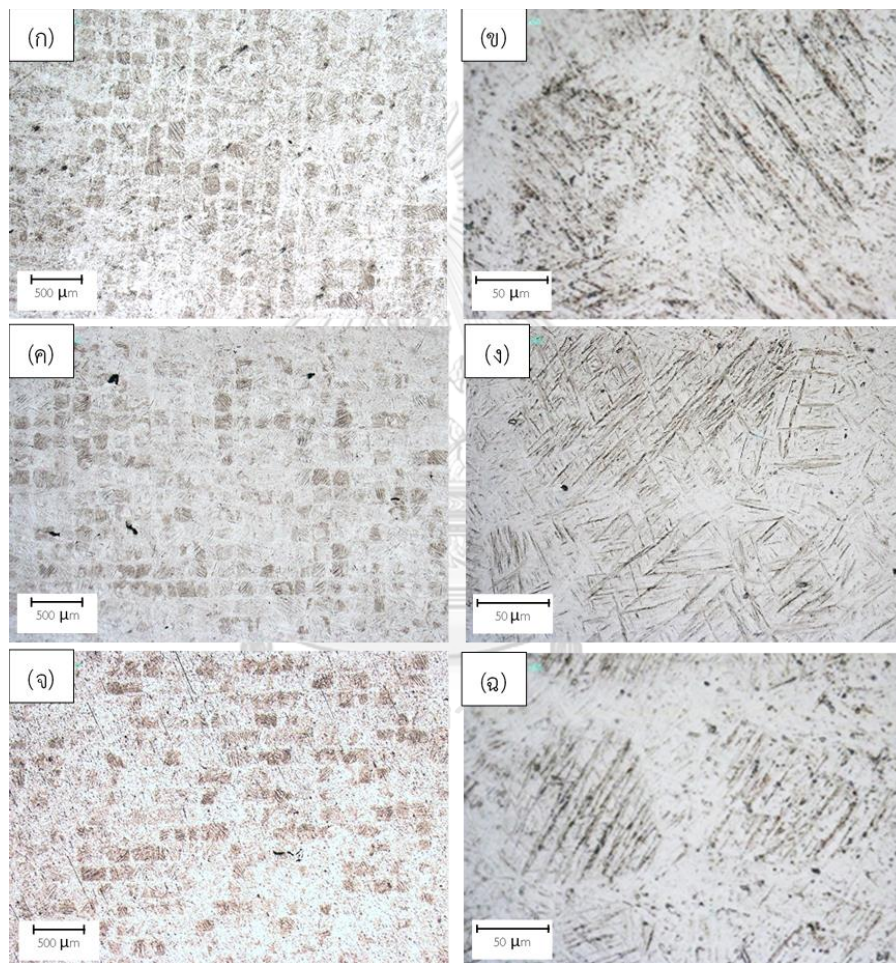


## 4.2 ผลจากการตรวจสอบโครงสร้างจุลภาคและสมบัติเชิงกลของวัสดุ

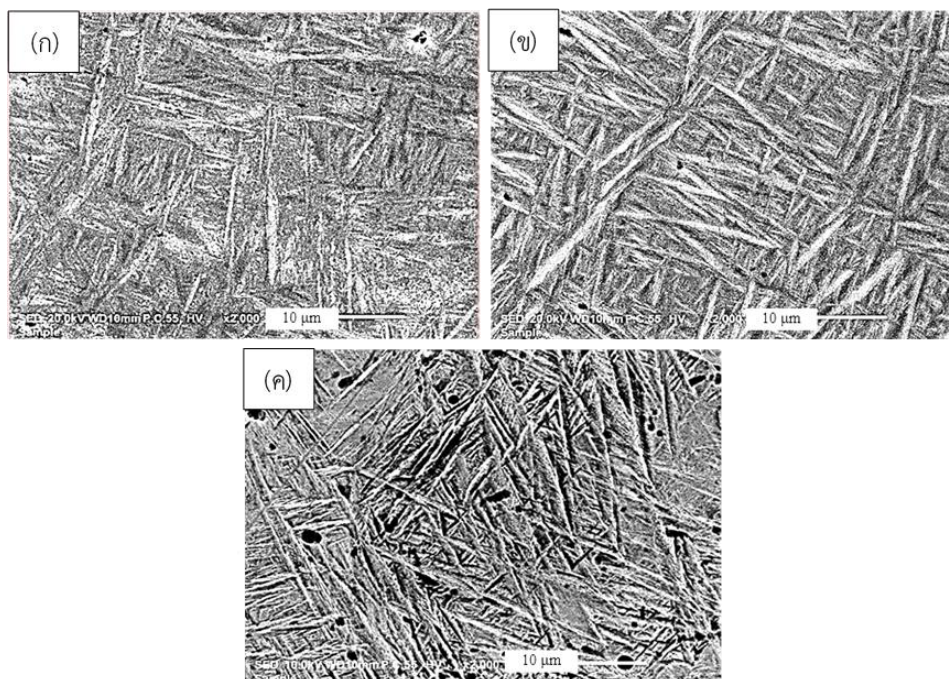
### 4.2.1 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงาน

#### 4.2.1.1 ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน

จากการนำชิ้นงานที่ผลิตโดยกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ มาถ่ายภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง โดยใช้กำลังขยายต่ำและกำลังขยายสูง จะได้ดังรูปที่ 65 และถ่ายภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด จะได้ดังรูปที่ 66



รูปที่ 65 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน จากการถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง โดยภาพที่ (ก) และ (ข) เป็นภาพจากส่วนล่างของชิ้นงานที่อยู่ใกล้กับฐานในการพิมพ์ 3 มิติ ภาพที่ (ค) และ (ง) เป็นภาพจากส่วนกลางของชิ้นงาน ภาพที่ (จ) และ (ฉ) เป็นภาพจากส่วนบนของชิ้นงาน ทั้งนี้ภาพที่ (ก) (ค) และ (จ) เป็นภาพจากการถ่ายที่กำลังขยายต่ำ จะพบลักษณะโครงสร้างจุลภาคแบบ chessboard หรือตารางสี่เหลี่ยมจัตุรัส และภาพที่ (ข) (ด) และ (ฉ) เป็นภาพจากการถ่ายที่กำลังขยายสูง ซึ่งจะพบโครงสร้างมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็มอย่างทั่วถึง



รูปที่ 66 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน จากการถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด โดยภาพ (ก) เป็นภาพจากส่วนล่างของชิ้นงานที่อยู่ใกล้กับฐานในการพิมพ์ 3 มิติ ภาพ (ข) เป็นภาพจากส่วนกลางของชิ้นงาน และภาพ (ค) เป็นภาพจากส่วนบนของชิ้นงาน โดยทั้ง 3 บริเวณจะพบเฟสมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็มอย่างทั่วถึง

เมื่อทำการพิจารณาโครงสร้างจุลภาคของโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง ดังแสดงในรูปที่ 65 จะพบว่า ภาพถ่ายที่กำลังขยายต่ำจะพบโครงสร้างจุลภาคลักษณะ chessboard หรือตารางสี่เหลี่ยม เนื่องจากการกำหนดรูปแบบการพิมพ์ 3 มิติ ที่มีการหมุน 90 องศา ระหว่างชั้นตามทิศทางในการพิมพ์แบบ 3 มิติ เมื่อทำการวัดขนาดแต่ละช่องสี่เหลี่ยมมีความกว้างประมาณ 180  $\mu\text{m}$  และมีความยาวประมาณ 205  $\mu\text{m}$  โดยมีจำนวนเท่ากันทั้งสามภาพ ซึ่งสอดคล้องกับขนาดของ hatch space ที่มีค่าประมาณ 100  $\mu\text{m}$  ในงานวิจัยนี้ เมื่อพิจารณาเทียบกับงานวิจัยของ B. Vrancken *et al.* [32] จะพบโครงสร้างจุลภาคลักษณะเป็น chessboard ที่สี่เหลี่ยมจัตุรัส เช่นเดียวกับงานวิจัยนี้ แต่ช่องสี่เหลี่ยมจัตุรัสแต่ละช่องจะมีความกว้างประมาณ 60  $\mu\text{m}$  ซึ่งมีขนาดเล็กกว่างานของผู้วิจัย

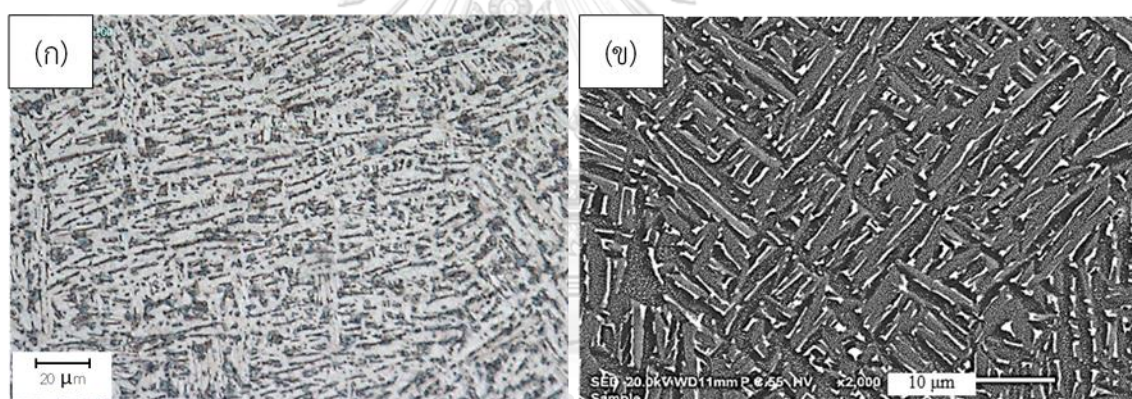
ในส่วนภาพถ่ายโครงสร้างจุลภาคที่กำลังขยายสูง จะพบโครงสร้างมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็มอย่างทั่วถึง เช่นเดียวกับภาพจากการถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ที่ถ่าย



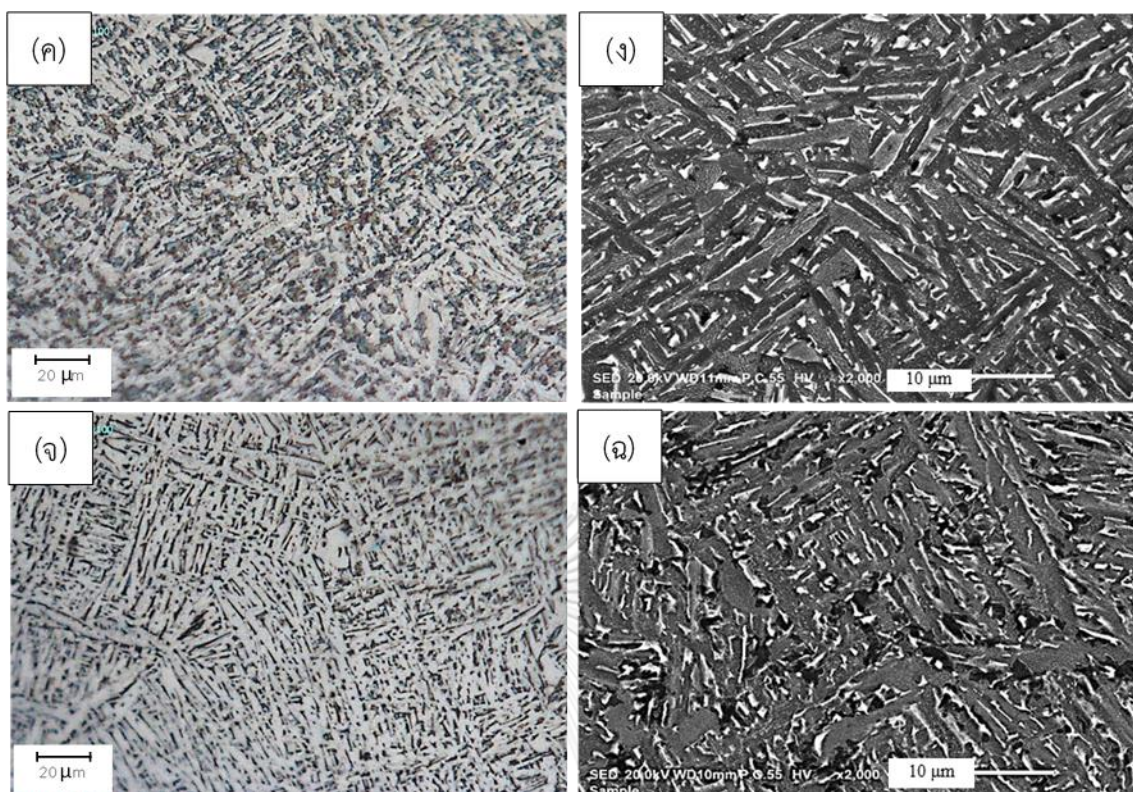
ด้วยอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณอิเล็กตรอนทุติยภูมิ (secondary electron detector, SED) ดังรูปที่ 66 ที่จะพบโครงสร้างมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็มกระจายอยู่อย่างทั่วถึง ดังนั้น จึงสามารถกล่าวได้ว่า ชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting ก่อนผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร มีความสูง 85 มิลลิเมตร จะมีโครงสร้างมาร์เทนไซต์ลักษณะรูปเข็มอย่างทั่วถึงทั้งชิ้นงาน

#### 4.2.1.2 หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อน

จากการนำชิ้นงานที่ผลิตโดยกรรมวิธีการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุและนำไปผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่อุณหภูมิ 850 องศาเซลเซียส ใช้เวลาประมาณ 2 ชั่วโมง และปล่อยให้เย็นตัวในเตา เมื่อนำมาถ่ายภาพโครงสร้างจุลภาคด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด จะได้ดังรูปที่ 67 โดยจะสังเกตเห็นถึงโครงสร้างจุลภาคที่มีทั้งเฟสแอลฟาไทเทเนียมและเฟสเบต้าไทเทเนียมทั่วถึงทั้งชิ้นงาน



รูปที่ 67 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อน โดยภาพ (ก) และ (ข) เป็นภาพจากส่วนล่างชิ้นงานที่อยู่ใกล้กับฐานในการพิมพ์ 3 มิติ ภาพ (ค) และ (ง) เป็นภาพจากส่วนกลางของชิ้นงาน ภาพ (จ) และ (ฉ) เป็นภาพจากส่วนบนของชิ้นงาน ทั้งนี้ภาพ (ก) (ค) และ (จ) เป็นภาพจากการถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง และภาพ (ข) (ง) และ (ฉ) เป็นภาพจากการถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ซึ่งจากภาพจะพบเฟสแอลฟาไทเทเนียม (สีเทา) และเฟสเบต้าไทเทเนียม (สีดำ)



รูปที่ 67 โครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อน โดยภาพ (ก) และ (ข) เป็นภาพจาก ส่วนล่างชิ้นงานที่อยู่ใกล้กับฐานในการพิมพ์ 3 มิติ ภาพ (ค) และ (ง) เป็นภาพจากส่วนกลางของ ชิ้นงาน ภาพ (จ) และ (ฉ) เป็นภาพจากส่วนบนของชิ้นงาน ทั้งนี้ภาพ (ก) (ค) และ (จ) เป็นภาพจาก การถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง และภาพ (ข) (ง) และ (ฉ) เป็นภาพจากการถ่ายด้วยกล้อง จุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ซึ่งจากภาพจะพบเฟสแอลฟาไทเทเนียม (สีเทา) และเฟสเบต้า ไทเทเนียม (สีดำ) (ต่อ)

จากรูปที่ 67 เป็นภาพของชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วย เทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่อุณหภูมิ 850 องศาเซลเซียส ซึ่งต่ำกว่าอุณหภูมิของ  $\beta$  transus และปล่อยให้เย็นตัวในเตา ด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง ซึ่งจะ พบเฟสแอลฟาลักษณะรูปเข็มและเฟสเบต้า เช่นเดียวกับภาพ (ข) (ง) และ (ฉ) เป็นภาพจากการถ่าย ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ด้วยอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณอิเล็กตรอนทุติยภูมิ (secondary electron detector, SED) จะพบเฟสแอลฟาลักษณะรูปเข็ม (สีเทา) และเฟสเบต้า (สี ดำ) ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ B. Vrancken *et al.* [32] เป็นโครงสร้างจุลภาคของชิ้นงานโลหะ ไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธี

ทางความร้อนที่อุณหภูมิ 843 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมงและปล่อยให้เย็นตัวในเตา ดังนั้น จึงสามารถกล่าวได้ว่า ชิ้นงานโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร มีความสูง 85 มิลลิเมตร จะมีเฟสแอลฟาลักษณะรูเข็มและเฟสเบต้าอย่างทั่วถึง จึงทำให้วัสดุมีความเหนียวเพิ่มขึ้นและมีความแข็งแรงสูง

#### 4.2.2 สมบัติทางกลของวัสดุ

จากการทดสอบแรงดึงในทิศทางเดียวด้วยเครื่อง universal testing machine ตามมาตรฐาน ASTM E8 ได้ผลการทดสอบสมบัติของวัสดุโลหะไทเทเนียมผสมเกรด Ti-6Al-4V ที่ผลิตด้วยกรรมวิธี selective laser melting และผ่านกรรมวิธีทางความร้อน ดังตารางที่ 11

ตารางที่ 11 ผลการทดสอบสมบัติทางกลของวัสดุที่ผลิตด้วยเทคโนโลยี selective laser melting หลังผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่อุณหภูมิ 850 °C และปล่อยให้เย็นตัวในเตา

สมบัติทางกล	ผลการทดสอบ
ความต้านทานแรงดึง ณ จุดคราก (MPa)	1,025 ± 5.0
ความต้านทานแรงดึงสูงสุด (MPa)	1,150 ± 2.0
ความยืด ณ จุดขาด (%)	5.3 ± 0.1

#### 4.3 ผลจากการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

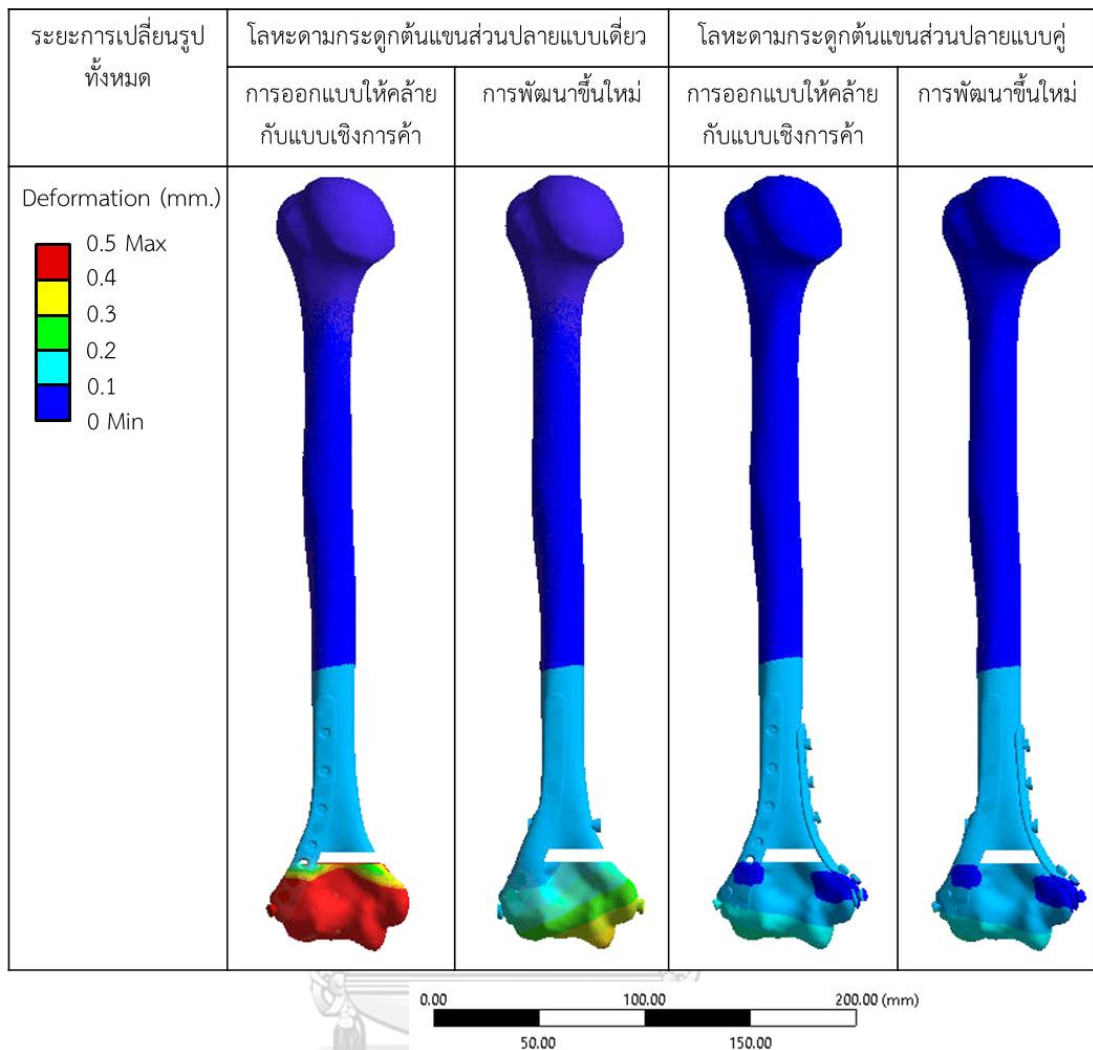
งานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบด้วยโปรแกรม ANSYS ในทิศทางตามแนวแกนของกระดูก (แกน y) ของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและแบบคู่ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า และที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ โดยมีผลการทดสอบดังนี้

##### 4.3.1 ผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูป (deformation)

ในงานวิจัยนี้ พิจารณาผลของระยะการเปลี่ยนรูปของกระดูกแตกที่ถูกยึดตรึงด้วยโลหะตามกระดูก ใน 2 ส่วนคือ

##### 4.3.1.1 ผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมด (total deformation)





รูปที่ 68 ผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมด (total deformation) ของกระดูกแตกที่ถูกยึดตรึงด้วยโลหะตามกระดูก

จากผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมด ดังรูปที่ 68 จะเห็นว่าโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า มีสีแดงมากที่สุด โดยกระดูกต้นแขนส่วนปลายจะมีระยะการเปลี่ยนรูปตั้งแต่ 0.3 มิลลิเมตรขึ้นไป ซึ่งแสดงถึง มีระยะการเปลี่ยนรูปมากที่สุด เนื่องจากโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าจะมีการยึดตรึงกระดูกแตกด้วยโลหะตามกระดูกด้าน lateral เพียงด้านเดียว รวมถึงมีรูสกรูที่ไม่ได้ใช้งานมากเกินไป ดังนั้น เมื่อรับแรงกระทำในแนวตรงมากขึ้น จะทำให้กระดูกแตกที่ถูกยึดตรึงด้วยโลหะตามกระดูกมีการดัดเอียงไปด้าน anterior และด้าน medial ของกระดูก ทั้งนี้ตำแหน่งรูสกรูที่ว่างในช่วงบริเวณรอยแตกของกระดูกก็เป็นจุดเริ่มต้นในการเสียรูปและนำไปสู่ความเสียหาย และเมื่อนำมาเปรียบเทียบกับโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาชิ้นใหม่ จะพบว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการ

ออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า มีระยะการเปลี่ยนรูปมากกว่าโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ เพราะมีรูสกรูเฉพาะในตำแหน่งที่ใช้งาน และการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial ของกระดูก ส่วนโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีสีน้ำเงินมากที่สุด ซึ่งแสดงถึง มีระยะการเปลี่ยนรูปน้อยที่สุด หรือน้อยกว่า 0.2 มิลลิเมตร เนื่องจากโลหะตามกระดูกแบบคู่ มีโลหะตามกระดูกสองชิ้นคือ โลหะตามกระดูกด้าน lateral และโลหะตามกระดูกด้าน medial ทั้งยังมีการออกแบบให้มีรูสกรูเฉพาะตำแหน่งที่ใช้งานเท่านั้น รวมถึงมีพื้นที่โอบล้อมด้านหลังเพื่อใส่สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial ของกระดูกและโลหะตามกระดูกทั้งสองชิ้นไม่ให้แยกออกจากกัน โดยเมื่อเปรียบเทียบกับโลหะตามกระดูกแบบคู่ ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า จะพบว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า มีระยะการเปลี่ยนรูปมากกว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ เนื่องจากมีรูสกรูที่ไม่ได้ใช้งานมากเกินไป

#### 4.3.1.2 ผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปตามทิศทางแนวแกนของกระดูก (Y-directional deformation)

จากการวัดตามตำแหน่งของจุดใน 4 ด้าน คือ ด้าน anterior ด้าน posterior ด้าน lateral และด้าน medial ดังตารางที่ 12

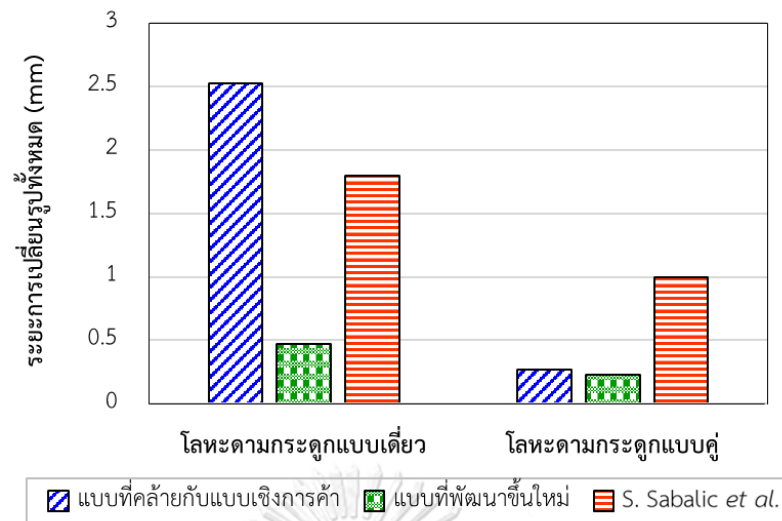
ตารางที่ 12 ผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปตามทิศทางแนวแกนของกระดูกใน 4 ด้าน

	$Y_{red}-Y_{blue} = \Delta Y$ ระยะการเปลี่ยนรูปตามทิศทางแนวแกนของกระดูก (mm)			
	ด้าน anterior	ด้าน posterior	ด้าน lateral	ด้าน medial
โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า	1.04	0.44	0.16	0.57
โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่	0.18	0.12	0.01	0.20
โลหะตามกระดูกแบบคู่ ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า	0.10	0.03	0.03	0.00
โลหะตามกระดูกแบบคู่ ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่	0.08	0.02	0.02	0.00

จากตารางที่ 12 เป็นการแสดงค่าระยะการเปลี่ยนรูปของช่องว่างระหว่างกระดูก โดยการนำตำแหน่งจุดสีแดงลบด้วยตำแหน่งจุดสีน้ำเงิน จะได้ระยะการเปลี่ยนรูปของช่องว่างระหว่างกระดูกที่ลดลงจากเดิม ซึ่งโลหะตามกระดูกแบบเดียวที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า จะมีระยะช่องว่างที่ลดลงจากการวัดมากที่สุดในทุกด้าน (แข็งแรงน้อยที่สุด) ส่วนโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จะมีระยะช่องว่างที่ลดลงจากการวัดน้อยที่สุดในสามด้าน คือ ด้าน anterior ด้าน posterior และด้าน medial สำหรับในด้าน lateral จะสามารถเห็นได้ว่า โลหะตามกระดูกแบบเดียวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีระยะการเปลี่ยนรูปน้อยที่สุดในโลหะตามกระดูกทั้ง 4 แบบ เนื่องจากมีการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูกด้าน lateral ที่มีความยาวลงมาจนปิดช่วงบริเวณรอยแตก ซึ่งพื้นที่โอบล้อมนี้มากกว่าในโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่

ดังนั้น เมื่อนำผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมดของกระดูกแตกที่ถูกยึดตรึงด้วยโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ และจากงานวิจัยของ S. Sabalic et al. [8] มาเปรียบเทียบกับรูปที่ 69 จะได้ว่า โลหะตามกระดูกแบบเดียวในแต่ละแบบมีระยะการเปลี่ยนรูปมากกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ในแต่ละแบบ เนื่องจากโลหะตามกระดูกแบบคู่มีการใช้โลหะตามกระดูกสองด้านคือ ด้าน lateral และด้าน medial แต่ในโลหะตามกระดูกแบบเดียวมีการใช้โลหะตามกระดูกเฉพาะด้าน lateral และเมื่อเปรียบเทียบในแต่ละแบบ จะพบว่า โลหะตามกระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีระยะการเปลี่ยนรูปน้อยกว่า ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าและจากงานวิจัยของ S. Sabalic et al. [8] เนื่องจากโลหะตามกระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ได้มีการออกแบบรูปร่างเฉพาะในตำแหน่งที่ใช้งาน และการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูก รวมถึงการใช้สกรูยึดระหว่างด้าน medial และด้าน lateral ดังนั้น โลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จะมีระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมดน้อยที่สุด ส่วนโลหะตามกระดูกแบบเดียวที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า จะมีระยะการเปลี่ยนรูปทั้งหมดมากที่สุด

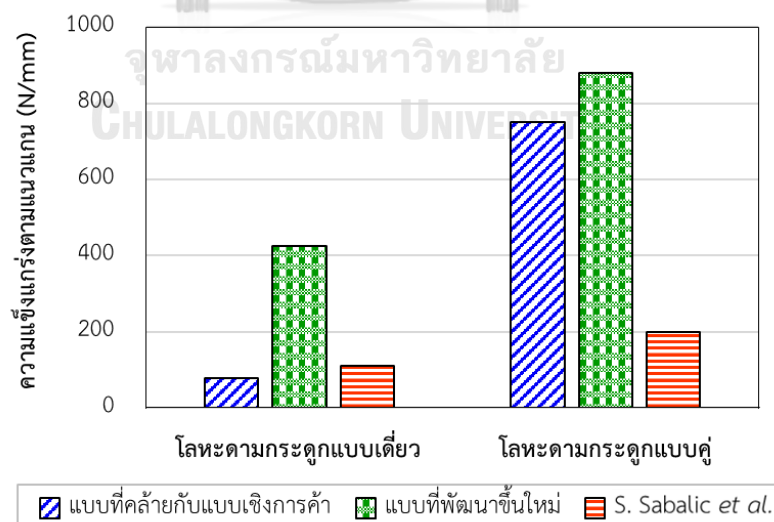




รูปที่ 69 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปร่างทั้งหมดของกระดุกแตกที่ถูกยึดตรึงด้วยโลหะตามกระดุกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ และจากงานวิจัยของ S. Sabalic et al. [8]

#### 4.3.2 ผลการทดสอบความแข็งแรงตามแนวแกน (axial stiffness)

เมื่อนำผลการทดสอบในด้านระยะการเปลี่ยนรูปมาคำนวณกับแรงกด จะทำให้ได้ผลออกมาเป็นความแข็งแรงตามแนวแกน โดยนำผลการทดสอบที่ได้มาเปรียบเทียบกับผลการทดสอบจากงานวิจัยของ S. Sabalic et al. [8] ดังกราฟในรูปที่ 70

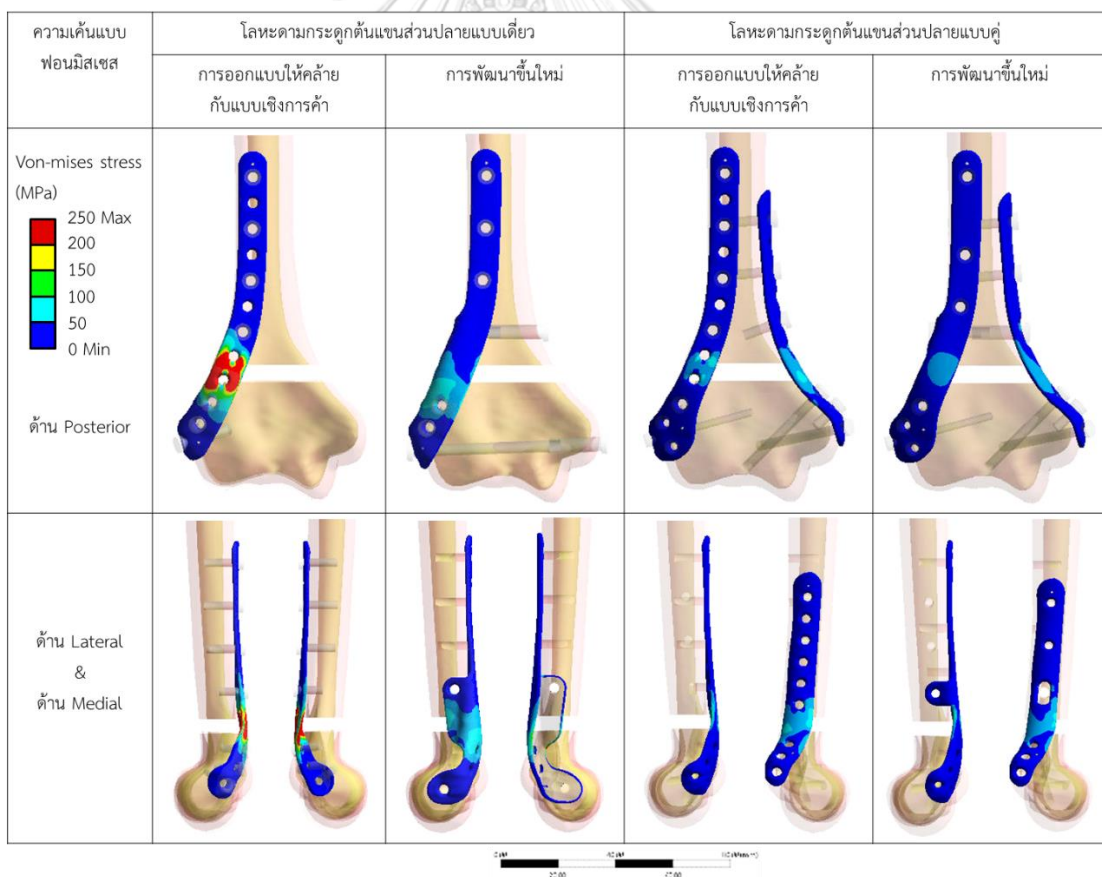


รูปที่ 70 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความแข็งแรงตามแนวแกนของกระดุกแตกที่ถูกยึดตรึงด้วยโลหะตามกระดุกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ และจากงานวิจัยของ S. Sabalic et al. [8]

จากการเปรียบเทียบพบว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวในแต่ละแบบมีความแข็งแรงตามแนวแกนน้อยกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ในแต่ละแบบ และเมื่อเปรียบเทียบในแต่ละแบบ จะพบว่า โลหะตามกระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนมากกว่าโลหะตามกระดูกที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าและจากงานวิจัยของ S. Sabalic *et al.* [8] ดังนั้น โลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จะมีความแข็งแรงตามแนวแกนมากที่สุด ส่วนโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า จะมีความแข็งแรงตามแนวแกนน้อยที่สุด

#### 4.3.3 ผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises

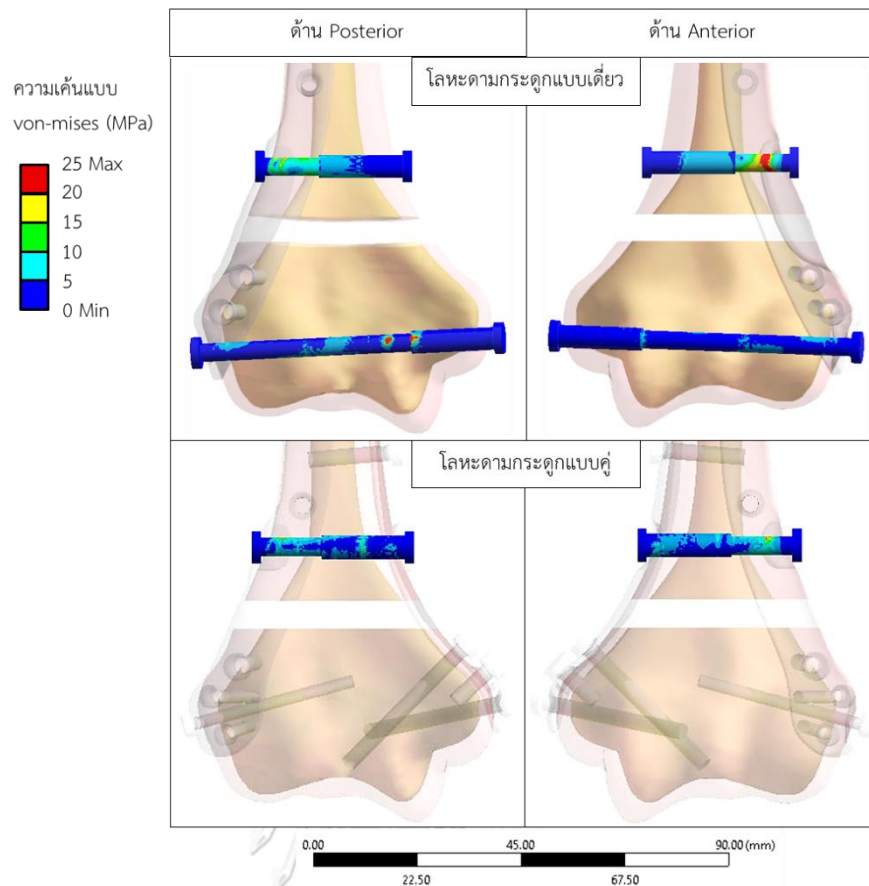
ในงานวิจัยนี้พิจารณาผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ที่เกิดขึ้นในโลหะตามกระดูก ดังรูปที่ 71 และผลการทดสอบความเค้นแบบฟอนมิสเสสที่เกิดขึ้นในสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial เพื่อยึดตรึงกระดูกแตก ดังรูปที่ 72



รูปที่ 71 ผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า และที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่

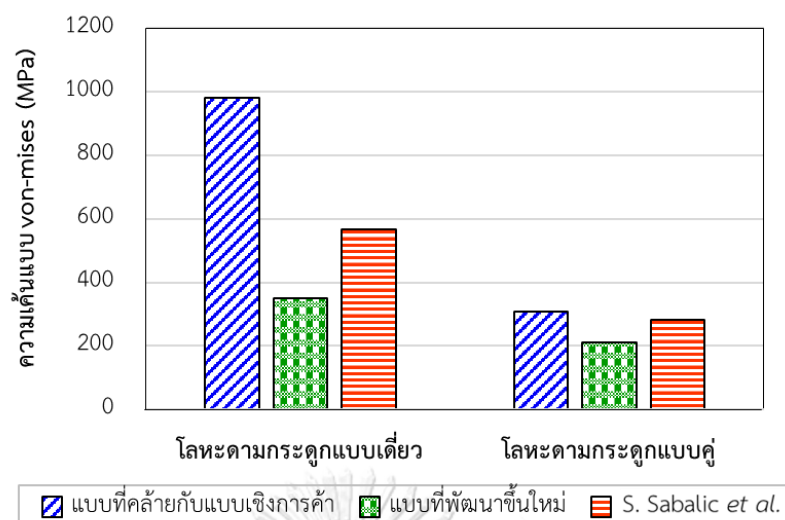
เมื่อพิจารณาความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกทั้ง 4 แบบ พบว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า มีความเค้นแบบ von-mises มากที่สุด ซึ่งมีค่าสูงกว่า 250 MPa โดยมีการกระจายตัวของความเค้นที่สูงในบริเวณโดยรอบรูสกรูที่ไม่ได้ใช้งานของโลหะตามกระดูกในช่วงบริเวณรอยแตกของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย และเมื่อเทียบกับโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ ซึ่งมีค่าความเค้นแบบ von-mises ในช่วง 0-100 MPa จะพบว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความเค้นแบบ von-mises โดยเฉลี่ยน้อยกว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า เนื่องจากการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูก และการเจาะรูสกรูเฉพาะในตำแหน่งที่ใช้งาน ส่วนโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความเค้นแบบ von-mises น้อยที่สุด ซึ่งต่ำกว่า 75 MPa เนื่องจากมีการเพิ่มโลหะตามกระดูกแบบ medial ยึดตรึงกับด้าน medial ของกระดูกแตกและมีการออกแบบรูสกรูในตำแหน่งที่ใช้งานเท่านั้น รวมถึงมีการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูกและการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial ของกระดูก เมื่อเทียบกับโลหะตามกระดูกแบบคู่ ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ซึ่งมีค่าความเค้นแบบ von-mises ในช่วง 0-100 MPa จะพบว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความเค้นแบบ von-mises น้อยกว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่ ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ดังนั้น สามารถกล่าวได้ว่า โลหะตามกระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จะมีโอกาสเกิดความเสียหายได้ยากกว่าโลหะตามกระดูกที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและแบบคู่ จะพบว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่มีความเค้นแบบ von-mises น้อยกว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว เนื่องจากการเพิ่มโลหะตามกระดูกแบบ medial ที่ยึดตรึงกับด้าน medial ของกระดูก

นอกจากนั้น เมื่อพิจารณาถึงความเค้นที่เกิดขึ้นในการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial จะสามารถเห็นได้ว่า ในโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial จะมีการรับความเค้นสูงสุด ที่ด้านฝั่ง posterior-lateral ที่มีการใช้โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ต้านทานการเปลี่ยนรูปของกระดูก แต่ในโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial จะรับความเค้นแบบกระจายจากโลหะตามกระดูกทั้งฝั่ง posterior-lateral และฝั่ง medial จึงเกิดการกระจายความเค้นที่สม่ำเสมอและมีค่าน้อยกว่าในกรณีของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว



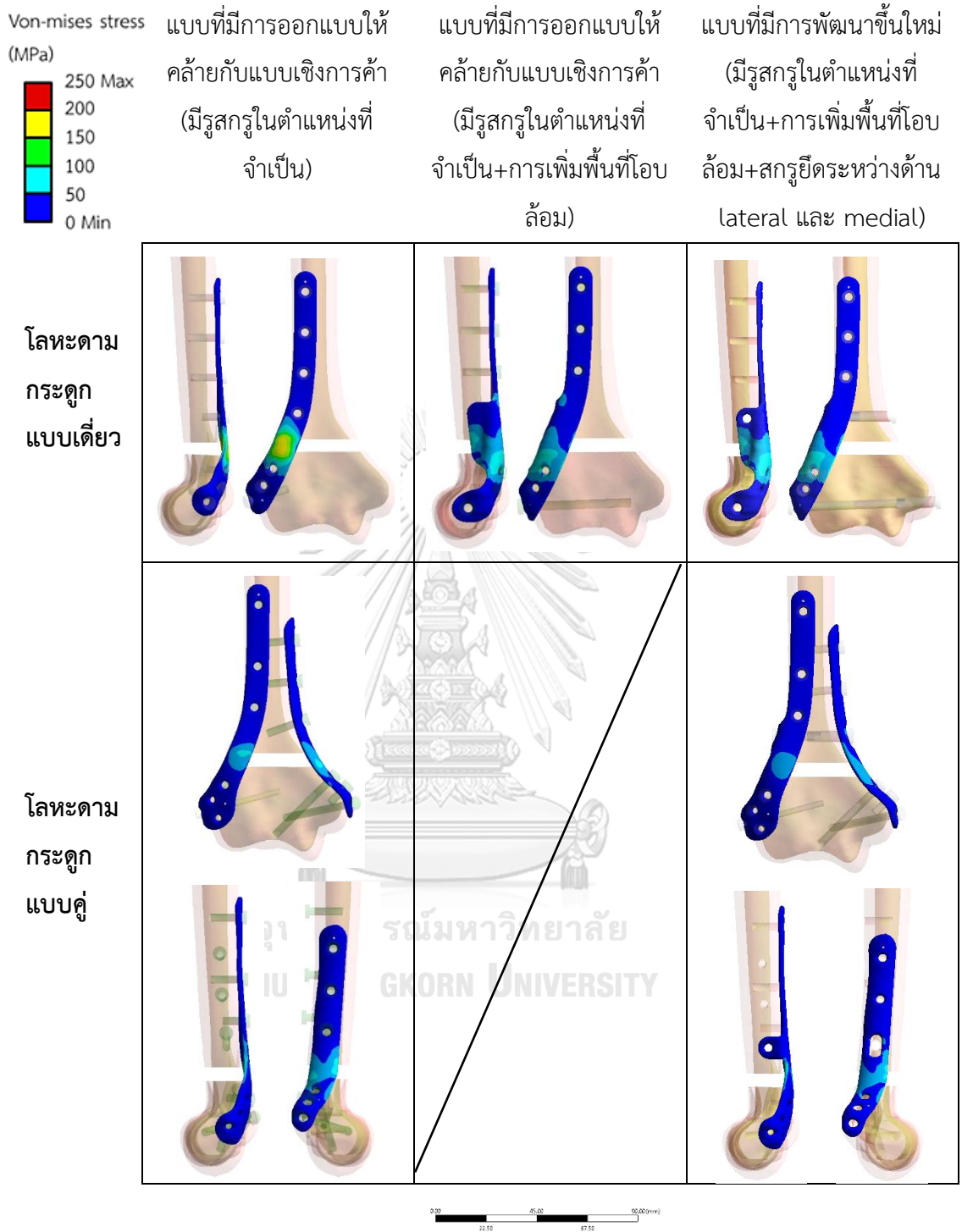
รูปที่ 72 ผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial เพื่อยึดตรึงกระดูกแตกด้วยโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่

เมื่อนำผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises มาเปรียบเทียบกับระหว่าง โลหะตามกระดูกที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า แบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่และผลจากงานวิจัยของ S. Sabalic *et al.* [8] ดังกราฟในรูปที่ 73 จะพบว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวในแต่ละแบบ มีความเค้นแบบ von-mises สูงกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ในทุกแบบ นอกจากนี้ ยังพบว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความเค้นแบบ von-mises น้อยที่สุด ซึ่งน้อยกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ทำให้สรุปได้ว่า การนำแนวคิดการมีรูสกรูเฉพาะในตำแหน่งที่จำเป็นและไม่อยู่ใกล้กับบริเวณที่เป็นส่วนของกระดูกที่แตกหักช่วยทำให้เกิดผลดีต่อการลดความเค้นระหว่างการใช้งานลงได้



รูปที่ 73 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่และจากงานวิจัย S. Sabalic *et al.*

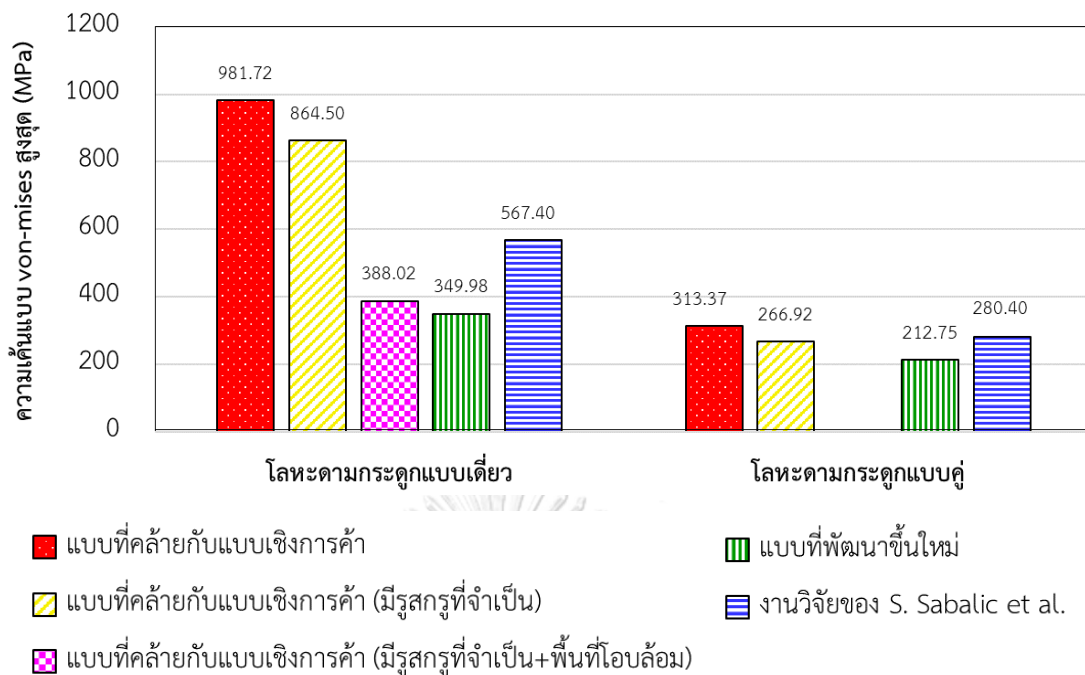
จากผลกราฟเปรียบเทียบที่ผ่านมา จะเห็นได้ว่าโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบ ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงมากกว่าที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า เนื่องจากการออกแบบที่ถูกพัฒนาขึ้นใหม่ใน 3 ประเด็น โดยเริ่มจากโลหะตามกระดูกที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า และทำการพัฒนาในแต่ละประเด็น ดังนี้ แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่โอบล้อม และแบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่หรือแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการพัฒนาใหม่ใน 3 ประเด็น แต่ในโลหะตามกระดูกแบบคู่ ถือว่าไม่มีการเพิ่มพื้นที่โอบล้อม และให้เป็นส่วนหนึ่งของสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial เนื่องจากพื้นที่โอบล้อมในโลหะตามกระดูกแบบคู่ไม่ได้ยาวลงมาปกคลุมช่วงบริเวณรอยแตกของกระดูก จึงมีการพัฒนาขึ้นใหม่เพียง 2 ประเด็น โดยได้แสดงผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและแบบคู่ จากการพัฒนาที่ละประเด็น ดังรูปที่ 74 และเพื่อให้เห็นผลการทดสอบจากการพัฒนาโลหะตามกระดูกในแต่ละประเด็นได้อย่างชัดเจน จึงได้ทำกราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises สูงสุดของการพัฒนาโลหะตามกระดูกในแต่ละประเด็น ดังรูปที่ 75 และกราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความแข็งแรงของการพัฒนาโลหะตามกระดูกในแต่ละประเด็น ดังรูปที่ 76



รูปที่ 74 ผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและแบบคู่ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า และทำการพัฒนาในทีละประเด็น (ก) แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น (ข) แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่โอบล้อม



จากรูปที่ 74 พบว่า เมื่อนำโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้ำ มาทำการออกแบบเพิ่มโดยการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น จะเกิดความเค้นแบบ von-mises เริ่มที่บริเวณรอยแตกของกระดูกและกระจายไปตามโลหะตามกระดูกบริเวณที่รูสกรูมีการยึดตรึงด้วยสกรู แต่เนื่องจากการไม่มีพื้นที่โอบล้อม ทำให้โลหะตามกระดูกมีการดัดโค้งไปด้าน anterior ของกระดูกเมื่อรับแรงกระทำ ซึ่งมีความเค้นแบบ von-mises ลดลงจากแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้ำ ซึ่งอยู่ในช่วง 0-20 MPa และเมื่อนำมาทำการออกแบบเพิ่ม โดยการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและมีการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูก lateral จะพบว่า ความเค้นแบบ von-mises ลดลง เนื่องจากความเค้นได้กระจายไปตามพื้นที่โอบล้อมที่มีการออกแบบเพิ่มขึ้น ทำให้มีความเสถียรภาพในการยึดตรึงกระดูกแตกเพิ่มขึ้น โดยมีความเค้นแบบ von-mises ในช่วง 0-10 MPa และเมื่อนำมาทำการออกแบบเพิ่มโดยการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นร่วมกับการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูก lateral และการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial พบว่า มีการกระจายความเค้นไปตามพื้นที่โอบล้อมเพิ่มขึ้น ในช่วงบริเวณที่มีรูสกรูด้าน posterior เมื่อรับแรงกระทำ โดยมีความเค้นแบบ von-mises ในช่วง 0-10 MPa เช่นเดียวกัน ส่วนในโลหะตามกระดูกแบบคู่ เมื่อนำโลหะตามกระดูกแบบคู่ ที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้ำ มาทำการออกแบบเพิ่มโดยการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น จะเกิดความเค้นแบบ von-mises ในช่วงบริเวณรอยแตกของกระดูก เนื่องจากโลหะตามกระดูกทั้งสองได้มีการดัดโค้งไปด้าน anterior เมื่อรับแรงกระทำ จึงมีความเค้นเพิ่มขึ้นในด้าน posterior ซึ่งมีความเค้นแบบ von-mises ลดลงจากแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้ำ โดยอยู่ในช่วง 0-10 MPa ซึ่งน้อยกว่าในโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว ที่มีการออกแบบเหมือนกัน เพราะโลหะตามกระดูกแบบคู่มิโลหะตามกระดูก medial และเมื่อนำมาทำการออกแบบเพิ่มโดยการมีรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นร่วมกับการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial พบว่า มีความเค้นแบบ von-mises ในช่วง 0-10 MPa เช่นกัน และมีการกระจายความเค้นของโลหะตามกระดูกที่ใกล้เคียงกับแบบที่กล่าวไป แต่เมื่อพิจารณาจากผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของสกรูที่ได้กล่าวไปข้างต้น จะพบว่า สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial ได้ช่วยกระจายความเค้นไปที่โลหะตามกระดูกทั้งสองด้าน ทำให้ความเค้นของโลหะตามกระดูกลดลง

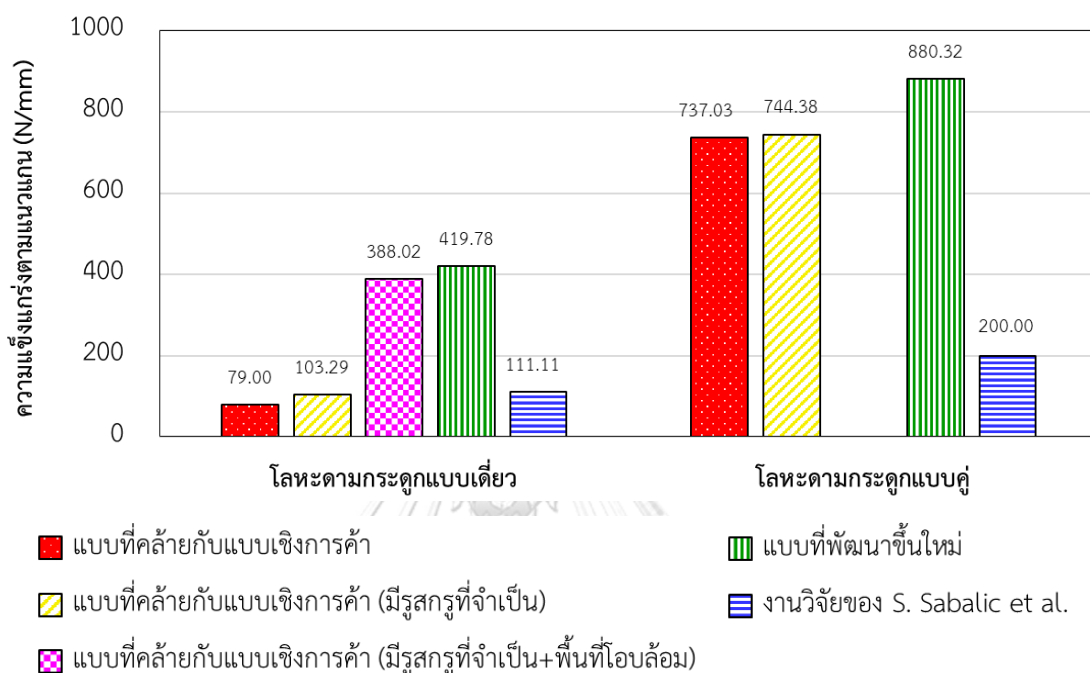


รูปที่ 75 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises สูงสุดของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ร่วมกับการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่ด้านข้างของโลหะตามกระดูก แบบที่มีการพัฒนาขึ้นมาใหม่และจากงานวิจัย S. Sabalic et al.

ดังนั้นเมื่อนำผลจากการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของการพัฒนาโลหะตามกระดูกในแต่ละประเด็นมาทำการเปรียบเทียบ จะเป็นดังรูปที่ 75 โดยเมื่อเปรียบเทียบในกลุ่มโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว จะพบว่าแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการมีรูสกรูเฉพาะในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้าง มีความเค้นแบบ von-mises สูงสุดที่ลดลงอย่างชัดเจน (แท่งกราฟสีชมพู) เมื่อเทียบกับแบบที่มีการพัฒนาในอีก 2 ประเด็น จึงสามารถกล่าวได้ว่า การพัฒนาโดยการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมในโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวสามารถเพิ่มความเสถียรภาพในการยึดตรึงกระดูกได้ดีที่สุด เนื่องจากการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูก lateral เป็นเสมือนการมีโลหะตามกระดูกอีกหนึ่งอันที่ช่วยในการรับแรงช่วงบริเวณรอยแตกของกระดูกด้าน anterior จึงช่วยลดการดัดงอของโลหะตามกระดูกเมื่อรับแรงกระทำ ทั้งนี้จากกราฟยังคงแสดงว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นมาใหม่ (แท่งกราฟสีเขียว) มีความเค้นแบบ von-mises น้อยที่สุด จึงยืนยันว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นมาใหม่ มีประสิทธิภาพในการยึดตรึงกระดูกได้ดีที่สุดในกลุ่ม ส่วนในกลุ่มโลหะตามกระดูกแบบคู่ จะพบว่าแบบที่มีการ



พัฒนาขึ้นใหม่หรือมีการพัฒนาโดยการมีรูสกรูเฉพาะในตำแหน่งที่จำเป็นร่วมกับการมีรูสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial (กราฟแท่งสีเขียว) มีความเค้นแบบ von-mises สูงสุดที่ลดลงเนื่องจากการมีรูสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial ทำให้โลหะตามกระดูกทั้งสองเสมือนเป็นชิ้นเดียวกัน จึงช่วยเพิ่มการกระจายความเค้นไปที่โลหะตามกระดูกทั้งสองด้านได้



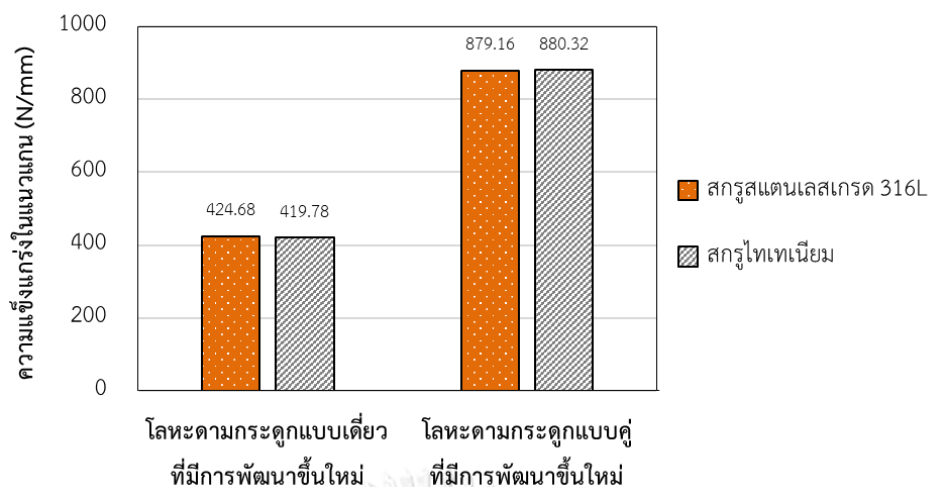
รูปที่ 76 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความแข็งแรงตามแนวแกนของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็น แบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่ด้านข้างของโลหะตามกระดูก แบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่และจากงานวิจัย S. Sabalic *et al.*

จากรูปที่ 76 จะพบว่า เมื่อเปรียบเทียบในกลุ่มโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว จะพบว่าแบบที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าร่วมกับการมีรูสกรูเฉพาะในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้าง มีความแข็งแรงที่เพิ่มขึ้นใกล้เคียงกับแบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จึงสามารถกล่าวได้ว่า การเพิ่มพื้นที่โอบล้อม มีส่วนช่วยในการเพิ่มความเสถียรภาพในการยึดตรึงกระดูก จึงเพิ่มความแข็งแรงในโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวได้ดีที่สุด เนื่องจากการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูก lateral ช่วยลดการดัดงอของโลหะตามกระดูกเมื่อรับแรงกระทำ ทั้งนี้ จากกราฟยังคงแสดงว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกน

มากที่สุด ส่วนในกลุ่มโลหะตามกระดูกแบบคู่ จะพบว่าแบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่หรือมีการพัฒนาโดยการมีรูสกรูเฉพาะในตำแหน่งที่จำเป็นร่วมกับการมีสกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial มีความแข็งแรงตามแนวแกนสูงสุด ดังกราฟแท่งสีเขียว เนื่องจากการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial ทำให้โลหะตามกระดูกทั้งสองเสมือนเป็นชิ้นเดียวกัน และเพิ่มความเสถียรภาพในการยึดตรึงกระดูกได้ดีขึ้น

จากผลทั้งหมดที่กล่าวไป จะสามารถสรุปได้ว่า การเพิ่มพื้นที่โอบล้อม มีอิทธิพลต่อการเพิ่มความแข็งแรงตามแนวแกนของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวมากที่สุด โดยโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนสูงสุดในกลุ่มโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว จากการพัฒนาทั้ง 3 ประเด็นคือ การมีรูสกรูเฉพาะตำแหน่งที่จำเป็น การใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial และการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูก lateral ส่วนการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial มีอิทธิพลต่อการเพิ่มความแข็งแรงตามแนวแกนของโลหะตามกระดูกแบบคู่มากที่สุด โดยโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนสูงสุดในกลุ่มโลหะตามกระดูกแบบคู่ จากการพัฒนาทั้ง 2 ประเด็นคือ การมีรูสกรูเฉพาะตำแหน่งที่จำเป็น และการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial

ในปัจจุบันการรักษากระดูกแตกโดยการใช้โลหะตามกระดูก จะใช้สกรูที่มีวัสดุชนิดเดียวกับโลหะตามกระดูก เนื่องจากป้องกันการกัดกร่อน (corrosion) ของโลหะตามกระดูกและสกรูจากความต่างศักย์ของโลหะสองชนิดที่แตกต่างกัน ซึ่งทำให้เกิดการแลกเปลี่ยนอิเล็กตรอนระหว่างวัสดุสองชิ้น แต่ในงานวิจัยนี้ ได้ใช้สกรูสแตนเลสเกรด 316L แทนสกรูไทเทเนียมทั้งในการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ เนื่องจากไม่สามารถทำการผลิตสกรูสแตนเลสเกรด 316L ขนาด 2.7 และ 3.5 มิลลิเมตรได้ในงานจริง ด้วยขนาดสกรูทางการแพทย์ที่เล็กกว่าขนาดสกรูมาตรฐานทั่วไป แต่เพื่อความปลอดภัย หากมีการนำไปใช้งานจริง จึงได้ทำการจำลองการใช้สกรูไทเทเนียมในการยึดตรึงกระดูกและเปรียบเทียบความแข็งแรงตามแนวแกนระหว่าง สกรูสแตนเลส 316L และสกรูไทเทเนียมดังรูปที่ 77



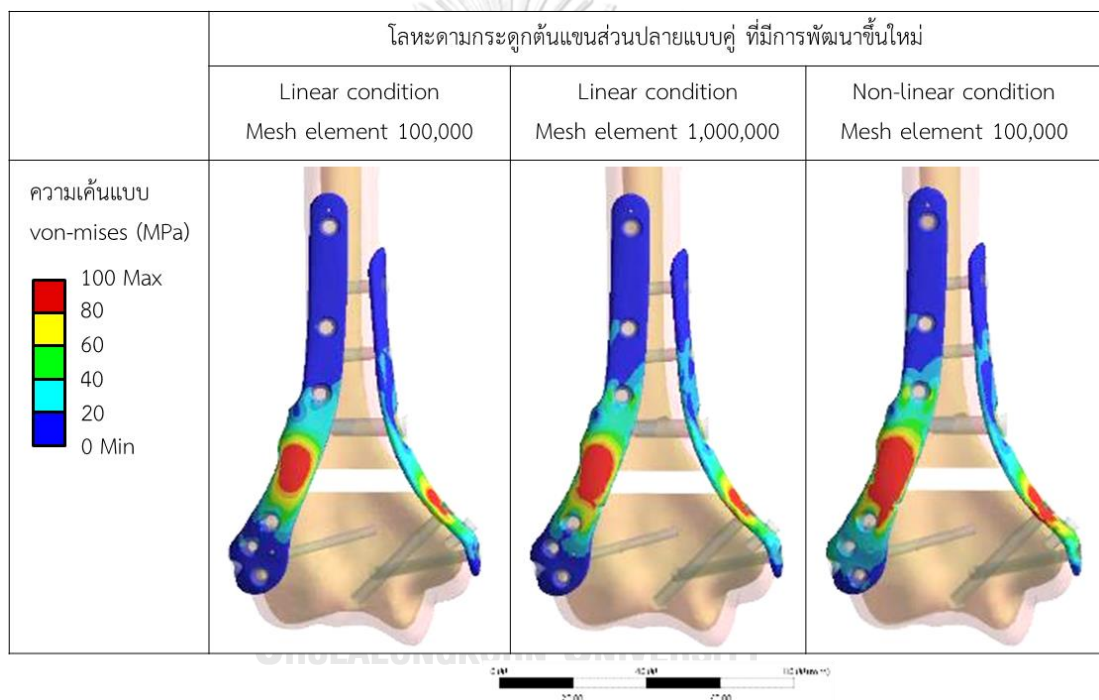
รูปที่ 77 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบความแข็งแรงในแนวแกนของโลหะตามกระดุกทั้งสองแบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จากการใช้สกรูสแตนเลสเกรด 316L และสกรูไทเทเนียมในการยึดตรึงกระดุก

จากกราฟจะพบว่าเมื่อใช้สกรูสแตนเลสเกรด 316L ในการยึดตรึงกระดุกแตกด้วยโลหะตามกระดุกทั้งสองแบบที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จะมีความแข็งแรงตามแนวแกนมากกว่าการใช้สกรูไทเทเนียมเพียงเล็กน้อย เนื่องจากวัสดุของสกรูไม่ได้มีสมบัติทางกลที่แตกต่างกันมากนัก และการออกแบบโลหะตามกระดุกมีส่วนสำคัญต่อการยึดตรึงกระดุกแตกมากกว่าวัสดุของสกรู จึงสามารถสรุปได้ว่า การใช้สกรูจากที่แตกต่างกันของทั้งสองวัสดุไม่ส่งผลต่อความแข็งแรงในการยึดตรึงกระดุกแตกของโลหะตามกระดุก

โดยทั่วไปการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้น จะมีการทดสอบหลักๆ 2 รูปแบบ คือ การทดสอบแบบเชิงเส้น (linear condition) ที่มีการกำหนดเงื่อนไขผิวสัมผัส (contact condition) ระหว่างชิ้นส่วนที่ติดกันแบบไม่แยกออกจากกัน (no separation) และแบบเชื่อมติดกันเป็นชิ้นเดียวกัน (bond) อีกรูปแบบเป็นการทดสอบแบบไม่เชิงเส้น (non-linear condition) ที่เกิดจากการกำหนดผิวสัมผัสระหว่างชิ้นส่วนที่ติดกันให้มีแรงเสียดทาน (frictional) หรือมีแรงเสียดทานต่ำ (frictionless) หรือมีความขรุขระ (roughness) ซึ่งในการทดสอบที่กล่าวผลไปแล้วนั้น เป็นการทดสอบแบบเชิงเส้น โดยทางผู้วิจัยได้ทำการเปรียบเทียบระหว่างการทดสอบแบบไม่เชิงเส้นและการทดสอบแบบเชิงเส้น เพื่อดูแนวโน้มในการเกิดความเค้น โดยมีการกำหนดตัวแปรดังตารางที่ 13 และได้ผลการทดสอบดังรูปที่ 78

ตารางที่ 13 การกำหนดความสัมพันธ์ของผิวสัมผัสระหว่างชิ้นส่วนสองชิ้นในการทดสอบแบบเชิงเส้น และแบบไม่เชิงเส้น

ชิ้นส่วน 2 ชิ้นที่มีการสัมผัสกัน	ผิวสัมผัสระหว่างชิ้นส่วน 2 ชิ้น [8, 39]	
	การทดสอบแบบเชิงเส้น	การทดสอบแบบไม่เชิงเส้น
กระดูกชั้นใน และ กระดูกชั้นนอก	bond	bond
กระดูก และ สกรู	bond	bond
กระดูก และ โลหะตามกระดูก	No separate	$\mu_{\text{frictional}} = 0.36$ [30]
โลหะตามกระดูก และ สกรู	No separate	No separate



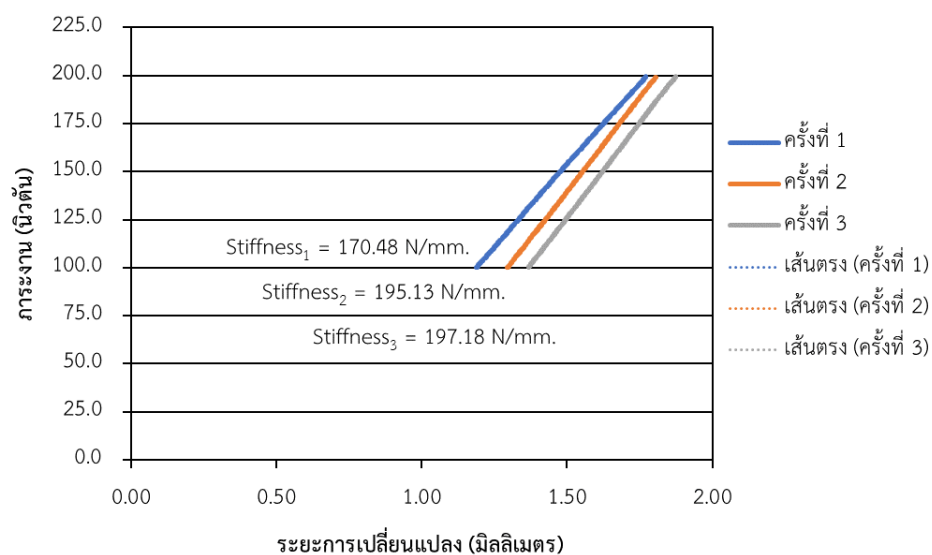
รูปที่ 78 การเปรียบเทียบผลการทดสอบความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาชิ้นใหม่ ด้วยการทดสอบแบบเชิงเส้นที่มีจำนวนเอลิเมนต์ประมาณ 100,000 และ 1,000,000 เอลิเมนต์ กับการทดสอบแบบไม่เชิงเส้นที่มีจำนวนเอลิเมนต์ประมาณ 100,000 เอลิเมนต์

จากรูปที่ 78 เมื่อมีจำนวนเอลิเมนต์ประมาณ 100,000 เอลิเมนต์ จะพบว่า ในการทดสอบแบบไม่เชิงเส้น โลหะตามกระดูกทั้งสองด้านมีความเค้นแบบ von-mises ที่บริเวณรอยแตกของกระดูกมากกว่าโลหะตามกระดูกจากการทดสอบแบบเชิงเส้นอย่างเห็นได้ชัด แต่เมื่อเปรียบเทียบระหว่างการทดสอบแบบไม่เชิงเส้น ที่มีจำนวนเอลิเมนต์ประมาณ 100,000 เอลิเมนต์ กับการทดสอบแบบเชิงเส้น ที่มีจำนวนเอลิเมนต์ประมาณ 1,000,000 เอลิเมนต์ จะพบว่า การกระจายความเค้น

แบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกทั้งสองด้าน มีแนวโน้มที่ใกล้เคียงกัน โดยโลหะตามกระดูกฝั่ง lateral จะมีความเค้นแบบ von-mises มากที่สุดในช่วงบริเวณรอยแตกของกระดูก ซึ่งมีค่ามากกว่า 100 MPa และจะกระจายไปตามโลหะตามกระดูกที่มีการเจาะรูสกรูไว้ ส่วนโลหะตามกระดูกฝั่ง medial จะมีความเค้นแบบ von-mises มากที่สุดในบริเวณที่สกรูยึดกระดูกต้นแขนส่วนปลายไว้ใกล้กับรอยแตกของกระดูก ซึ่งมีค่ามากกว่า 100 MPa และจะกระจายไปตามโลหะตามกระดูกช่วงบนที่มีการเจาะรูยึดกับกระดูกต้นแขนส่วนกลางไว้ ดังนั้นจึงสามารถกล่าวได้ว่า การทดสอบแบบเชิงเส้นด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ที่ใช้จำนวนเอลิเมนต์เพิ่มขึ้นประมาณ 10 เท่า จะมีแนวโน้มการกระจายความเค้นแบบ von-mises ของโลหะตามกระดูกที่ดีขึ้นและให้ผลที่ใกล้เคียงกับ การทดสอบแบบไม่เชิงเส้น ที่จำนวน 100,000 เอลิเมนต์

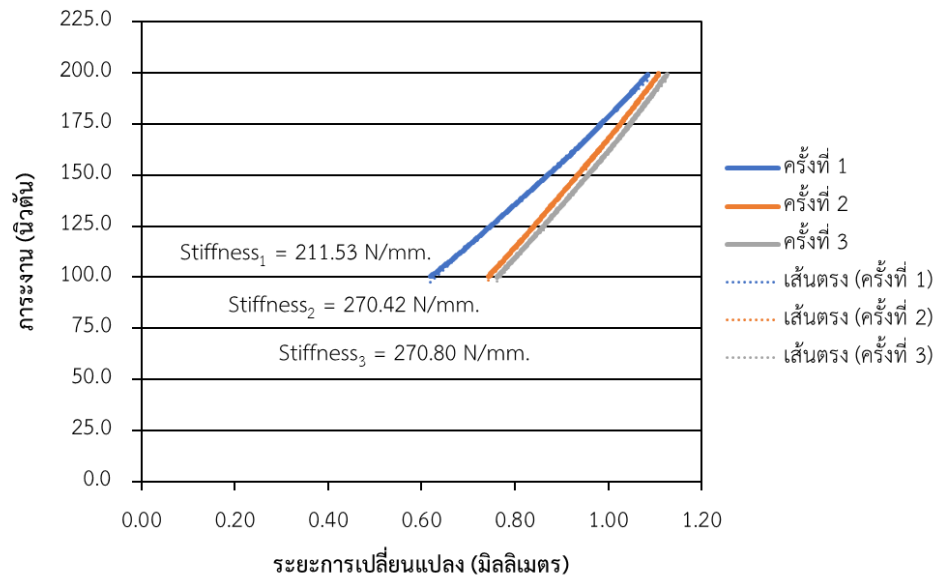
#### 4.4 ผลจากการทดสอบด้วยวิธีทดสอบทางชีวกลศาสตร์

งานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบด้วยแรงในทิศทางการวัดตามแนวแกนเพื่อจำลองการใช้งาน โดยได้ผลการทดสอบดังแสดงในรูปที่ 79 และรูปที่ 80



รูปที่ 79 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างภาระงานกับระยะการเปลี่ยนแปลงของการทดสอบโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวทางชีวกลศาสตร์จากการทดสอบ 3 ครั้งตามลำดับ

จากกราฟสามารถคำนวณเพื่อจะได้ค่าความแข็งแรงแรงของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวเป็นความชันของเส้นกราฟจากการทดสอบ 3 ครั้งและเมื่อนำความชันของเส้นกราฟทั้งสามเส้นมาเฉลี่ยจะมีค่าเท่ากับ 187.60 นิวตันต่อมิลลิเมตร



รูปที่ 80 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างภาระงานกับระยะการเปลี่ยนแปลงของการทดสอบโลหะ ตามกระดูกแบบคู่ทางชีวกลศาสตร์จากการทดสอบ 3 ครั้งตามลำดับ

จากกราฟสามารถคำนวณเพื่อจะได้ค่าความแข็งแรงของโลหะตามกระดูกแบบคู่ เป็น ความชันของเส้นกราฟจากการทดสอบ 3 ครั้งและเมื่อนำความชันของเส้นกราฟทั้งสามเส้นมาเฉลี่ยจะมีค่าเท่ากับ 250.92 นิวตันต่อมิลลิเมตร จากนั้นใช้ดิจิตอลเวอร์เนียคาลิเปอร์ (digital vernier caliper) ในการวัดระยะหลังจากการทดสอบแรงอัดเพื่อหาระยะที่เปลี่ยนแปลงไปของกระดูกแตก ดังรูปที่ 81



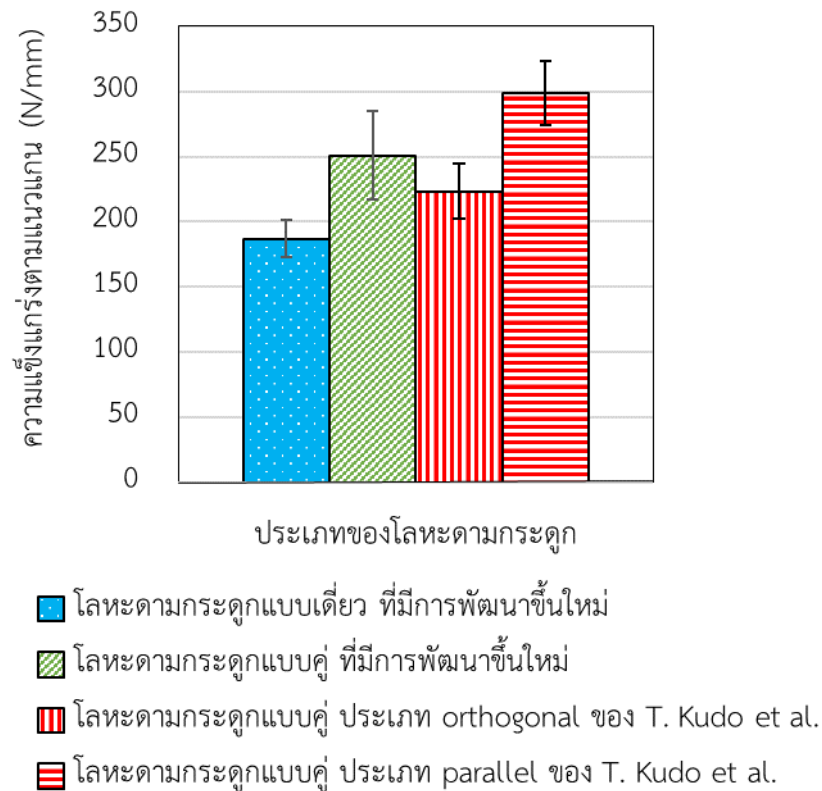
รูปที่ 81 เป็นระยะก่อนทำการทดสอบแรงอัดในทิศทางตามแกน y และระยะหลังทำการทดสอบโดยใช้เวอร์เนียคาลิเปอร์ในการวัดระยะการเปลี่ยนแปลง

ในระหว่างการทำกรทดสอบทางชีวกลศาสตร์จะพบว่า กระดูกสังเคราะห์ที่ถูกยึดตรึงด้วยโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวประเภทรูปทรงตัวเจที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จะมีระยะการเปลี่ยนแปลงทางด้าน medial ของกระดูก และถูกตัดโค้งไปทางด้าน anterior เพราะไม่มีโลหะตามกระดูกแบบ medial ที่ยึดตรึงกระดูกด้านข้างช่วงบริเวณ medial supracondylar ทำให้ทั้งสองด้านมีระยะการเปลี่ยนแปลงมากกว่าด้าน lateral และด้าน anterior ซึ่งมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันกับผลจากการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ดังตารางที่ 12 ที่แสดงผลการทดสอบระยะการเปลี่ยนรูปตามทิศทางแนวแกนของกระดูกใน 4 ด้าน ส่วนในกระดูกสังเคราะห์ที่ถูกยึดตรึงด้วยโลหะตามกระดูกแบบคู่ ประเภท PLM90° ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จะมีระยะการเปลี่ยนแปลงทางด้าน medial และทางด้าน lateral ที่ใกล้เคียงกัน แต่จะมีการตัดโค้งไปทางด้าน anterior มากที่สุด เนื่องจากโลหะตามกระดูกแบบ medial จะมีการยึดตรึงกระดูกด้านข้างช่วงบริเวณ medial supracondylar และโลหะตามกระดูกแบบ lateral จะมีการยึดตรึงกระดูกด้าน posterior และด้านข้างช่วงบริเวณ lateral supracondylar ทำให้ไม่มีการรองรับทางด้าน anterior ดังนั้น จะได้ผลการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวประเภทรูปทรงตัวเจที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนน้อยกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ ประเภท PLM90° ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ ซึ่งมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันกับผลจากการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ดังตารางที่ 12 ดังนั้น จึงสามารถสรุปผลจากการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ได้ว่า โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวประเภทรูปทรงตัวเจที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีระยะการเปลี่ยนแปลงน้อยกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ ประเภท PLM90° ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ และโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวประเภทรูปทรงตัวเจที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนน้อยกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ ประเภท PLM90° ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่

เมื่อนำผลการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ และโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มาเปรียบเทียบกับโลหะตามกระดูกแบบคู่ประเภท orthogonal จากงานวิจัยของ T. Kudo *et al.* ดังแสดงในรูปที่ 82 จะพบว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนมากกว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่ประเภท orthogonal ของ T. Kudo *et al.* แต่น้อยกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ประเภท parallel ของ T. Kudo *et al.* เนื่องจากโลหะตามกระดูก medial มีการแนบกระดูกด้าน medial ของกระดูก ซึ่งจะมีความแข็งแรงกว่าเมื่อทดสอบตามแนวแกน ส่วนโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนน้อยกว่าโลหะตามกระดูกแบบคู่ประเภท orthogonal ของ T. Kudo *et al.* ประมาณ 16% ซึ่งถือว่ามีความแข็งแรงตามแนวแกนต่างกันเล็กน้อย จากผลการทดสอบแสดงว่า ผลการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบ มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันกับ ผลการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ดังนี้ โลหะตาม



กระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนเพิ่มขึ้นจากแนวคิดของการมีรูสกรูในบริเวณที่จำเป็นและการใช้สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และ medial และโลหะตามกระดูกแบบคู่ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีความแข็งแรงตามแนวแกนมากกว่าโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่



รูปที่ 82 กราฟเปรียบเทียบความแข็งแรงในแนวแกนของโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวและคู่  
จากการทดสอบทางชีวกลศาสตร์



## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการทดลอง

จากงานวิจัยสามารถสรุปเป็นหัวข้อได้ดังนี้

- วัสดุของโลหะตามกระดูกคือ โลหะผสมไทเทเนียมเกรด Ti-6Al-4V ที่มีการพิมพ์แบบ 3 มิติ โดยใช้เทคโนโลยี selective laser melting หลังจากผ่านกรรมวิธีทางความร้อนที่อุณหภูมิ 850 องศาเซลเซียส ใช้เวลาประมาณ 2 ชั่วโมง ซึ่งจะพบเฟสอัลฟาไทเทเนียมและเฟสเบต้าไทเทเนียม โดยมีสมบัติเชิงกล ดังนี้ โมดูลัสของยัง  $1.07 \times 10^5$  MPa ความต้านแรงดึงสูงสุด 1,150 MPa ความต้านทานแรงดึงที่จุดคราก 1,025 MPa

- โลหะตามกระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ จะมีการออกแบบให้แนบโค้งไปตามสรีระของกระดูกต้นแขนส่วนปลาย มีความหนา 2 มิลลิเมตร มีการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นต่อการยึดตรึงกระดูกแตก และการเพิ่มพื้นที่โลหะตามกระดูกด้าน posterior-lateral ให้โอบล้อมด้านข้างช่วงบริเวณรอยแตกของกระดูก รวมถึงการใส่สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial เมื่อนำไปทำการทดสอบไฟไนต์เอลิเมนต์จะได้ผลดังนี้ โลหะตามกระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่จะมีระยะการเปลี่ยนรูปและความเค้นแบบ von-mises น้อยกว่าโลหะตามกระดูกที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า ส่วนโลหะตามกระดูกแบบคู่มิมีระยะการเปลี่ยนรูปและความเค้นแบบ von-mises น้อยกว่าโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยว เพราะมีการเพิ่มโลหะตามกระดูก medial ทางด้าน medial ของกระดูกด้วย ทำให้โลหะตามกระดูกมีการโค้งงอได้มากขึ้นและมีการกระจายความเค้นไปที่โลหะตามกระดูกทั้งสองได้ดีกว่า ส่วนโลหะตามกระดูกที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่จะมีระยะการเปลี่ยนรูปและความเค้นแบบ von-mises น้อยกว่าโลหะตามกระดูกที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้า เพราะมีการเจาะรูสกรูในตำแหน่งที่จำเป็นและการเพิ่มพื้นที่โอบล้อมด้านข้างของโลหะตามกระดูกด้าน lateral ทำให้โลหะตามกระดูกมีการโค้งงอได้มากขึ้น รวมถึงการใส่สกรูที่ยึดระหว่างด้าน lateral และด้าน medial ของกระดูกไม่ให้แยกจากกัน ดังนั้น โลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวที่มีการออกแบบให้คล้ายกับแบบเชิงการค้าจะมีความแข็งแรงตามแนวแกนน้อยที่สุด ส่วนโลหะตามกระดูกแบบคู่มิที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่จะมีความแข็งแรงตามแนวแกนมากที่สุด

- ผลการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ จะพบว่า โลหะตามกระดูกแบบคู่มิประเภท PLM90° ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่มีความแข็งแรงตามแนวแกนมากกว่าโลหะตามกระดูกแบบเดี่ยวรูปทรงตัวเจ ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ เนื่องจากโลหะตามกระดูกแบบคู่มิมีการเพิ่มโลหะตามกระดูกด้าน medial ในการ

ยี่ดตรีง และแสดงให้เห้นว่า ผลการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ของโลหะตามกระดูกทั้งสองแบบ ที่มีการพัฒนาขึ้นใหม่ มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันกับ ผลการทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

1) ผลการทดสอบในงานวิจัยนี้แสดงถึงความแข็งแรงตามแนวแกนของโลหะตามกระดูกเท่านั้น เพื่อจำลองสถานการณ์การใช้งานจริงที่หลากหลาย อาจทำการทดสอบเพิ่มเติมในทิศทางเชิงมุม หรือทิศทางดัดโค้งเพิ่มเติมด้วย

2) การทดสอบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิจัยนี้ กำหนดเงื่อนไขให้เป็นแบบ linear condition คือ ละเว้นการกำหนดเงื่อนไขสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (friction coefficient) ที่มีค่าประมาณ 0.36 ระหว่างผิวสัมผัสของกระดูกและโลหะตามกระดูก ดังนั้น เพื่อให้มีความแม่นยำในการคำนวณมากขึ้น อาจพัฒนาให้แบบจำลองมีการกำหนดเงื่อนไขแบบไม่เชิงเส้นเพิ่มเติมในอนาคต



## บรรณานุกรม

1. Bégué, T., *Articular fractures of the distal humerus*. Orthop traumatol surg res, 2014. **100**(1 Suppl): p. S55-63.
2. Penzkofer, R., et al., *Anatomical plate configuration affects mechanical performance in distal humerus fractures*. Clinical biomechanics, 2010. **25**(10): p. 972-8.
3. Gemalmaz, C.-H., Sariyilmaz, K., Ozkunt, O., Sungur, M., Kaya, I. and Dikici, F., *A new osteotomy for the prevention of prominent lateral condyle after cubitus varus correctional surgery-made possible by a 3D printed patient specific osteotomy guide: A case report*. International journal of surgery case reports, 2017. **41**: p. 438-442.
4. Oura, K., Shigi, A., Tanaka, H., Murase, T. and Oka, K., *Corrective osteotomy for hyperextended elbow with limited flexion due to supracondylar fracture malunion*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2018. **27**: p. 1357-1365.
5. Shuang, F., Hu, W., Shao, Y., Li, H., and Zou, H., *Treatment of intercondylar humeral fractures with 3D-printed osteosynthesis plates*. Medicine, 2016. **95**: p. 1-4.
6. Zheng, W., et al., *Application of 3D-printing technology in the treatment of humeral intercondylar fractures*. Orthopaedics & traumatology: surgery & research, 2018. **104**(1): p. 83-88.
7. AOTrauma, *AO-OTA-fracture-and-dislocation-classification*. 2014.
8. Sabalic, S., J. Kodvanj, and A. Pavic, *Comparative study of three models of extra-articular distal humerus fracture osteosynthesis using the finite element method on an osteoporotic computational model*. Injury, 2013. **44**: p. S56-S61.
9. Scolaro, J.A., et al., *Plate selection for fixation of extra-articular distal humerus fractures: a biomechanical comparison of three different implants*. Injury, 2014. **45**(12): p. 2040-4.
10. Atalar, A.C., et al., *Biomechanical comparison of orthogonal versus parallel double plating systems in intraarticular distal humerus fractures*. Acta orthop

- traumatol turc, 2017. **51**(1): p. 23-28.
11. Kudo, T., et al., *Biomechanical properties of orthogonal plate configuration versus parallel plate configuration using the same locking plate system for intra-articular distal humeral fractures under radial or ulnar column axial load*. Injury, 2016. **47**(10): p. 2071-2076.
  12. Qian, B. and Z. Shen, *Laser sintering of ceramics*. Journal of Asian Ceramic Societies, 2013. **1**(4): p. 315-321.
  13. Zhang, L.-C., et al., *Review on manufacture by selective laser melting and properties of titanium based materials for biomedical applications*. Materials technology, 2016. **31**(2): p. 66-76.
  14. Zhang, L.-C. and H. Attar, *Selective laser melting of titanium alloys and titanium matrix composites for biomedical applications: a review* Advanced engineering materials, 2016. **18**(4): p. 463-475.
  15. Madihally, S.V., *Principles of biomedical engineering*. Engineering in Medicine & Biology, ed. L.-M. Yarmush and J.-C. James. 2010, 685 Canton Street Norwood, MA 02062: Artech House.
  16. W.Rohen, J., C. Yokochi, and E. Lütjen-Drecoll, *Color atlas of anatomy*. Seventh Edition ed. 2011, Germany: Lippincott Williams & Wilkins.
  17. Sawhney, G.S., *Fundamentals of biomedical engineering*. 2007: New age international.
  18. Adla, N.-D. and D. Stanley. *The anatomy of the distal humerus*. The management options for adult distal humeral fractures [Online] 2015; Available from: <https://clinicalgate.com/the-management-options-for-adult-distal-humeral-fractures/>.
  19. *Basic Principles*. Skeletal muscles of the body [Online]; Available from: [http://encyclopedia.lubopitko-bg.com/Skeletal\\_Muscles\\_of\\_the\\_Body.html](http://encyclopedia.lubopitko-bg.com/Skeletal_Muscles_of_the_Body.html).
  20. Self, J., et al., *A comparison of double-plate fixation methods for complex distal humerus fractures*. J Shoulder elbow surgery, 1995. **4**(1): p. 10-16.
  21. Kolb, W. and U. Hindenlang, *Analyses of eight internal fixation techniques of a fracture of the distal humerus by nonlinear FEM-simulation, evaluating the*

- generalized force deflection behavior in comparison to an intact bone, in Simulia customer conference. 2009. p. 1-17.*
22. Dutta, B. and F.H.S. Froes, *The additive manufacturing (AM) of titanium alloys*. Metal powder report, 2017. **72**(2): p. 96-106.
  23. ปิยวรรณ, การวิเคราะห์ทดสอบวัสดุและผลิตภัณฑ์ในกระบวนการผลิตแบบเพิ่มเนื้อวัสดุ. MTEC, 2017.
  24. Zhang, J. and Y.-G. Jung, *Additive Manufacturing*. Materials, Processes, Quantifications and Applications. 2018, United Kingdom: Butterworth-Heinemann.
  25. Zortrax M300. 3D printer [Online] 2018; Available from: <https://www.3dhubs.com/3d-printers/zortrax-m300>.
  26. *Concept laser Mlab cusing R 3D printer*. [Online] 2013; Available from: <http://www.rapidreadytech.com/2013/01/concept-laser-announces-mlab-cusing-r-3d-printer/>.
  27. Liu, S. and Y.C. Shin, *Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review*. Materials and design, 2019. **164**(107552): p. 1-23.
  28. Parashar, S.K. and J.K. Sharma, *A review on application of finite element modelling in bone biomechanics*. Perspectives in science, 2016. **8**: p. 696-698.
  29. Huang, T.-L., et al., *Conceptual finite element study for comparison among superior, anterior, and spiral clavicle plate fixations for midshaft clavicle fracture*. Medical engineering and physics, 2016(38): p. 1070–1075.
  30. Pendergast, M. and R. Rusovici, *A finite element parametric study of clavicle fixation plates*. International journal for numerical methods in biomedical engineering, 2015: p. 1-17.
  31. *Titanium and Titanium Alloys*. Fundamentals and Applications. 2003, Germany: WILEY-VCH Verlag.
  32. Vrancken, B., et al., *Heat treatment of Ti6Al4V produced by selective laser melting: microstructure and mechanical properties*. Alloys and Compounds, 2012. **541**(0): p. 177-185.
  33. Taylor, B. and G.E. Weidmann. *Metallographic preparation of titanium*. Application notes [Online] 2016.
  34. Struers. grinding and polishing equipment [Online] 2018; Available from:

<https://www.struers.com/Products/Grinding-and-Polishing/Grinding-and-polishing-equipment/LaboSystem#>.

35. Gammon, L.M., et al., *Metallography and microstructures of titanium and its alloy*. ASM International, 2004. **9**: p. 899-917.
36. Huvitz. *HRM300 microscope*. Microscopes [Online] 2017; Available from: <https://www.bioimager.com/hrm300.html>.
37. JEOL. *scanning electron microscope*. [Online] 2018; Available from: [https://www.jeol.co.jp/en/products/list\\_sem.html](https://www.jeol.co.jp/en/products/list_sem.html).
38. Shimadzu. *universal tensile testing machine*. [Online] 2019; Available from: <https://www.ssi.shimadzu.com/products/universal-tensile-testing/ags-x.html>.
39. Lee, C.-H., C.-C. Hsu, and P.-Y. Huang, *Biomechanical study of different fixation techniques for the treatment of sacroiliac joint injuries using finite element analyses and biomechanical tests*. Computers in biology and medicine, 2017. **87**: p. 250-257.
40. Lu, H., et al., *Biomechanical analysis of the computer-assisted internal fixation of a femoral neck fracture*. Genes & Diseases, 2019: p. 1-8.
41. KC, N.K., et al., *Biomechanical stress analysis of a Human Femur bone using ANSYS*. Materials Today: Proceedings 2, 2015: p. 2115 – 2120.
42. Vandenbulcke, F., et al., *Multiscale modelling of the mechanical behaviour of human humerus under impact*. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2013. **16**: p. 211-213.
43. Bogataj, M., Kosel, F. et al., *Biomechanical study of different plate configurations for distal humerus osteosynthesis*. Medical & Biological Engineering & Computing, 2015. **53**: p. 381-392.
44. *Engineering Properties of Steels*. American Society for Metals. 1982, Metals Park: OH.
45. Boyer, R., Welsch, G., Collings W-E. (eds.), *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*. ASM International. 1994, Materials park: OH.
46. Herle, S., et al., *Simulation-based stress analysis for a 3D modeled humerus-prosthesis assembly*. Innovations in Computing Sciences and Software Engineering, 2010: p. 343-348.

47. Yang, K.-H., *Basic finite element method as applied to injury biomechanics*. 2018, United Kingdom: Academic press.
48. Li, J., et al., *Medial sustainable nail versus proximal femoral nail antirotation in treating AO/OTA 31-A2.3 fractures: Finite element analysis and biomechanical evaluation*. *Injury*, 2019. **50**: p. 648-656.
49. Varady, P.A., et al., *Biomechanical comparison of anatomical plating systems for comminuted distal humeral fractures*. *International orthopaedics*, 2017. **41**: p. 1709-1714.





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**



## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ฉันทย์สิตา อารังปิยะธัญย์
วัน เดือน ปี เกิด	6 มิถุนายน 2537
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	วิศวกรรมเครื่องกลและยานยนต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ (เกียรตินิยมอันดับ 2)
ที่อยู่ปัจจุบัน	แขวงบางซื่อ เขตบางซื่อ กรุงเทพมหานคร
รางวัลที่ได้รับ	ได้รับรางวัลรองชนะเลิศอันดับ 1 ในการนำเสนอผลงานเรื่อง แผนธุรกิจกับการผลิตรถฟอร์มูล่า ในการแข่งขัน TSAE Auto Challenge 2014 Student Formula ณ ประเทศไทย



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY