

**การศึกษาชีวกลศาสตร์ของสกรูทางออร์โธปิดิกส์
ที่ทำจากโลหะกัมเมทัลเปรียบเทียบกับเหล็กกล้าไร้สนิม
Biomechanical Study of Orthopedics Screw Fabricated
from Gum Metal and SUS**

ณัฐ สัมมาวิภาวิกุล¹, อภินันท์ ภูเก้าล้วน¹, ชัยวัฒน์ ปิยะสกุลแก้ว² และ อนรรฆ ชันชะวนะ^{1,3*}

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

126 ถ.ประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

² แผนกศัลยกรรมกระดูกและข้อ โรงพยาบาลเลิดสิน

190 ถ.สีลม แขวงศรีเวียง เขตบางรัก กรุงเทพฯ 10500

³ หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

126 ถ.ประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

*ติดต่อ: E-mail: anak.kha@kmutt.ac.th, เบอร์โทรศัพท์ 0-2470-9116, เบอร์โทรสาร 0-2470-9111

บทคัดย่อ

วัสดุฝังในที่ใช้ในการรักษาโรคกระดูกจำเป็นต้องมีความเข้ากันได้กับร่างกาย มีความแข็งแรงสูงและมีค่ามอดุลัสความยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับกระดูก ปัจจุบันแผ่นตามกระดูกและสกรูยึดแผ่นตามกระดูกเป็นวัสดุฝังในที่นิยมใช้และมีความสำคัญในการรักษาโรคกระดูก แต่อย่างไรก็ตามวัสดุฝังในมักจะผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิมซึ่งทำให้เกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding Effect ส่งผลให้เกิดการหลุดหลวมออกจากกระดูกและทำให้เกิดการทำลายโดยรอบวัสดุฝังใน งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อที่จะศึกษาค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออร์โธปิดิกส์ออกจากกระดูก โดยใช้สกรูขนาด 4.5 มิลลิเมตร (Cortex Screw) ที่ทำจากโลหะกัมเมทัลเปรียบเทียบกับสกรูที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L ที่ใช้ทั่วไปในทางการแพทย์ จากนั้นจำลองการเกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding Effect และทดสอบสกรูทั้งสองชนิดกับกระดูกแขนของอาจารย์ใหญ่จำนวน 4 ท่าน จากผลการทดสอบพบว่าค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกโดยเฉลี่ยของ สกรูที่ทำจากโลหะกัมเมทัลมีค่าเท่ากับ 382 นิวตัน โดยมีค่ามากกว่าสกรูที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L ซึ่งมีค่าเท่ากับ 227 นิวตัน โดยมีความแตกต่างกันร้อยละ 40.57 จากการทดสอบดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าโลหะกัมเมทัลสามารถเพิ่มค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกได้ จึงเหมาะสมแก่การนำมาประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคกระดูก

คำหลัก: สกรูออร์โธปิดิกส์, โลหะกัมเมทัล, Stress Shielding Effect

Abstract

Materials to be employed as orthopedic implants in human body must be biocompatible and high strength, and elastic modulus should be close to human bone in order to serve for a longer period. Presently, orthopedic plate and orthopedic screw have played an important role in osteopathic treatment. Orthopedic screw is usually made from stainless steel which exhibit high modulus of elasticity leading to Stress Shielding Effect which resulting in loosening of the screw and damaging bone around implant. In this research, the pull-out strength of orthopedic screw was investigated after applying mechanical stimulation between screw and bone. A stainless steel (SUS316L) screw and Ti alloy Gum metal screw (4.5 mm cortex screw) were prepared and fixed to

cadaver's arm bone. Then, the stress shielding effect was simulated by using PZT actuator followed by the pull out strength evaluation. According to the result, the average pull-out strength obtained from stainless steel screw was 227 N, while from Gum metal screw was 382 N which is higher than those of stainless steel screw for 40.57%. It has already been proved that Gum metal screw can increase the pull-out strength which illustrate higher potential for using in osteopathic treatment.

Keywords: Orthopedic Screws, Gum Metal, Stress Shielding Effect

1. บทนำ

ในการรักษาโรคกระดูกแพทย์มักจะใช้อุปกรณ์ตามกระดูกประเภทต่างๆทั้งภายนอกและภายในร่างกาย เช่น เฝือก สกรู ลวด แผ่นตามกระดูก เพื่อยึดตรึงกระดูกบริเวณที่ต้องการรักษาไม่ให้เกิดการเคลื่อนไหว ดังนั้น อุปกรณ์ที่ใช้ต้องมีความแข็งแรง สามารถรับแรงกระทำได้สูง ยิ่งไปกว่านั้นอุปกรณ์ดังกล่าวผลิตจากวัสดุที่มีความเข้ากันได้กับร่างกาย[1] และไม่เกิดปฏิกิริยาต่อต้านจากร่างกาย[2]

สกรูเป็นอุปกรณ์ที่นิยมใช้ในการรักษาโรคกระดูก ปัจจุบันสกรูทางออร์โธปิดิกส์มักผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม ซึ่งมีความแข็งแรงทนทานมาก แต่อย่างไรก็ตามสกรูดังกล่าวมีข้อจำกัดในการรักษาที่สำคัญคือ การมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น (Young's modulus) ของวัสดุที่มากเกินไป เมื่อนำไปใช้อาจเกิดปรากฏการณ์ที่เรียกว่า "Stress Shielding Effect" ปรากฏการณ์ดังกล่าวเกิดขึ้นเนื่องจากวัสดุสองชนิดมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นที่แตกต่างกันมาก เมื่อวัสดุที่แข็งแรงกว่าเคลื่อนไหวจะทำให้วัสดุที่มีความแข็งแรงน้อยกว่าสูญเสียมวลโดยรอบ กล่าวคือเมื่อยึดติดระหว่างสกรูและกระดูกเข้าด้วยกัน สกรูจะทำให้กระดูกโดยรอบเกิดความเสียหายและทำให้สกรูเกิดการหลวมหลุดออกจากกระดูก ยิ่งไปกว่านั้นยังส่งผลทำให้กระดูกไม่ได้รับแรงกระตุ้นทำให้กระดูกโดยรอบบางลงตาม Wolff's Law ซึ่งจากการศึกษาพบว่าการเกิด Stress Shielding Effect จะลดลงได้หากใช้วัสดุที่มีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น ใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์[3,4]

จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าโลหะผสมไทเทเนียมชนิดหนึ่งใหม่ซึ่งเรียกว่าโลหะกัมเมทัล โลหะดังกล่าวประกอบด้วยไทเทเนียม ไนโอเบียม แทนทาลัม เซอร์โคเนียมและออกซิเจน ซึ่งมีคุณสมบัติที่เหมาะสมในการนำมาทำเป็นสกรูทางออร์โธปิดิกส์แทนสกรูโลหะแบบเดิม เนื่องจากมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นน้อยกว่าสกรูโลหะแบบเดิม ซึ่งใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์มากกว่าโลหะ

ทั่วไป และไม่ทำปฏิกิริยาต่อร่างกายของมนุษย์ นอกจากนี้โลหะกัมเมทัลยังมีสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดและความแข็งแรงสูง[5] งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ในการศึกษาชีวกลศาสตร์ของสกรูทางออร์โธปิดิกส์จากโลหะกัมเมทัลเพื่อทดแทนโลหะที่ใช้ในปัจจุบัน โดยการจำลองการเกิด Stress Shielding Effect ของสกรู ซึ่งจะทำให้เกิดความมั่นใจในการใช้วัสดุและเทคโนโลยีประเภทใหม่ๆ และช่วยลดปัญหาที่เกิดจากการหลุดของสกรูระหว่างใช้งาน

2. ขั้นตอนและวิธีการทดลอง

2.1 การสร้างสกรูจากโลหะกัมเมทัล

เริ่มจากกระบวนการหลอมกัมเมทัลที่มีส่วนประกอบทางเคมีคือ Ti-Nb-Ta-Zr-0.5O (wt.%) ด้วยวิธี Vacuum Arc Melting ภายใต้บรรยากาศอาร์กอนเพื่อป้องกันการเกิดออกซิเดชันที่ขึ้นงาน และผ่านกระบวนการโฮมิจิไนเซชัน ที่อุณหภูมิ 1,473 K เป็นเวลา 60 นาที เพื่อให้ธาตุทุกธาตุในชิ้นงานหลอมเป็นเนื้อเดียวกันทั้งหมด จากนั้นรีดเย็นที่อัตราส่วนการลดความหนา 20% แล้วบ่มที่อุณหภูมิ 623 K เป็นเวลา 10 นาที โดยโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นถูกขึ้นรูปเป็นสกรูขนาด 4.5 มิลลิเมตร (Cortex Screw) ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 สกรูจากโลหะกัมเมทัล ขนาดความยาว 40 มิลลิเมตร

2.2 การทดสอบสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ทำสกรู

ตัดชิ้นงานให้มีขนาดความยาว 25 มิลลิเมตร กว้าง 3 มิลลิเมตร และ หนา 0.8 มิลลิเมตร จากนั้นนำชิ้นงานไปขัดด้วยกระดาษทรายเพื่อเตรียมสำหรับการทดสอบ และ

กำหนดระยะความยาวเกจขนาด 10 มิลลิเมตร โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ชนิด

2.2.1 Tensile Test

ดึงชิ้นงานด้วยเครื่อง Universal Testing Machine กำหนดอัตราเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที จนชิ้นงานขาด เพื่อหาค่าความแข็งแรงดึงสูงสุดและค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น

2.2.2 Cyclic Test

ดึงชิ้นงานด้วยเครื่อง Universal Testing Machine กำหนดอัตราเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที จนถึงค่าความเครียดที่ 0.5 % แล้วปล่อยแรงด้วยอัตราเร็วเดียวกัน จากนั้นจะทำการเพิ่มความเครียดรอบละ 0.5 % จนถึงรอบสุดท้ายก่อนที่ชิ้นงานจะขาด เพื่อให้เกิด Training effect ให้กับโครงสร้างภายในและเกิดความยืดหยุ่นยิ่งยวด และหาค่า Yield Strength ของวัสดุที่สังเคราะห์ขึ้น

2.3 การจำลองการเกิด Stress Shielding Effect

งานวิจัยนี้จำลองการเกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding Effect ระหว่างกระดูกกับกระดูกต้นแขน (Humerus) โดยทำการทดสอบความแข็งแรงดึงหลุดของกระดูกออกจากกระดูกด้วยวิธีการเขย่ากระดูกที่ปักกับกระดูกแบบไปและกลับ ซึ่งต้องผ่านการคำนวณหาแรงที่กระทำกับกระดูกที่บริเวณหัวของกระดูกที่ปักอยู่บนกระดูกแขน การคำนวณหาระยะการเคลื่อนที่ของกระดูกเมื่อให้แรงกระทำกับกระดูกที่ปักอยู่บนกระดูกแขน จากนั้นนำค่าต่างๆที่ได้มาพิจารณาในการเลือก Piezoelectric Linear Actuator (รูปที่ 2) ที่มีระยะการเคลื่อนที่ต่ำในระดับไมโครเมตร แต่สามารถให้แรงได้สูง ซึ่งสอดคล้องกับแรงที่ใช้ในการจำลองการใช้ชีวิตประจำวันของมนุษย์ตามหลักชีวกลศาสตร์

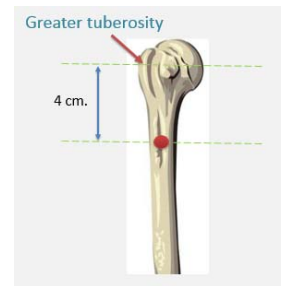


รูปที่ 2 เครื่อง Piezoelectric Linear Actuator

2.4 การทดสอบความแข็งแรงดึงหลุดของกระดูกออกจากกระดูก

การทดสอบความแข็งแรงดึงหลุดใช้หลักการจำลองพฤติกรรมของผู้ป่วยที่รักษาทางออร์โธปิดิกส์เนื่องจาก

ขนาดชิ้นงานที่เล็กมาก ทำให้ไม่สามารถอ้างอิงตามมาตรฐานการทดสอบได้ ซึ่งทำได้โดยการปักกระดูกจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L กับโลหะกัมเมทัล ขนาดความยาว 40 มิลลิเมตร โดยใช้ส่วนเจาะนำกระดูกแขน Humerus ให้ทะลุผ่านบริเวณกระดูกชั้นนอกทั้ง 2 ด้าน หลังจากนั้นทำการสร้างเกลียวภายในกระดูก และทำการไขสกรูลงในกระดูกแขนให้ทะลุทั้ง 2 ด้าน โดยเหลือความยาวบริเวณส่วนหัวของสกรูขนาด 10 มิลลิเมตร ด้วยแรงที่เหมาะสม โดยกำหนดตำแหน่งในการใส่สกรูไว้ต่ำลงมาจากตำแหน่งอ้างอิงทางการแพทย์ Greater Tuberosity เป็นระยะ 4 เซนติเมตร ซึ่งเป็นระยะมาตรฐานที่แพทย์นิยมใช้ ดังรูปที่ 3 และ 4



รูปที่ 3 ตำแหน่งการปักกระดูกจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะกัมเมทัล



รูปที่ 4 ตัวอย่างการปักกระดูกจากเหล็กกล้าไร้สนิมปักลงบนกระดูกแขน

ทำการติดตั้งชุด Laser Displacement Measurement Device โดยให้แสงตั้งฉากกับระนาบของกระดูกที่บริเวณหัวกระดูก เพื่อเป็นการตั้งค่าระยะเริ่มต้นและวัดระยะการเคลื่อนที่ของ Piezoelectric Linear Actuator ก่อนการจำลองการเกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding ทุกครั้งก่อนการทดสอบ จากนั้นจึงทำการติดตั้ง Piezoelectric Linear Actuator (รูปที่ 5) จำลองการเกิด Stress Shielding Effect ด้วยระยะชักขนาด 10 ไมโครเมตร ที่ความถี่ 100 เฮิรตซ์ เป็นเวลา 19 นาที กับ กระดูกแขนอาจารย์ใหญ่จำนวน 4 ท่อน โดยเปรียบเทียบกระดูกจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L กับโลหะกัมเมทัล ที่ปักลงบนกระดูกต้นแขนของอาจารย์ใหญ่แต่ละท่อนบริเวณห่างจากตำแหน่ง Greater Tuberosity ด้วยระยะห่าง 40 มิลลิเมตร



รูปที่ 5 การติดตั้ง Piezoelectric Linear Actuator และอุปกรณ์จับยึดสกรูในการจำลองปรากฏการณ์ Stress Shielding

หลังจากจำลองการเกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding Effect แล้ว ทำการทดสอบความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกด้วยเครื่อง Universal Testing Machine โดยเปลี่ยนไปใช้อุปกรณ์จับยึดหัวสกรูกับเครื่อง Universal Testing Machine (Jig for Pull-out Test) เพื่อจับยึดกับส่วนหัวของสกรูปักกระดูก แล้วทำการดึงสกรูออกในแนวตั้ง ด้วยอัตราเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที จนกระทั่งสกรูเกิดการคลอนหลุดออกจากตำแหน่ง

3. ผลการทดลองและวิเคราะห์ผลการทดลอง

3.1 ผลการทดสอบ Tensile Test

จากผลการทดลอง พบว่าค่าความแข็งแรงดึงสูงสุดของวัสดุชิ้นที่ 1 ถึง 4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 824 MPa และค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นของวัสดุชิ้นที่ 1 ถึง 4 มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 48 GPa

จากการวิเคราะห์ผลทางสถิติเมื่อทำการหาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งแรงดึงสูงสุดและค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น พบว่าค่าความแข็งแรงดึงสูงสุด มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 824 MPa ส่วนค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 48 GPa จากการวิเคราะห์ผลพบว่าค่าความแข็งแรงดึงสูงสุดของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) สูงกว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดึงสูงสุดของกระดูกซึ่งมีค่าเท่ากับ 90-140 MPa และมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นซึ่งใกล้เคียงกับค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นของกระดูกซึ่งมีค่าเท่ากับ 10-30 GPa ดังตารางที่ 1 [6]

ตารางที่ 1 แสดงสมบัติเชิงกลของกระดูกและเหล็กกล้าไร้สนิม

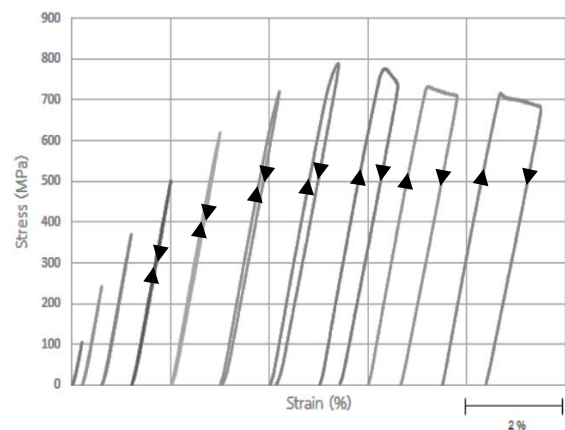
Alloy designation	Microstructure	UTS (MPa)	E (GPa)
Bone	Viscoelastic	90-140	10-30

	composite		
SUS316L	Austenite	480	200

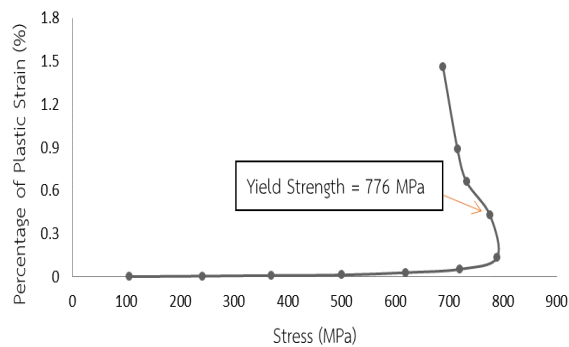
* UTS = Ultimate Tensile Strength, E = Elastic Modulus

3.2 ผลการทดสอบ Cyclic Test

จากการทดลอง รูปที่ 6 แสดงผลของ Cyclic Test ของชิ้นงาน Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) เพื่อหาค่า Yield Strength ตรวจสอบสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดของวัสดุที่สังเคราะห์ขึ้น ซึ่งในช่วงการดึงชิ้นงานครั้งที่ 1 ถึง ครั้งที่ 6 ชิ้นงานยังมีพฤติกรรมเป็นแบบยืดหยุ่น (Elastic) และช่วงการดึงชิ้นงานครั้งที่ 7 ชิ้นงานเริ่มเกิดความเครียดถาวรขึ้น จากรูปที่ 7 การหาค่า Yield Strength โดยกำหนดจากช่วงของความเค้นที่มีปริมาณของความเครียดถาวรมากๆ จากนั้นได้นำค่าความเครียดถาวรในแต่ละความเค้นมาทำการเขียนกราฟความสัมพันธ์กับความเค้นสูงสุดในแต่ละรอบ และใช้หลักเกณฑ์การหาค่า Yield Strength จากงานวิจัยของ Al-Zain and coworker (2014) [7] ได้กำหนดว่าความเค้นสูงสุดที่รอบใดๆ ที่ทำให้วัสดุมีความเครียดถาวร 0.5% คือ Yield Strength ของวัสดุนั้น ดังนั้นที่ความเครียดถาวร 0.5% มีค่า Yield Strength เท่ากับ 776 MPa

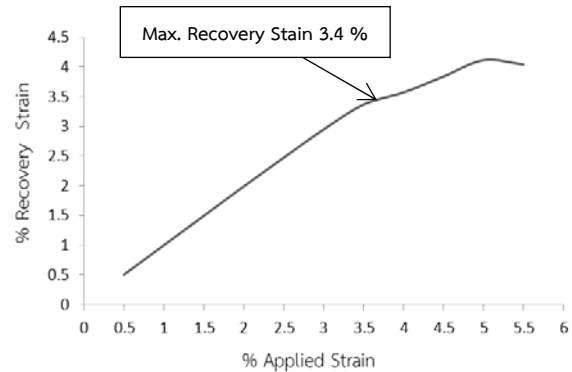


รูปที่ 6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับความเครียดจากการทดสอบ Cyclic Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %)



รูปที่ 7 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนร้อยละของความเครียดถาวรกับความเค้นสูงสุดในแต่ละรอบ ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %)

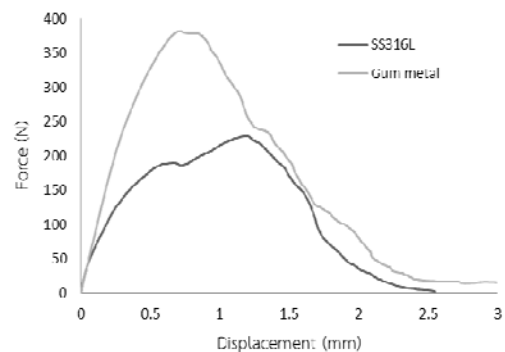
เพื่อตรวจสอบสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดของวัสดุ จึงทำการสร้างความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนร้อยละของความเครียดคืนตัวที่วัสดุสามารถคืนตัวกลับได้ในแต่ละรอบ (Recovery Strain) กับอัตราส่วนร้อยละของความเครียดใช้งานทั้งหมดในแต่ละรอบ (Applied Strain) ดังรูปที่ 8 พบว่าเกิดการเปลี่ยนแปลงความชันที่อัตราส่วนร้อยละของความเครียดคืนตัวที่ 3.4 และจากงานวิจัยเรื่องการสร้างโลหะผสมไทเทเนียม-ไนโอเบียมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดเพื่อนำมาใช้เป็นกระดูกเทียม[8] ได้ทำการตรวจสอบสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดจากค่า Recovery Ratio (Recovery Strain/Applied Strain) โดยกำหนดให้โลหะผสมที่มีค่า Recovery Ratio ตั้งแต่ 0.95 ขึ้นไป จัดเป็นโลหะผสมที่สามารถเกิดสมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวด เมื่อนำผลจากการทดสอบ Cyclic Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) มาคำนวณหาค่า Recovery Ratio พบว่าตั้งแต่อัตราส่วนร้อยละของความเครียดคืนตัวที่ 0.5-3.4 มีค่า Recovery Ratio สูงกว่า 0.95 จึงถือว่าอัตราส่วนร้อยละของความเครียดคืนตัวที่ 3.4 คืออัตราส่วนร้อยละของความเครียดคืนตัวสูงสุดที่จุดคราก เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับเหล็กกล้าไร้สนิมพบว่า เหล็กกล้าไร้สนิมมีอัตราส่วนร้อยละของความเครียดคืนตัวสูงสุดที่จุดครากประมาณ 0.8-0.9 ส่วนวัสดุที่สังเคราะห์ขึ้นมีอัตราส่วนร้อยละของความเครียดคืนตัวสูงสุดที่จุดครากสูงกว่าและมีค่า Recovery Ratio สูงกว่า 0.95 จึงสามารถสรุปได้ว่าวัสดุที่สังเคราะห์ขึ้นมาได้นั้นมีสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด



รูปที่ 8 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราส่วนร้อยละของความเครียดคืนตัวในแต่ละรอบกับอัตราส่วนร้อยละของความเครียดทั้งหมดที่ใช้ในแต่ละรอบของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt%)

3.3 ผลการทดสอบความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูก

จากการทดลองดังรูปที่ 9 แนวโน้มของกราฟจะขึ้นสูงสุดและลดลง บริเวณดังกล่าวคือบริเวณที่สกรูเริ่มทำลายเกลียวภายในที่สร้างขึ้นไว้ในตอนติดตั้งสกรูจนหมด และทำให้สกรูไม่มีความเสถียรในการติดตั้งจนเกิดการหลุดออกมาในที่สุด



รูปที่ 9 กราฟแสดงแรงดึงหลุดของสกรูกับระยะที่เคลื่อนที่ของการทดสอบกับสกรูจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L กับโลหะกัมเมทัล

ค่าความแข็งแรงดึงหลุดสูงสุดของสกรูออกจากกระดูก บ่งบอกถึงสมบัติการยึดติดทางกลศาสตร์ของสกรูกับกระดูก เมื่อนำผลการทดสอบมาวิเคราะห์เชิงสถิติพบว่าค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกของสกรูที่ทำจากโลหะกัมเมทัลมีค่าเท่ากับ 382 N โดยมีส่วนค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกของสกรูที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L มีค่า

เท่ากับ 227 N (รูปที่ 9) ซึ่งจากผลการทดสอบค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกของสกรูจากโลหะกัมเมทัลสูงกว่าสกรูจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L อย่างมีนัยสำคัญ คิดเป็นอัตราส่วนร้อยละของความแตกต่างอยู่ที่ 40.57 เนื่องจากการศึกษาของงานวิจัยของ Kristina Haase และ Gholamreza Rouhi [5] การลดค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นของวัสดุจะช่วยให้ความสามารถในการส่งถ่ายความเค้นระหว่างวัสดุกับกระดูก โดยความสามารถในการส่งถ่ายความเค้นคืออัตราส่วนระหว่างความเค้นที่ส่งถ่ายให้กับกระดูก กับความเค้นบริเวณเกลียวของสกรูที่ติดกับกระดูก ซึ่งโลหะกัมเมทัลมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นต่ำกว่าเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L ดังตารางที่ 1 ทำให้เมื่อได้รับความเค้นจะสามารถส่งถ่ายความเค้นให้กับกระดูกในรูปแบบการบาดเจ็บระดับเซลล์ได้ดีกว่าและไม่เกิดการสะสมความเค้นเอาไว้ ทำให้สามารถช่วยลดปรากฏการณ์ Stress Shielding ที่เป็นเหตุทำให้สกรูหลวมหลุดออกจากกระดูก

ผลการทดสอบค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกของสกรูจากโลหะกัมเมทัลกับสกรูจากเหล็กกล้าไร้สนิม เป็นไปตามแนวโน้มที่คาดการณ์ทำให้ช่วยลดการเกิด Stress Shielding Effect ส่งผลต่อสมบัติการยึดติดทางชีวกลศาสตร์ของสกรูโดยตรง

4. สรุปผลการทดลอง

4.1 การทดสอบ Tensile Test และ Cyclic Test

จากผลการทดสอบชิ้นงาน Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ผ่านการโอไมจีไนเซชัน ที่อุณหภูมิ 1,473 เคลวิน เป็นเวลา 60 นาที ผ่านการรีดเย็นที่ 20% และผ่านการบ่มที่อุณหภูมิ 623 เคลวิน เป็นเวลา 10 นาที มีค่าความแข็งแรงดึงสูงสุดเท่ากับ 824 MPa ค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นเท่ากับ 48 GPa Yield Strength เท่ากับ 793 MPa และค่าความเครียดคืบตัวสูงสุดที่จุดครากเท่ากับ 3.4 % จึงทำให้สามารถสรุปว่าชิ้นงานที่สังเคราะห์และสร้างขึ้นนั้น มีความใกล้เคียงกับกัมเมทัลมากขึ้น โดยอ้างอิงจากค่าความแข็งแรงที่สูงขึ้น และการมีสมบัติความยืดหยุ่นที่ยาวดที่ทำให้ค่ามอดูลัสที่เกิดขึ้นต่ำกว่าโลหะผสมไทเทเนียมทั่วไปได้เป็นอย่างมาก

4.2 การทดสอบความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูก

การทดสอบค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูก หลังจากการจำลองผลกระทบจากปรากฏการณ์ Stress Shielding ด้วย Piezoelectric Linear Actuator เมื่อทำการทดสอบเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูก ระหว่างสกรูจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L กับสกรูจากโลหะกัมเมทัล โดยใช้กระดูกแกนอาจารย์ใหญ่จำนวน 4 ท่อน พบว่าค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกของสกรูจากโลหะกัมเมทัลมีค่าเท่ากับ 382 N ซึ่งสูงกว่าของสกรูที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L ที่มีค่าเท่ากับ 227 N โดยคิดเป็นอัตราส่วนร้อยละของความแตกต่างอยู่ที่ 40.57 จากผลการทดสอบ พบว่าสกรูจากโลหะกัมเมทัลสามารถช่วยเพิ่มค่าความแข็งแรงดึงหลุดของสกรูออกจากกระดูกเมื่อได้รับแรงจากการจำลองการเคลื่อนที่ของมนุษย์ซึ่งเป็นไปตามปรากฏการณ์ Stress Shielding ได้

5. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณสำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ สำนักงานคณะกรรมการการวิจัยแห่งชาติ สำหรับงบประมาณในการวิจัยของงานวิจัยนี้ ขอขอบคุณโรงพยาบาลเลิดสินที่อนุเคราะห์กระดูกต้นแขนอาจารย์ใหญ่จำนวน 4 ท่อนในการทดสอบและคำแนะนำในการทดสอบ

6. เอกสารอ้างอิง

- [1] โครงการสารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน โดยพระราชประสงค์ในพระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัว, *วัสดุและอุปกรณ์การแพทย์ในประเทศไทย* <http://kanchanapisek.or.th/kp6/sub/book/book.php?book=30&chap=9&page=t30-9-detail.html>, เข้าดูเมื่อวันที่ 28 ก.ย. 57
- [2] วิรุฬห์ เหล่าพิทรเกษม, *นิตยสารหมอชาวบ้าน เล่มที่ 56*, <http://www.doctor.or.th/article/detail/6680>, เข้าดูเมื่อวันที่ 28 ก.ย. 57
- [3] ชัยวัฒน์ ปิยะสกุลแก้ว, *แบบฟอร์มโครงร่างงานวิจัย*, โรงพยาบาลเลิดสิน สังกัดภาควิชา/หน่วยงาน ศูนย์การแพทย์เฉพาะทางด้านออร์โธปิดิกส์.
- [4] มาริสา คุณธนวงศ์, *โพลีโพรพิลีน วัสดุปลูกฝังยุคใหม่...ไม่จ่อไทเทเนียม*, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC), <https://www.mtec.or.th/index>.

php/2013-05-29-09-06-21/2013-05-29-09-38-47

/1168 , 30 ก.ย. 57

[5] นายเกษม ศรีรัมย์, อิทธิพลของส่วนประกอบทางเคมี และอุณหภูมิการบ่มที่มีต่อสมบัติของโลหะกัมเมทัล, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี, พ.ศ.2556

[6] Mohamed Abdel-Hady Gepreel and Mitsuo Niinomi, 2013, "Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation", Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Vol.20, pp. 407-415

[7] Y. Al-Zain a, H.Y. Kim a, H. Hosoda b, T.H. Namc, S. Miyazaki, 2014, "Shape memory properties of Ti-Nb-Mo biomedical alloys", Acta Materialia, Vol.58, pp.4212-4223

[8] ชัยยง โภยกุล, ชงไชย ศรีสาโรช, ธเนศ เกตุแก้ว, การสร้างโลหะผสมไทเทเนียม-ไนโอเบียมที่มีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดเพื่อนำมาใช้เป็นกระดูกเทียม, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี พ.ศ.2551