

โครงการย่อยที่ 1 การพัฒนาวัสดุ Gum Metal สำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ (Development of “Gum Metal” for biomedical applications)

ผู้อำนวยการแผนงาน และหัวหน้าโครงการย่อยที่ 1

ชื่อ นาย อนรรฆ ชันระชวณะ
 หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 3100904947401
 ตำแหน่ง ผู้ช่วยศาสตราจารย์
 สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
 126 ถ.ประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
 โทรศัพท์: 02-470-9116
 โทรสาร: 02-470-9111
 E-mail: anak.kha@kmutt.ac.th

ผู้ร่วมงานวิจัยโครงการย่อยที่ 1

1. ชื่อ นาย ชัยยง โภยกุล
 หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 1101401085072
 ตำแหน่ง นักวิจัย
 สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
 126 ถ.ประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
 โทรศัพท์: 086-800-6311
 E-mail: chaiyong.koa@gmail.com
2. ชื่อ นาย ชวิน จอจวรรณศิริ
 หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 1101200135081
 ตำแหน่ง นักวิจัย
 สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
 126 ถ.ประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
 โทรศัพท์: 084-018-8050
 E-mail: reaypeay@hotmail.com

ที่ปรึกษาโครงการย่อยที่ 1

ชื่อ นาย จุลเทพ ขจรไชยกูล

หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 3909800926085

ตำแหน่ง นักวิจัยศูนย์เทคโนโลยีโลหะ และวัสดุแห่งชาติ

สถานที่ติดต่อ ศูนย์เทคโนโลยีโลหะ และวัสดุแห่งชาติ

114 อุทยานวิทยาศาสตร์ประเทศไทย ถ.พหลโยธิน

ต.คลองหนึ่ง อ.คลองหลวง จ.ปทุมธานี 12120

โทรศัพท์: 02-564-6500 ต่อ 4352, 4619

E-mail: julathek@mtec.or.th

วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อสังเคราะห์สร้าง Gum Metal และศึกษาอิทธิพลของส่วนประกอบทางเคมี, กระบวนการทางความร้อน
2. และกระบวนการรีดเย็นที่มีต่อสมบัติทางกลของ Gum Metal
3. เพื่อวิเคราะห์หาค่าตัวแปรที่เหมาะสมสำหรับการสร้าง Gum Metal สำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์
4. เพื่อเปรียบเทียบสมบัติ Gum Metal ที่สร้างขึ้นกับวัสดุที่มีจำหน่ายในเชิงพาณิชย์

บทคัดย่อ

วัสดุทางการแพทย์สำหรับรักษาโรคกระดูกจำพวกโลหะผสมในปัจจุบันนี้มีข้อจำกัดในเรื่องของมอดูลัสความยืดหยุ่นที่มากกว่ากระดูกจริงของมนุษย์ มีความแข็งแรงไม่เพียงพอ อีกทั้งยังมีส่วนประกอบที่เป็นพิษต่อร่างกาย โดยงานวิจัยนี้จะทำการศึกษาตัวแปรที่ใช้ในการสร้างโลหะผสมไทเทเนียมที่มีส่วนประกอบของไนโอเบียม, แทนทาลัม, เซอร์โคเนียม และออกซิเจนสำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ หรือที่มีชื่อเรียกว่า “กัมเมทัล” อันได้แก่การศึกษาอิทธิพลของการรีดเย็น อิทธิพลของส่วนประกอบออกซิเจน และเซอร์โคเนียม ตลอดจนอุณหภูมิที่ใช้ในกระบวนการบ่มที่มีต่อสมบัติของโลหะกัมเมทัล โดยเริ่มจากกระบวนการหลอมขึ้นงานด้วยวิธี Arc Melting โดยจะทำการกำหนดส่วนผสมทางเคมีที่ Ti-(30, 33)Nb-2Ta-(1-5)Zr-(0.3-0.7)O (wt%) จากนั้นจะทำการ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที ทำการรีดเย็นที่ 30% ถึง 90% และบ่มที่อุณหภูมิ 523K, 623K และ 723K เป็นเวลา 10 นาที ซึ่งชิ้นงานที่สร้างขึ้นนั้นจะถูกทำการตรวจสอบส่วนประกอบทางเคมี และโครงสร้างผลึก ทดสอบสมบัติทางกล ความต้านทานการกัดกร่อน ตลอดจนความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อของวัสดุที่สร้างขึ้น เพื่อทำการศึกษาอิทธิพลของตัวแปรที่มีผลต่อสมบัติของวัสดุ จากผลการตรวจสอบด้วย X-Ray Diffraction (XRD) พบว่าโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นนั้นมีโครงสร้างเป็นแบบ Body Centered Cubic (BCC) และจากการทดสอบ Tensile Test ที่อุณหภูมิห้องพบว่าวัสดุจะเกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกแบบ Stress-induced Martensite เมื่อได้รับความเค้น และพบว่าอิทธิพลของปริมาณออกซิเจน และเซอร์โคเนียมนั้นมีผลต่อสมบัติทางกลของวัสดุทั้งก่อน และหลังการบ่ม นอกจากนี้ยังพบว่าการบ่มนั้นจะทำให้เกิดตะกอนขึ้นภายในโครงสร้างผลึกซึ่งมีผลต่อสมบัติทางกลของชิ้นงาน โดยเงื่อนไขที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการบ่มคือที่อุณหภูมิ 623K เป็นเวลา 10 นาที ซึ่งชิ้นงานที่มีส่วนประกอบทางเคมี Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.7O (wt %) ก่อนทำการบ่ม และ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการบ่มที่ 623K เป็นเวลา 10 นาที นั้นมีความเหมาะสมแก่การนำไปประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์มากที่สุด โดยชิ้นงานทั้งสองนั้นมีค่า Tensile Strength สูงกว่า 1,400 MPa, Yield Strength สูงกว่า 1,200 MPa และ Elastic Modulus ไม่เกิน 42 GPa ซึ่งใกล้เคียงกับกระดูกจริงของมนุษย์ และเมื่อเปรียบเทียบกับสมบัติของวัสดุที่ใช้งานในเชิงพาณิชย์ในปัจจุบันได้แก่เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V แล้วพบว่าโลหะกัมเมทัลที่ผลิตได้นั้นมีความแข็งแรงสูงกว่า อีกทั้งยังมีความยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับกระดูกจริงของมนุษย์มากกว่าอีกด้วย

Abstract

The excessive modulus, inadequate strength and toxic compositions have been classified as limitations of present biomedical alloys for orthopedic patient treatment. This research aims to investigate several parameters for the fabrication of biomedical titanium alloys, which consist of niobium, tantalum, zirconium and oxygen, called “Gum Metal”. In this study, the influences of cold-rolling, oxygen and zirconium content together with aging temperature on properties of gum metal were investigated. The alloys were fabricated by arc melting technique and the chemical compositions were set at Ti-(30, 33)Nb-2Ta-(1-5)Zr-(0.3-0.7)O (wt %). All specimens were homogenized at 1,473K for 60 minutes. The ingots were sliced and cold rolled to the final cold-work reduction ranging from 30% to 90% of thickness. Aging temperatures were set at 523K, 623K and 723K for 10 minutes, respectively. From X-Ray Diffraction (XRD) results, all gum metals revealed Body Centered Cubic (BCC) structure. Stress-induced Martensitic transformation could be confirmed by tensile test. It is found that

mechanical properties of the alloys were affected by oxygen and zirconium content in both specimens before and after aging treatment. Moreover, it is also found that precipitation hardening by aging consequently affected mechanical properties. It could be concluded that the most appropriate aging condition was at 623K for 10 minutes. Finally, Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.70 (wt %) alloy without aging and Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.50 (wt %) alloy after aging at 623K for 10 minutes exhibited the most suitable properties for biomedical applications with tensile strength higher than 1,400 MPa, yield strength higher than 1,200 MPa and elastic modulus less than 42 GPa. When compared with commercial SUS316L stainless steel and Ti-6Al-4V alloys, the fabricated gum metals showed higher strength and more human bone-like elasticity.

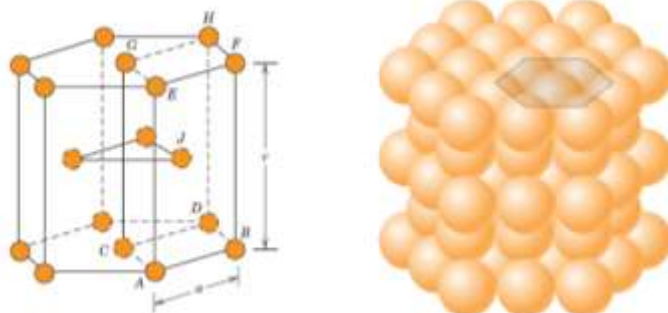
ทฤษฎีเกี่ยวกับโลหะไทเทเนียม[1]

ไทเทเนียมเป็นธาตุที่นิยมนำมาใช้ในเชิงวิศวกรรมเป็นอย่างมากเนื่องจากมีความหนาแน่น 4.5 g/cm^3 มีจุดหลอมเหลวที่สูงถึง $1,668 \text{ }^\circ\text{C}$ มีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นประมาณ 107 GPa และมีค่าความแข็งแรงในอุณหภูมิห้องที่สูงถึง $1,400 \text{ MPa}$ นอกจากนี้โลหะผสมจำพวกไทเทเนียมยังมีความเหนียวสูงสามารถขึ้นรูปได้ง่ายอีกด้วย

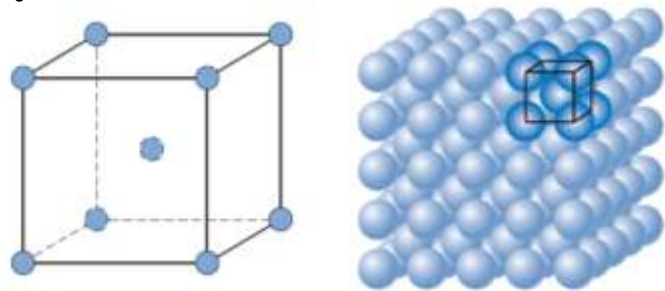
ไทเทเนียมบริสุทธิ์ (Commercially Pure Titanium; CP-Ti) มีโครงสร้างเป็น Hexagonal Close Packed (HCP) หรือที่เรียกว่า α -phase ที่อุณหภูมิห้อง และจะเปลี่ยนโครงสร้างเป็น Body Centered Cubic (BCC) หรือ β -phase ที่อุณหภูมิ $883 \text{ }^\circ\text{C}$ ซึ่งอุณหภูมิการเปลี่ยนโครงสร้างจาก α เป็น β (α to β Transformation Temperature) นั้นจะเปลี่ยนแปลงตามธาตุที่เติมเข้าไปในโลหะไทเทเนียม ตัวอย่างเช่น เมื่อเติมวาเนเดียม, ไนโอเบียม หรือโมลิบดีนัม จะทำให้อุณหภูมิในการเปลี่ยนโครงสร้างจาก α เป็น β ลดลง ซึ่งจะเรียกธาตุเหล่านี้ว่า β -stabilizer ส่วนธาตุที่เติมเข้าไปแล้วทำให้อุณหภูมิในการเปลี่ยนโครงสร้างจาก α เป็น β สูงขึ้น หรือ α -stabilizer ได้แก่ อลูมิเนียม และดีบุก เป็นต้น[2-3]

โลหะผสมไทเทเนียมสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ประเภทหลัก ๆ ได้แก่

- α -Titanium ส่วนใหญ่จะถูกใช้ในงานที่มีอุณหภูมิสูง เนื่องจากมีความต้านทานการเกิด Creep ที่สูง แต่ขึ้นรูปได้ยากเมื่อเทียบกับโลหะผสมไทเทเนียมชนิดอื่น
- β -Titanium สามารถขึ้นรูปได้ง่าย และมี Toughness ที่สูง
- α/β -Titanium มีโครงสร้างผลึกทั้ง HCP และ BCC ซึ่งสามารถขึ้นรูปได้ง่าย ในขณะที่ความแข็งแรงยังคงสูงอยู่
- Near α -Titanium มีโครงสร้างผลึกทั้ง HCP และ BCC แต่จะมีโครงสร้าง BCC น้อยมาก ซึ่งมีสมบัติค่อนข้างคล้ายกับ α -Titanium



รูปที่ 1 โครงสร้างผลึกแบบ Hexagonal Close Packed[1]



รูปที่ 2 โครงสร้างผลึกแบบ Body Centered Cubic[1]

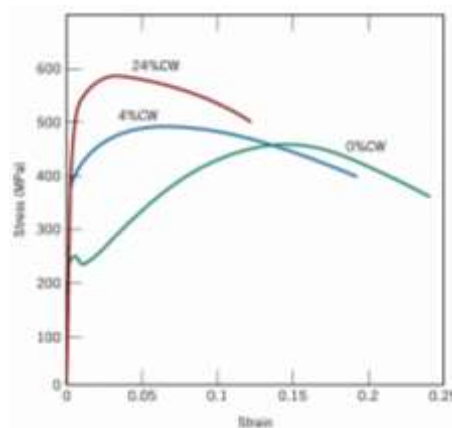
ตารางที่ 1 สมบัติของโลหะผสมไทเทเนียมประเภทต่าง ๆ[4]

Alloy Type	Common Name	Composition (wt %)	Condition	Average Mechanical Properties		
				Tensile Strength (MPa)	Yield Strength (MPa)	Ductility (%EL in 50 mm)
Commercially Pure	Unalloyed	99.5 Ti	Annealed	240	170	24
α	Ti-5Al-2.5Sn	5 Al, 2.5 Sn, balance Ti	Annealed	826	784	16
Near α	Ti-8Al-1Mo-1V	8 Al, 1 Mo, 1 V, balance Ti	Annealed	950	890	15
α - β	Ti-6Al-4V	6 Al, 4 V, balance Ti	Annealed	947	877	14
α - β	Ti-6Al-6V-2Sn	6 Al, 2 Sn, 6 V, 0.75 Cu, balance Ti	Annealed	1,050	985	14
β	Ti-10V-2Fe-3Al	10 V, 2 Fe, 3 Al, balance Ti	Solution + aging	1,223	1,150	10

ทฤษฎีเกี่ยวกับกระบวนการรีดเย็น[5]

การรีดเย็นคือกระบวนการรีดลดขนาดของโลหะที่อุณหภูมิต่ำกว่า Recrystallization Temperature โดยใช้ลูกรีด ซึ่งจะก่อให้เกิดปรากฏการณ์ที่เรียกว่า Work Hardening มีผลให้วัสดุมีความแข็งแรงมากขึ้น เนื่องจากมี Dislocation และความเค้นภายในเกิดขึ้นหลังการรีดเย็นทำให้วัสดุเปลี่ยนรูปถาวรได้ยากขึ้นแต่ในทางกลับกันก็จะทำให้ความเหนียวของวัสดุลดลงดังรูปที่ 3 โดยการคำนวณ %การรีดจะเป็นไปตามสมการดังนี้

$$\% \text{การรีด} = \left\{ \frac{\text{ความหนาก่อนรีด} - \text{ความหนาหลังรีด}}{\text{ความหนาก่อนรีด}} \right\} \times 100 \quad (2.1)$$



รูปที่ 3 กราฟความเค้น-ความเครียดของเหล็กกล้าคาร์บอนต่ำที่ทำการรีดเย็นที่ % ต่าง ๆ [11]

ทฤษฎีเกี่ยวกับกระบวนการปรับปรุงทางความร้อน[2]

1. Annealing

คือกระบวนการทางความร้อนชนิดหนึ่งที่สามารถลดความเค้นตกค้างที่เกิดจากการรีด หรือขึ้นรูปเย็น ทำให้วัสดุมีความเหนียวมากขึ้น และสามารถรับความเค้นต่อไปได้โดยไม่เกิดความเสียหาย ซึ่งกระบวนการ Annealing จะแบ่งออกเป็น 3 ช่วงหลัก ๆ ได้แก่

- Heating คือการเพิ่มอุณหภูมิไปจนถึงระดับที่ต้องการ
- Soaking คือการรักษาระดับอุณหภูมิให้กระจายทั่วชิ้นงานอย่างสม่ำเสมอ
- Cooling คือการลดอุณหภูมิหลังจากการ Annealing แล้ว

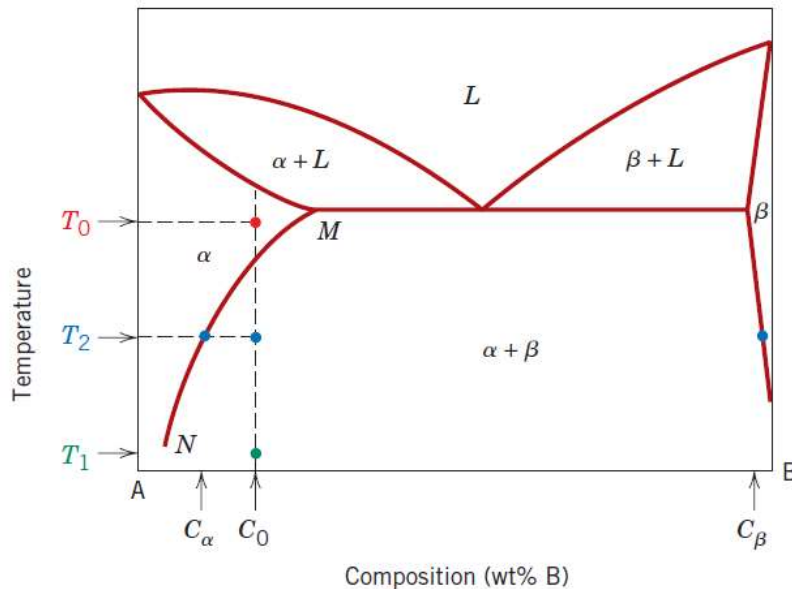
2. Solution Heat Treatment (Homogenization)

คือกระบวนการทำให้โครงสร้างผลึกมีความสม่ำเสมอเป็นเนื้อเดียวกัน โดยสามารถทำได้โดยการอบวัสดุที่อุณหภูมิสูงในระดับที่ส่วนผสม และช่องว่างภายในโครงสร้างผลึกของวัสดุนั้นสามารถแพร่ได้อย่างสม่ำเสมอทั่วทั้งชิ้นงาน (อุณหภูมิ T_0 ในรูปที่ 4 และ 5) จากนั้นจะทำการลดอุณหภูมิของวัสดุอย่างรวดเร็วด้วยการ Quenching เพื่อยับยั้งการแพร่ และให้วัสดุคงสภาพโครงสร้างที่สม่ำเสมอ และเป็นเนื้อเดียวกันไว้

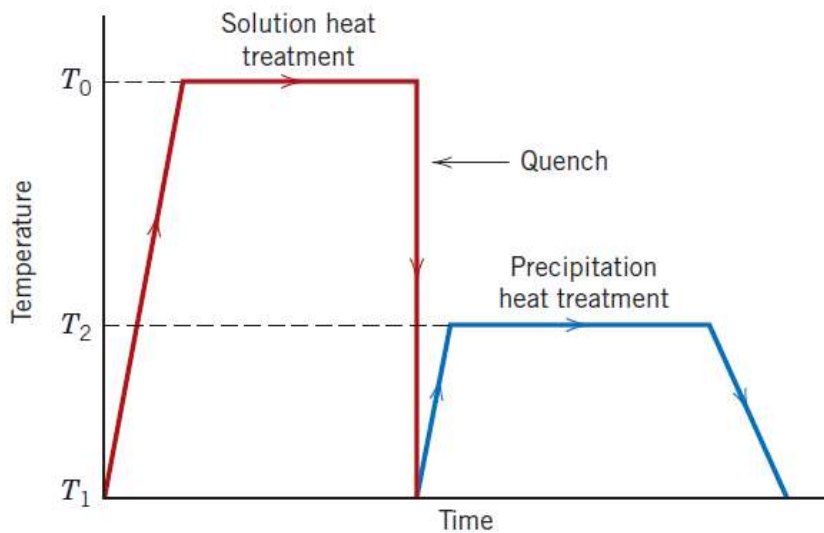
3. Precipitation Heat Treatment (Aging)

คือกระบวนการบ่มที่ทำให้เกิดตะกอนภายในโครงสร้างผลึกหลังจากที่ทำ Homogenization แล้ว ซึ่งโครงสร้างผลึกหลังจากการทำ Quenching จะอยู่ในรูปของ Supersaturated Solid Solution ดังนั้นการทำ Aging (ที่อุณหภูมิ T_2 ในรูปที่ 4 และ 5) จะกระตุ้นให้ส่วนผสมที่ไม่สามารถละลายเข้าไปในโครงสร้างผลึกได้นั้น

เกิดการแพร่รวมตัวกันเกิดเป็นตะกอนขนาดใหญ่ส่งผลให้ความแข็งแรงของวัสดุสูงขึ้น แต่ถ้าตะกอนมีขนาดใหญ่เกินไปจะส่งผลให้วัสดุมีความเปราะ



รูปที่ 4 อุณหภูมิการทำ Homogenization และ Aging ของโลหะ A ที่มีส่วนผสมของ B ที่ $C_0\%$ [2]



รูปที่ 5 เวลาในการทำ Homogenization และ Aging ของโลหะ A ที่มีส่วนผสมของ B ที่ $C_0\%$ [2]

ทฤษฎีเกี่ยวกับวัสดุทางการแพทย์สำหรับประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคกระดูก[3, 6]

วัสดุที่นำมาประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคกระดูกจะต้องมีสมบัติเบื้องต้นอันได้แก่

- สามารถทนต่อความเค้นสลัที่เกิดขึ้นจากการใช้ชีวิตประจำวันของมนุษย์ได้นาน
- มีความแข็งแรงสูง เพื่อที่วัสดุฝังในจะสามารถทนต่อความเค้น และคงรูปอยู่ได้โดยไม่เกิดความเสียหาย
- มีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับกระดูกจริงของมนุษย์ (ประมาณ 30-40 GPa) เนื่องจากมอดูลัสความยืดหยุ่นของวัสดุที่นำมาประยุกต์ใช้งานนั้นมีผลต่อการถ่ายเทความเค้นไปยังกระดูกจริงค่อนข้างมาก ดังนั้นหากนำวัสดุที่มีมอดูลัสความยืดหยุ่นที่สูงกว่ากระดูกของมนุษย์มาใช้งานจะทำให้เกิด Stress Concentration บริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุฝังในกับกระดูกจริง ส่งผลให้กระดูกบริเวณดังกล่าวเสี่ยงต่อ

การเกิดความเสียหาย และเกิดการคลอนของวัสดุฝังในได้ นอกจากนั้นยังทำให้บริเวณที่ต้องการให้มีการสร้างกระดูกใหม่นั้นได้รับความเค้นต่ำกว่าตามหลักสรีรวิทยาทำให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ที่ผิดปกติ เรียกว่าการเกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding Effect ดังรูปที่ 6

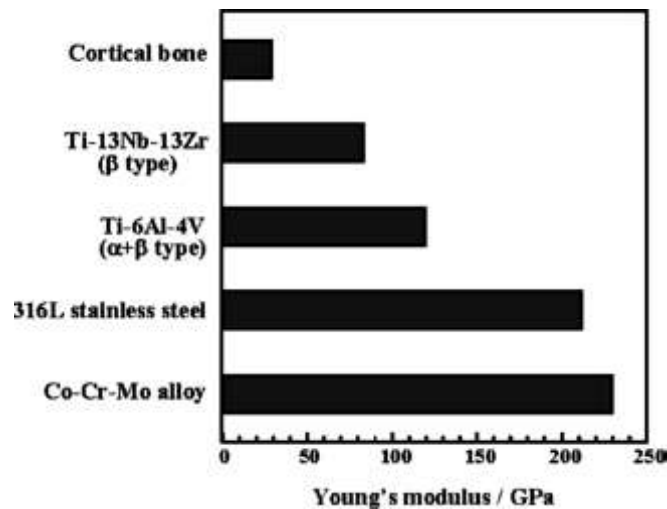
- มีความต้านทานการกัดกร่อนที่สูง เนื่องจากสภาวะที่ใช้งานภายในร่างกายนั้นวัสดุจะต้องสัมผัสกับของเหลวในร่างกายซึ่งวัสดุนั้นอยู่ในสภาวะการกัดกร่อนที่สูง ดังนั้นหากใช้วัสดุที่มีความต้านทานการกัดกร่อนที่ต่ำอาจส่งผลให้อนุภาคที่อาจเป็นพิษต่อร่างกายหลุดออกมาได้
- สามารถทนต่อการเสียดสีได้ดี หากวัสดุนั้นไม่สามารถทนต่อการเสียดสีได้ดีแล้ววัสดุจะเกิดความเสียหายบริเวณผิว และเกิดการคลอนของวัสดุฝังใน อีกทั้งยังเกิดอนุภาคโลหะจากการเสียดสีดังกล่าวซึ่งอาจเป็นพิษต่อร่างกาย
- มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ วัสดุที่นำมาใช้เป็นวัสดุฝังในนั้นต้องปราศจากส่วนประกอบที่เป็นพิษ และเมื่อสัมผัสกับอวัยวะภายในร่างกายต้องไม่เกิดอันตราย หรือรบกวนการทำงานของระบบต่าง ๆ ภายในร่างกาย
- เซลล์กระดูกสามารถยึดเกาะได้ดีเพื่อที่จะทำให้กระบวนการสร้างกระดูกใหม่นั้นสามารถดำเนินไปอย่างมีประสิทธิภาพ



รูปที่ 6 การสร้างกระดูกใหม่ที่ผิดปกติจากการทดลองในกระต่ายเป็นเวลา 24 สัปดาห์ โดยใช้โลหะผสมไทเทเนียมที่มีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นประมาณ 60 GPa(รูป a) เปรียบเทียบกับเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L ที่มีมอดูลัสความยืดหยุ่นประมาณ 180 GPa(รูป b)[3]

วัสดุที่นิยมนำมาประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคกระดูกนั้นเป็นวัสดุจำพวกเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L ซึ่งพบว่าเมื่อใช้ไปเป็นระยะเวลาหนึ่งจะเกิดความเสียหายที่เกิดจากความล้า, การเสียดสี และการกัดกร่อน อีกทั้งยังมีมอดูลัสความยืดหยุ่นประมาณ 180 ถึง 210 GPa ซึ่งสูงกว่ากระดูกของมนุษย์ค่อนข้างมาก หลังจากนั้นจึงมีการนำโลหะผสมจำพวก Co-Cr-Mo Alloys มาประยุกต์ใช้แทนซึ่งวัสดุชนิดนี้สามารถทนต่อความล้า, การเสียดสี และการกัดกร่อนได้ดีกว่าเหล็กกล้าไร้สนิมแต่ยังคงมีมอดูลัสความยืดหยุ่นที่สูงกว่ากระดูกมนุษย์อยู่ทำให้ต่อมามีการนำโลหะจำพวกไทเทเนียมมาประยุกต์ใช้งานเนื่องจากมีสามารถทนต่อการกัดกร่อนได้ดี, มีความแข็งแรงสูง และน้ำหนักเบา โดยส่วนใหญ่จะเป็นโลหะผสมไทเทเนียมประเภท Ti-6Al-4V ซึ่งมีสมบัติทางกลที่ดีกว่าประเภท Commercially Pure (CP-Ti) ถึงแม้ว่าค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นของ Ti-6Al-4V จะต่ำกว่าวัสดุ

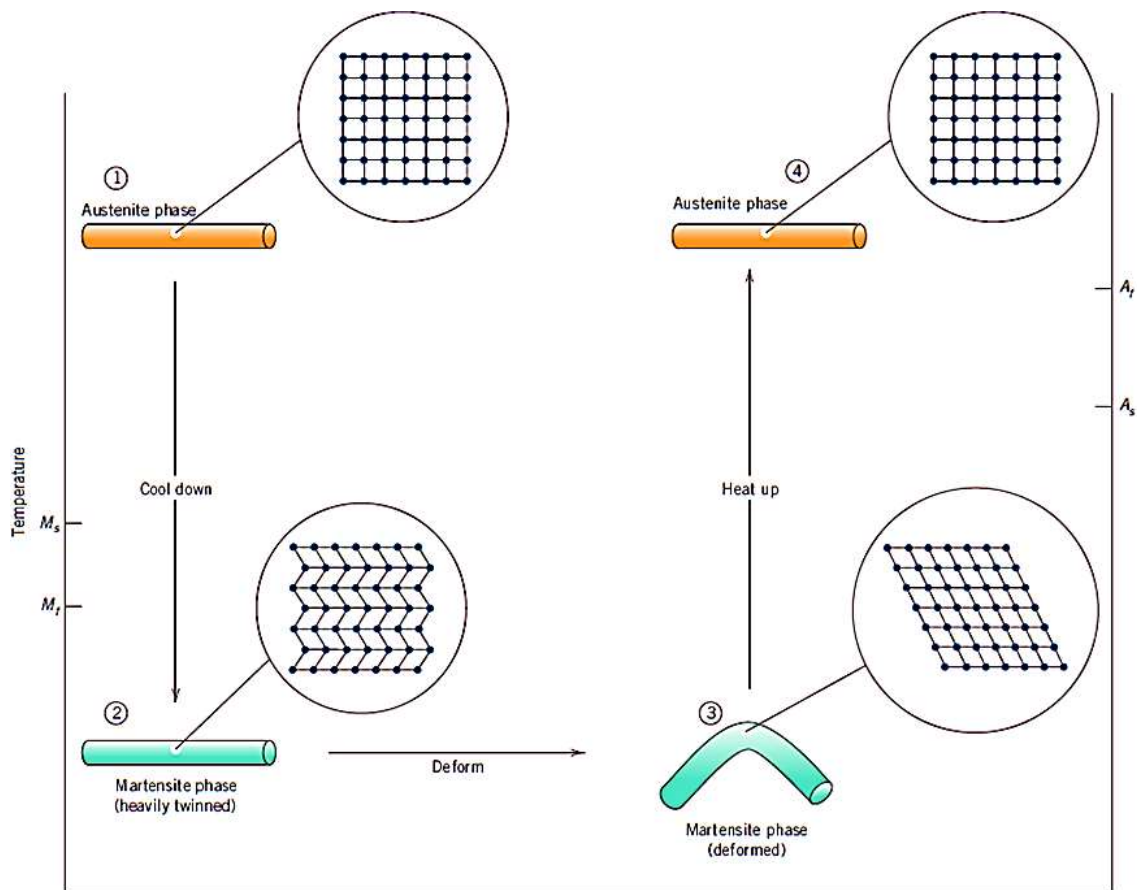
สองชนิดแรกมาก แต่ก็ยังคงสูงอยู่เมื่อเทียบกับกระดูกจริง นอกจากนี้ Ti-6Al-4V ยังมีส่วนผสมของอลูมิเนียมและวาเนเดียมซึ่งมีงานวิจัยระบุว่าสามารถก่อให้เกิดปัญหาข้างเคียงในระยะยาว เช่นโรคความจำเสื่อม และโรคประสาท หลังจากนั้นจึงเปลี่ยนมาเป็นวัสดุจำพวกเบตาไทเทเนียมซึ่งปราศจากส่วนประกอบที่เป็นพิษ และมีมอดูลัสความยืดหยุ่นเข้าใกล้กระดูกจริงของมนุษย์มากที่สุดดังที่แสดงในรูปที่ 7 แต่ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของความแข็งแรง ทำให้ต้องมีการพัฒนาสมบัติทางกลเพื่อให้สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ได้ให้เหมาะสม และมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น[6-9]



รูปที่ 7 ค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นของวัสดุทางการแพทย์ชนิดต่าง ๆ [9]

ทฤษฎีเกี่ยวกับโลหะผสมจำรูป (Shape Memory Alloys)

โลหะผสมจำรูป คือโลหะจำพวกเบตาไทเทเนียมชนิดหนึ่งที่สามารถแสดงสมบัติจำรูป และยืดหยุ่นยิ่งยวด สำหรับโลหะเบตาไทเทเนียมที่นำมาประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์จะมีส่วนผสมของไทเทเนียม, ไนโอเบียม, แทนทาลัม และเซอร์โคเนียมซึ่งไม่เป็นพิษต่อร่างกายมนุษย์ วัสดุประเภทนี้ประกอบด้วยสองโครงสร้างผลึกได้แก่ Austenite ที่อุณหภูมิสูง และ Martensite ที่อุณหภูมิต่ำ ดังนั้นวัสดุจะแสดงสมบัติจำรูปหรือยืดหยุ่นยิ่งยวดได้นั้นต้องขึ้นอยู่กับอุณหภูมิการใช้งาน หากอุณหภูมิการใช้งานต่ำกว่าอุณหภูมิเสถียรของ Martensite (M_f) วัสดุจะแสดงสมบัติจำรูป โดยกลไกการเปลี่ยนรูปจะเริ่มจาก Martensite (Heavily Twinned) ไปเป็น Martensite (Deformed) เมื่อได้รับความเค้นจากนั้นเมื่อได้รับความร้อนจนถึงอุณหภูมิเสถียรของ Austenite (A_f) วัสดุจะเปลี่ยนโครงสร้างผลึกกลับเป็น Austenite และเมื่อลดอุณหภูมิลงจนถึงอุณหภูมิเสถียรของ Martensite (M_f) วัสดุจะเปลี่ยนโครงสร้างกลับสู่สภาวะเริ่มต้นโดยปรากฏการณ์ดังกล่าวคือการแสดงสมบัติจำรูป ดังที่แสดงในรูปที่ 8 แต่หากใช้งานที่อุณหภูมิสูงกว่าอุณหภูมิเสถียรของ Austenite (A_f) เมื่อวัสดุได้รับความเค้นจะเปลี่ยนโครงสร้างผลึกจาก Austenite ไปเป็น Martensite (Deformed) และหากลดความเค้นจนเข้าสู่สภาวะเริ่มต้นวัสดุจะเปลี่ยนโครงสร้างกลับไปเป็น Austenite ดั้งเดิม เกิดเป็นสมบัติที่เรียกว่าความยืดหยุ่นยิ่งยวด สมบัติดังที่กล่าวมานั้นทำให้วัสดุสามารถเปลี่ยนรูปได้มากโดยไม่เกิดการเปลี่ยนรูปถาวร และยังมีมอดูลัสความยืดหยุ่นที่ต่ำอีกด้วยทำให้เหมาะสมที่จะนำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์[10, 11]

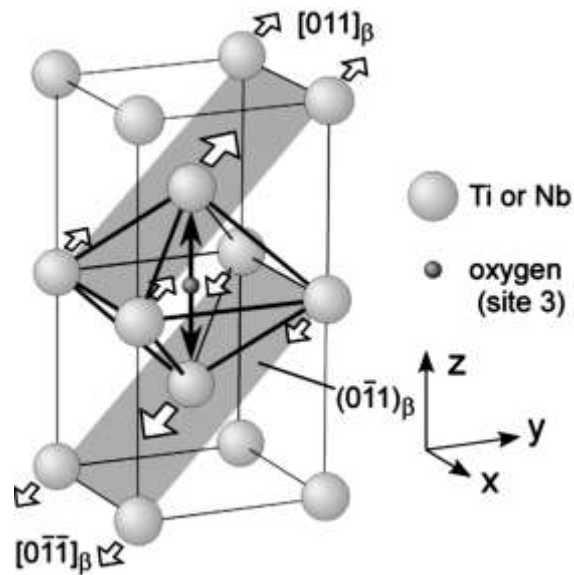


รูปที่ 8 การเปลี่ยนรูปของโลหะผสมจำรูปที่สภาวะต่าง ๆ [10]

ทฤษฎีเกี่ยวกับโลหะกัมเมทัล (Gum Metal)

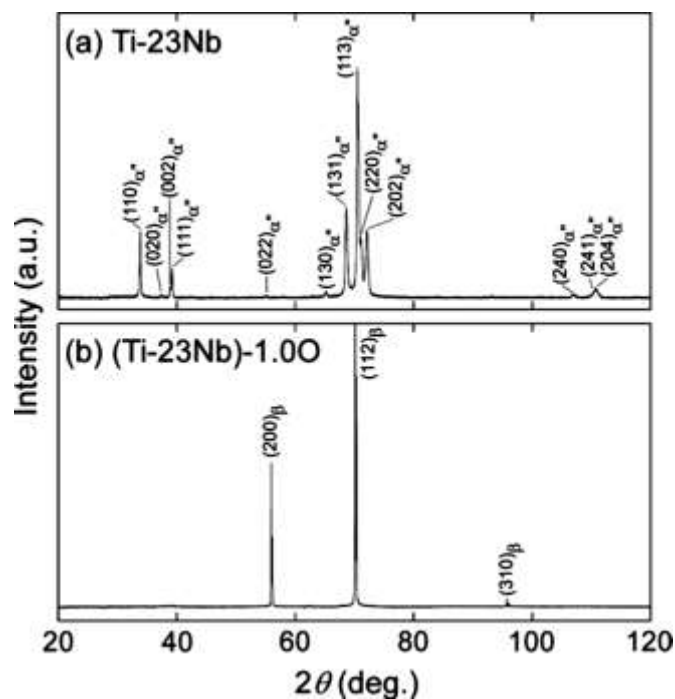
โลหะกัมเมทัล คือโลหะจำพวกเบตาไทเทเนียมอีกชนิดหนึ่งซึ่งมีแนวโน้มที่จะนำมาพัฒนาเพื่อประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ได้อย่างเหมาะสมมากยิ่งขึ้นเนื่องจากมีสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด, มีความแข็งแรงสูง, มีมอดูลัสความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์ และปราศจากส่วนประกอบที่เป็นพิษต่อร่างกาย โลหะกัมเมทัลมีส่วนประกอบที่คล้ายกับโลหะผสมจำรูป ได้แก่ ไทเทเนียม, ไนโอเบียม, แทนทาลัม และเซอร์โคเนียม แต่จะมีการเพิ่มส่วนผสมของออกซิเจนเพิ่มเข้าไป ทำให้เกิดเป็นวัสดุใหม่ที่มีสมบัติแตกต่างจากโลหะผสมจำรูป และอิทธิพลของอุณหภูมิที่มีต่อสมบัติทางกลของวัสดุนั้นลดน้อยลง [9, 12-15, 16]

ออกซิเจนที่เติมเข้าไปในโลหะกัมเมทัลนั้นจะไปแทรกตัวอยู่ในโครงสร้างผลึก Body Centered Cubic (BCC) ของโลหะดังรูปที่ 9 ซึ่งจะไปขัดขวางทิศทางการเคลื่อนตัวของอะตอมซึ่งจะยับยั้งการเปลี่ยนโครงสร้างผลึกของโลหะผสมจำรูป และทำให้ความแข็งแรงของวัสดุนั้นสูงขึ้นอีกด้วย

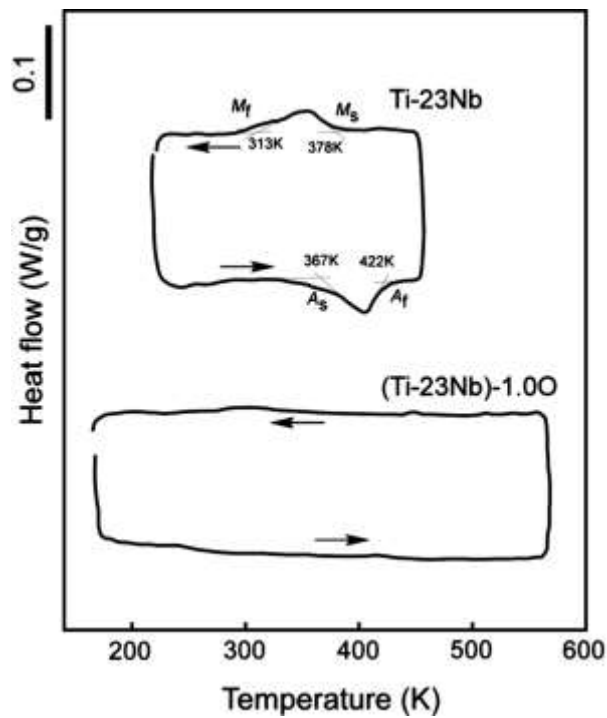


รูปที่ 9 ตำแหน่งของออกซิเจนในโครงสร้างผลึกของกัมเมทัล[16]

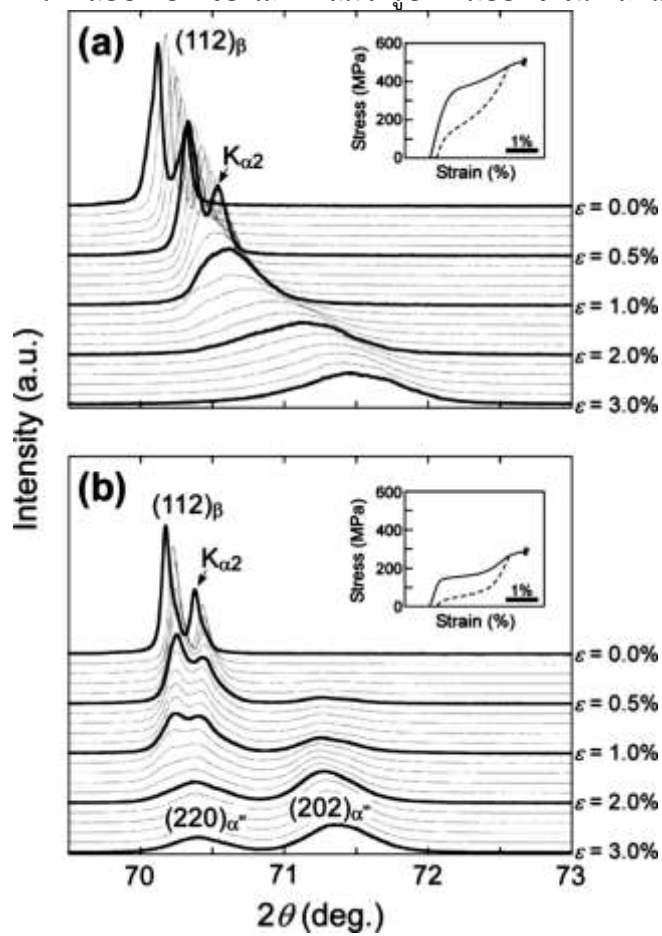
รูปที่ 10 แสดงผลการทดสอบ X-Ray Diffraction ของโลหะผสมจำรูป Ti-23Nb (at.%) และโลหะกัมเมทัลที่มีการเติมออกซิเจนไป 1% อะตอม (Ti-23Nb-1.0O (at.%)) จะเห็นว่าเมื่อเติมออกซิเจนเพียง 1% โดยอะตอมเข้าไปแล้วจะไม่พบโครงสร้างแบบ Martensite (α'') อยู่ในวัสดุ นอกจากนั้นจากผลการทดสอบ Differential Scanning Calorimetry (DSC) นั้นไม่พบว่ามี การเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกเมื่ออุณหภูมิเกิดการเปลี่ยนแปลงไป หรือเมื่อได้รับความเค้นดั่งที่แสดงในรูปที่ 11 และ 12



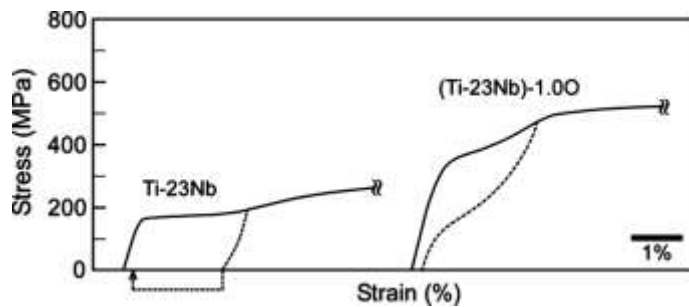
รูปที่ 10 การทดสอบ XRD ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม[16]



รูปที่ 11 การทดสอบ DSC ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม[16]



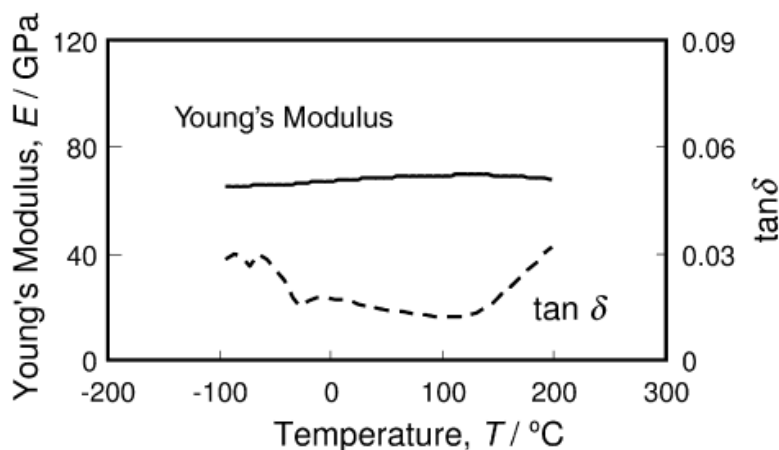
รูปที่ 12 การทดสอบ XRD ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจนและไม่เติมขณะที่ได้รับความเค้น[16]



รูปที่ 13 การทดสอบ Tensile Test โลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม[16]

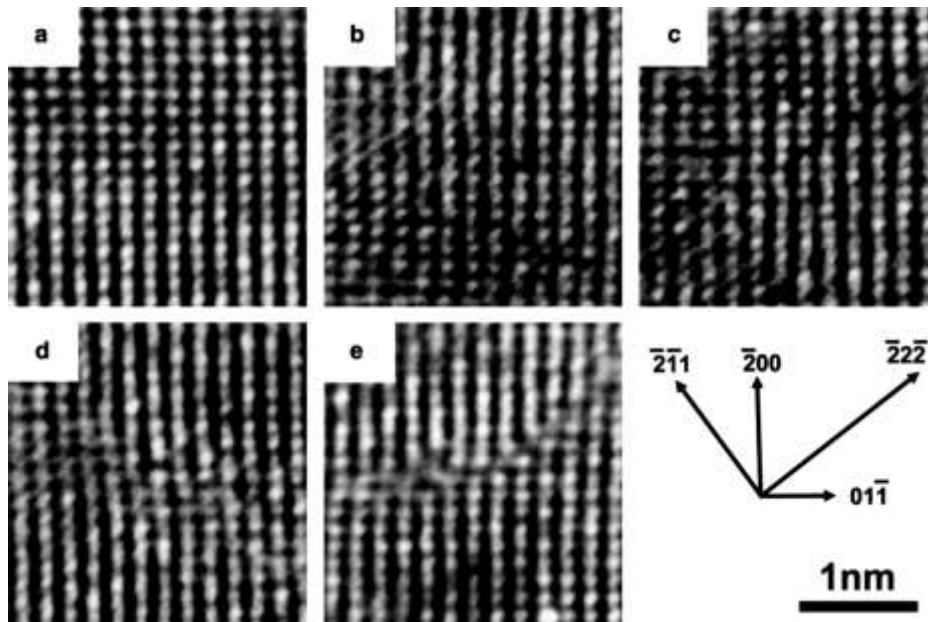
จากกราฟความเค้น-ความเครียดที่ได้จากการทดสอบ Tensile Test ของโลหะผสมจำรูปกับโลหะกัมเมทัลที่มีการเติมออกซิเจนนั้นจะพบว่าวัสดุทั้งสองมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกัน แต่โลหะกัมเมทัลที่มีการเติมออกซิเจนนั้นมีความแข็งแรงสูงกว่าดังรูปที่ 13 และเมื่อทำการทดสอบ Dynamic Mechanical Analysis (DMA) ของโลหะผสมจำรูปที่ทำการเติมออกซิเจนเข้าไปจะพบว่าค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นนั้นเปลี่ยนแปลงน้อยมากเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลงในช่วง -100 ถึง 200 องศาเซลเซียส ดังรูปที่ 14

จากผลการทดสอบ DSC และ DMA จะเห็นว่าอุณหภูมินั้นมีผลต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลน้อยมากเมื่อเทียบกับโลหะผสมจำรูป ซึ่งจะทำให้โลหะกัมเมทัลมีความหลากหลายในการนำไปประยุกต์ใช้งานมากขึ้น



รูปที่ 14 การทดสอบ DMA ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม[12]

กลไกการเปลี่ยนรูปของโลหะกัมเมทัลในช่วงยืดหยุ่นนั้นจะเรียกว่า Nanodisturbance ซึ่งอะตอมของออกซิเจนจะไปขัดขวางการ Slip ของระนาบ (110) ในผลึก BCC คล้ายกับกลไก Pinned Dislocation ที่มี Burger Vector ขนาดเล็กมากดังรูปที่ 15 ทำให้โครงสร้างผลึกของวัสดุนั้นเกิดการเปลี่ยนรูปอย่างถาวรได้ยาก และส่งผลให้กราฟความเค้น-ความเครียดในช่วงยืดหยุ่นของโลหะกัมเมทัลนั้นไม่เป็นเส้นตรงดังรูปที่ 13 นอกจากนี้กลไก Nanodisturbance นั้นเป็นกลไกแบบผันกลับได้ ทำให้โลหะกัมเมทัลนั้นแสดงสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดอีกด้วย แต่หากโลหะกัมเมทัลนั้นได้รับความเค้นมากเกินไปจน Burger Vector นั้นมีขนาดเท่ากับ Lattice Parameter จะทำให้วัสดุเกิดการเปลี่ยนรูปอย่างถาวร หรือที่เรียกว่า Giant Fault[12-15]

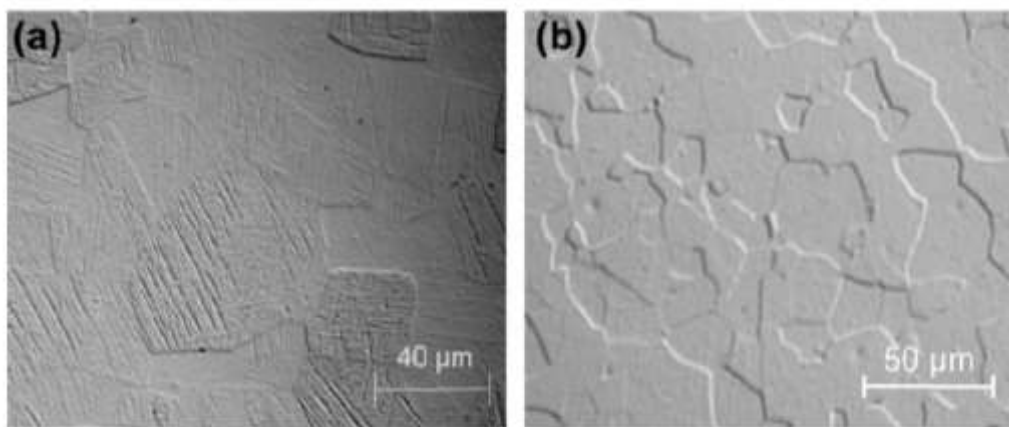


รูปที่ 15 การเกิด Nanodisturbance ในโลหะกัมเมทัล[13]

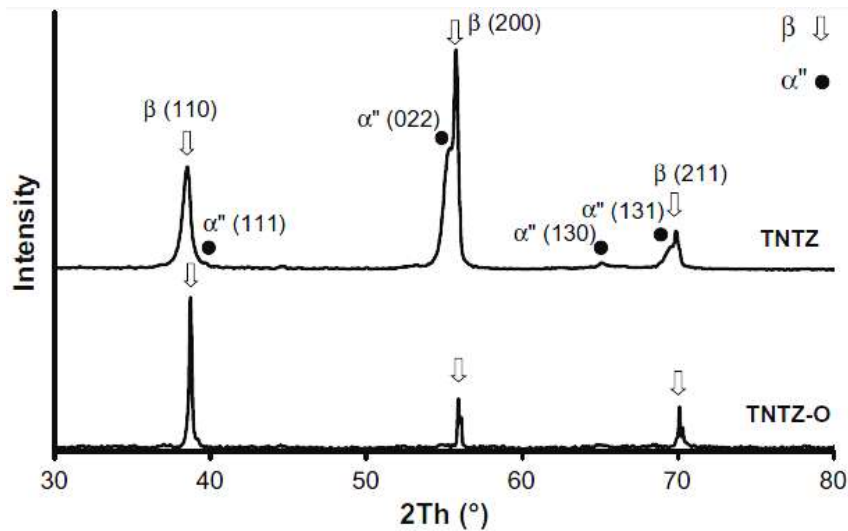
งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

อิทธิพลของปริมาณธาตุออกซิเจนที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

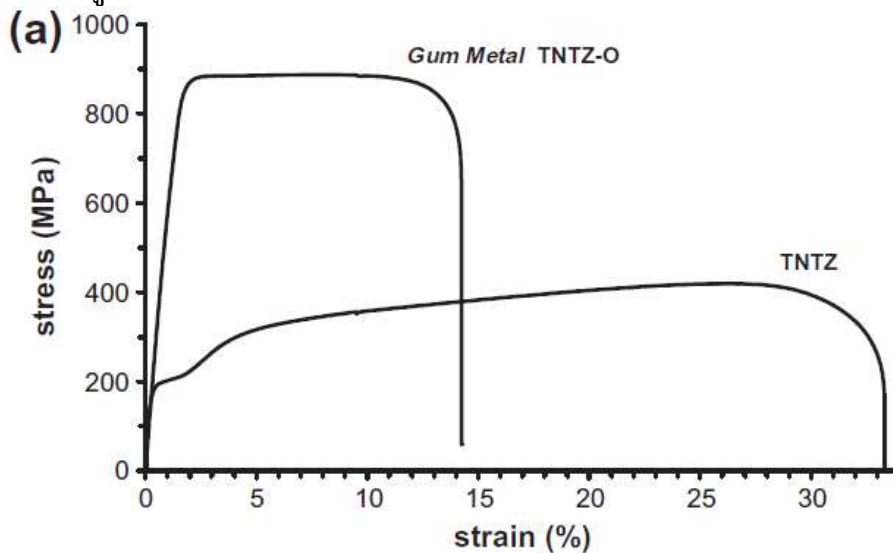
ในปี ค.ศ. 2011, Besse และคณะ[17] ได้เสนองานวิจัยเรื่อง “Mechanisms of Deformation in gum metal TNTZ-O and TNTZ titanium alloys: A comparative study on the oxygen influence” โดยทำการศึกษาอิทธิพลของการเติมออกซิเจน 1.2% อะตอมเข้าไปในโลหะผสมจำรูปชนิด Ti-23Nb-0.7Ta-2Zr (at.%) หรือ TNTZ ที่ผ่านการ Homogenization ที่ 950 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 16 ชั่วโมง, ทำการรีดเย็นที่ 90% และ Solution Treatment ที่อุณหภูมิ 850 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 30 นาที ทำการตรวจสอบโครงสร้างทางจุลภาคด้วยกล้องจุลทรรศน์จะพบว่าเมื่อเติมออกซิเจนเข้าไปแล้วจะไม่พบโครงสร้าง Martensite อยู่เลยดังที่แสดงในรูปที่ 16 และจากผลการทดสอบ X-Ray Diffraction ในรูปที่ 17 จะพบว่าโครงสร้างผลึกของโลหะ TNTZ-O นั้นเป็นแบบ BCC ทั้งหมด ซึ่งก็เป็นอิทธิพลมาจากการเติมออกซิเจนเช่นเดียวกัน



รูปที่ 16 โครงสร้างทางจุลภาคจากกล้องจุลทรรศน์ของ TNTZ (รูป a) และ TNTZ-O (รูป b)[17]



รูปที่ 17 ผลการทดสอบ XRD ของโลหะ TNTZ และ TNTZ-O[17]

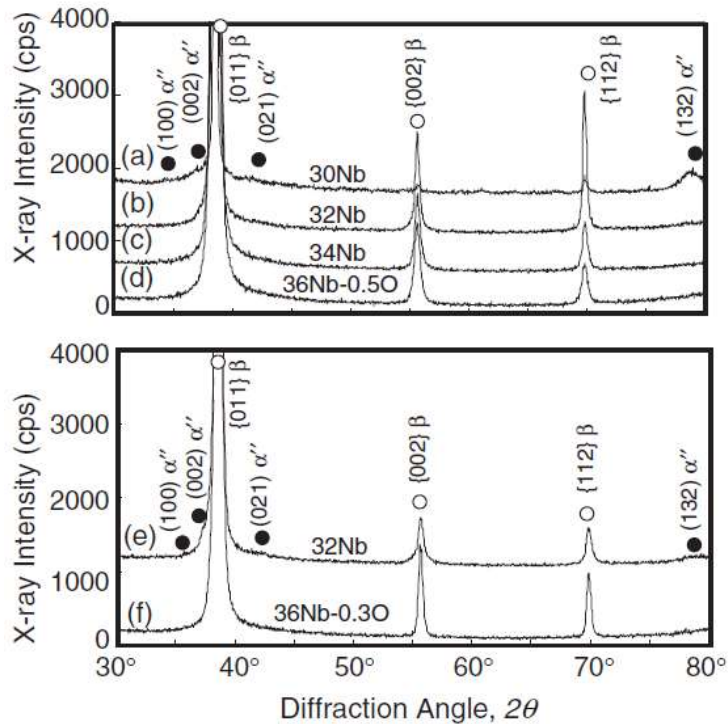


รูปที่ 18 ผลการทดสอบ Tensile Test ของโลหะ TNTZ และ TNTZ-O[17]

และจากผลการทดสอบ Tensile Test จะพบว่าการเติมออกซิเจนเข้าไปในโลหะ TNTZ นั้นจะทำให้ความแข็งแรงของวัสดุเพิ่มมากขึ้น (มี Yield Strength ประมาณ 830 MPa) โดยที่มอดูลัสความยืดหยุ่นเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยตามรูปที่ 18 เนื่องจากออกซิเจนนั้นจะแทรกตัวอยู่ในรูปของ Interstitial Atom ทำให้โครงสร้างผลึกนั้นเกิดการเปลี่ยนรูปแบบถาวรได้ยากขึ้น

อิทธิพลของปริมาณธาตุไนโอเบียมที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

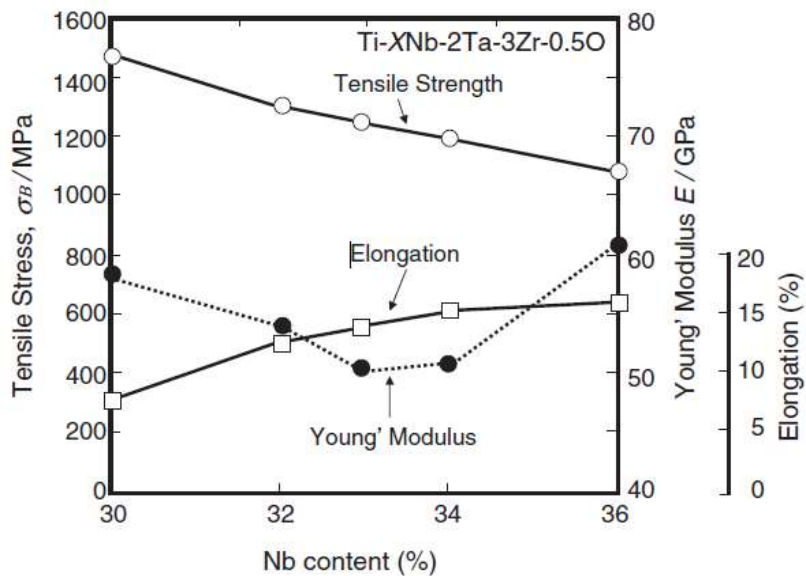
ในปี ค.ศ. 2007, Furuta และคณะ[18] ได้เสนองานวิจัยเรื่อง “Mechanical Properties and Phase Stability of Ti-Nb-Ta-Zr-O Alloys” โดยทำการเตรียมโลหะกัมเมทัลที่มีส่วนประกอบทางเคมี Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.3O (wt.%) และทำการเปลี่ยนปริมาณไนโอเบียมตั้งแต่ 30 ถึง 36% และออกซิเจนตั้งแต่ 0.3 ถึง 0.5% โดยมวล จากนั้นผ่านกระบวนการ Solution Treatment ที่อุณหภูมิ 1,323 K เป็นเวลา 1 ชั่วโมง และ Aging ที่อุณหภูมิ 623 K เป็นเวลาน้อยกว่า 1 ชม.



รูปที่ 19 ผลการทดสอบ XRD ของโลหะกัมเมทัล[18]

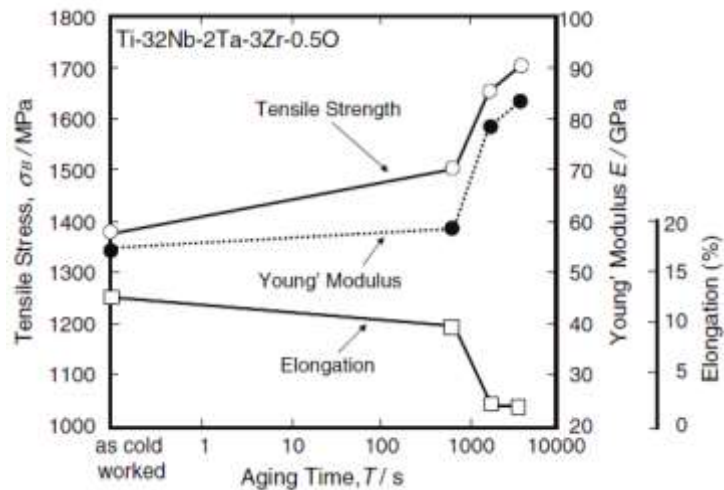
จากผลการทดสอบ XRD พบว่าหากกำหนดส่วนประกอบของไนโอเบียมน้อยกว่า 30% โดยมวลจะพบว่าเกิดโครงสร้างผลึก Martensite เกิดขึ้น เนื่องจากปริมาณไนโอเบียมที่ลดลงนั้นส่งผลให้ความเสถียรของโครงสร้าง BCC ลดลงด้วยเช่นกันดังที่แสดงในรูปที่ 19

นอกจากนั้นยังพบว่าที่ปริมาณไนโอเบียมประมาณ 33% โดยมวลจะทำให้วัสดุมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นต่ำที่สุดประมาณ 50 GPa และ Tensile Strength ประมาณ 1,250 MPa เนื่องจากปริมาณไนโอเบียมดังกล่าวจะส่งผลให้ความเสถียรของโครงสร้าง BCC นั้นลดต่ำลงมากที่สุดดังที่แสดงในรูปที่ 20

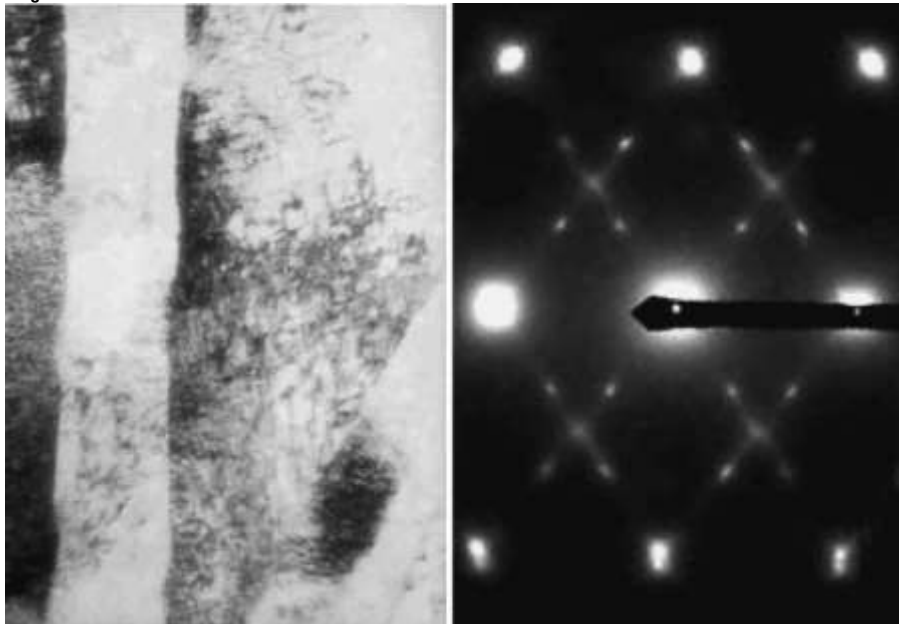


รูปที่ 20 สมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลที่ไนโอเบียมปริมาณต่าง ๆ[18]

จากการทดสอบ Tensile Test ของโลหะกัมเมทัลที่ผ่านการ Aging ที่เวลาต่าง ๆ พบว่าหากทำ Aging ที่เวลาต่ำกว่า 10 นาที จะทำให้ความแข็งแรงของวัสดุสูงขึ้น โดยที่มอดูลัสความยืดหยุ่นเปลี่ยนแปลงน้อยมาก แต่หากทำ Aging ที่เวลาสูงกว่า 10 นาที จะทำให้ค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นสูงขึ้นมากอีกทั้ง Elongation ก็ลดลงมากเช่นกัน เนื่องจากตะกอนที่เกิดขึ้นนั้นมีขนาดใหญ่มากเกินไปจนส่งผลให้สมบัติทางกลของวัสดุเปลี่ยนแปลงไปมากดังรูปที่ 21 โดยที่ตะกอนดังกล่าวอาจเป็นตะกอนชนิด Isothermal ω หรือ ZrO ที่เกิดจากการ Aging ซึ่งจะเห็นตะกอนดังกล่าวได้จากการส่องกล้อง Transmission Electron Microscope ดังรูปที่ 22



รูปที่ 21 สมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลที่ผ่านการทำ Aging ที่เวลาต่าง ๆ [18]



รูปที่ 22 ภาพโครงสร้างผลึกของโลหะกัมเมทัลจาก Transmission Electron Microscope [18]

ระเบียบวิธีดำเนินงานวิจัย

1. การสังเคราะห์โลหะกัมเมทัล

1.1 กระบวนการหลอมโลหะกัมเมทัล

- 1.1.1 เตรียมธาตุบริสุทธิ์ 4 ชนิด ได้แก่ ไทเทเนียม 99.90%, นีโอเบียม 99.90%, แทนทาลัม 99.95% และเซอร์โคเนียม 99.90% และสารประกอบ 1 ชนิด ได้แก่ ไทเทเนียมไดออกไซด์ 99.99%
- 1.1.2 ทำความสะอาดด้วยสารละลายกรดไฮโดรฟลูออริก, ไนตริก และน้ำที่อัตราส่วน 1:4:5 โดยปริมาตร
- 1.1.3 เตรียมวัตถุดิบตามตารางที่ 2 เพื่อให้ได้โลหะกัมเมทัล 20 กรัม

ตารางที่ 2 ปริมาณวัตถุดิบที่ต้องเตรียมในแต่ละเงื่อนไขส่วนผสม

ส่วนประกอบทางเคมี	น้ำหนัก (กรัม)					
	Ti	Nb	Ta	Zr	TiO ₂	รวม
Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %)	12.7504	6.0000	0.4000	0.6000	0.2496	20.0000
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.3O (wt %)	12.2502	6.6000	0.4000	0.6000	0.1498	20.0000
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %)	12.1504	6.6000	0.4000	0.6000	0.2496	20.0000
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.7O (wt %)	12.0506	6.6000	0.4000	0.6000	0.3494	20.0000
Ti-33Nb-2Ta-1Zr-0.5O (wt %)	12.5504	6.6000	0.4000	0.2000	0.2496	20.0000
Ti-33Nb-2Ta-5Zr-0.5O (wt %)	11.7504	6.6000	0.4000	1.0000	0.2496	20.0000

1.1.4 หลอมด้วยเครื่อง Arc Melting ภายใต้ก๊าซอาร์กอนจนวัตถุดิบหลอมรวมเข้าด้วยกัน

1.1.5 เก็บโลหะกัมเมทัลที่ได้ไว้ในตู้ควบคุมความชื้น



รูปที่ 23 ไทเทเนียมบริสุทธิ์ 99.9%



รูปที่ 24 ไนโอเบียมบริสุทธิ์ 99.9%



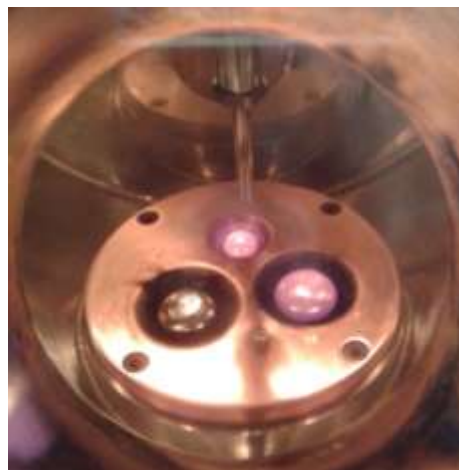
รูปที่ 25 แทนทาลัมบริสุทธิ์ 99.95%



รูปที่ 26 เซอร์โคเนียมบริสุทธิ์ 99.9%



รูปที่ 27 ไทเทเนียมไดออกไซด์ 99.99%



รูปที่ 28 ภายในเตาหลอมขณะหลอมชิ้นงานด้วยวิธี Arc Melting



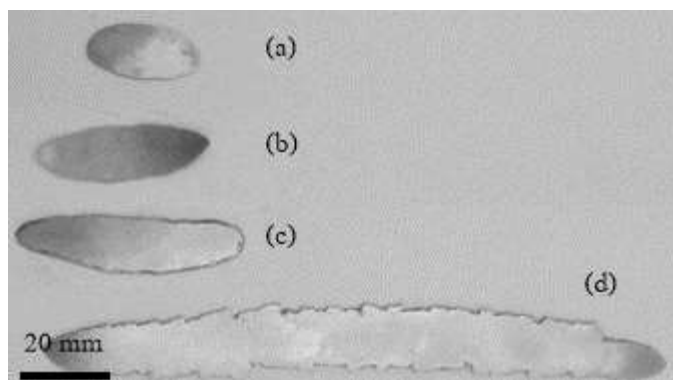
รูปที่ 29 ตัวอย่างชิ้นงานที่ได้จากการหลอมด้วยวิธี Arc Melting

1.2 กระบวนการ Homogenization

ทำการอบโลหะกัมเมทัลด้วยเตาอบสุญญากาศภายใต้ก๊าซอาร์กอนที่อุณหภูมิ 1,473 K เป็นเวลา 60 นาที สำหรับทุกส่วนผสมทางเคมี จากนั้นทำการลดอุณหภูมิอย่างรวดเร็วโดยใช้น้ำแข็ง

1.3 กระบวนการรีดเย็น

นำโลหะกัมเมทัลที่ผ่านกระบวนการ Homogenization แล้วมาทำการตัดเป็นชิ้นด้วยเครื่อง EDM Wirecut จากนั้นทำการรีดเย็นด้วยลูกรีดที่ 30, 60 และ 90% สำหรับส่วนผสม Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) เพื่อศึกษาอิทธิพลของการรีดเย็น และ 90% สำหรับส่วนผสมทางเคมีอื่น ๆ



รูปที่ 30 ตัวอย่างชิ้นงานที่ไม่ผ่านการรีด (a) และชิ้นงานหลังจากรีดที่ 30% (b), 60% (c) และ 90% (d) ของชิ้นงาน Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %)

1.4 กระบวนการบ่ม

ทำการอบโลหะกัมเมทัลด้วยเตาอบสุญญากาศภายใต้ก๊าซอาร์กอนที่อุณหภูมิ 523, 623 และ 723 K เป็นเวลา 10 นาที สำหรับส่วนผสมทางเคมี Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) และ 623 K เป็นเวลา 10 นาที สำหรับส่วนผสมทางเคมี Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.3O (wt %), Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.7O (wt %), Ti-33Nb-2Ta-1Zr-0.5O (wt %) และ Ti-33Nb-2Ta-5Zr-0.5O (wt %) จากนั้นทำการลดอุณหภูมิอย่างรวดเร็วโดยใช้น้ำแข็ง

2 การทดลอง และบันทึกผลการทดลอง

2.1 การตรวจสอบส่วนประกอบทางเคมีด้วยวิธี Electron Probe Micro Analysis และการวิเคราะห์โครงสร้างผลึกด้วย X-Ray Diffraction

- 2.1.1 ตัดชิ้นงานที่ผ่านการหลอม และ Homogenization ด้วยเครื่อง EDM Wirecut
- 2.1.2 ขัดผิวชิ้นงานด้วยกระดาษทราย และผงอลูมินา
- 2.1.3 ทดสอบด้วยเครื่อง Electron Probe Micro Analyzer เพื่อตรวจสอบส่วนประกอบทางเคมีของวัสดุ
- 2.1.4 ทดสอบด้วยเครื่อง X-Ray Diffraction ที่ช่วง $30^\circ < 2\theta < 80^\circ$ เพื่อตรวจสอบโครงสร้างผลึกของวัสดุ

2.2 การทดสอบ Tensile Test และ Cyclic Test

- 2.2.1 ตัดชิ้นงานที่จะทำการทดสอบให้ได้ขนาดกว้าง 2 มิลลิเมตร และยาว 25 มิลลิเมตร ด้วยเครื่อง EDM Wirecut
- 2.2.2 ขัดผิวชิ้นงานด้วยกระดาษทราย
- 2.2.3 สำหรับการทดสอบ Tensile Test จะทำการดึงชิ้นงานด้วยอัตราเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที จนชิ้นงานขาด โดยค่า Tensile Strength คือค่าความเค้นสูงสุดที่วัสดุสามารถรับได้ และค่า Elastic Modulus ที่ใช้พิจารณา คือค่าความชันของวัสดุในช่วงเริ่มต้น (Initial Tangent)
- 2.2.4 สำหรับการทดสอบ Cyclic Test จะทำการดึงชิ้นงานด้วยอัตราเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที จนถึงค่าความเครียดที่ 0.2% แล้วปล่อยแรงด้วยอัตราเร็วเดียวกัน จากนั้นจะทำการเพิ่มความเครียดรอบละ 0.2% จนถึงรอบสุดท้ายก่อนที่ชิ้นงานจะขาด เนื่องจากในวัสดุประเภทเบตาไทเทเนียมที่มีสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดจะมีการเปลี่ยนโครงสร้างผลึกจาก Austenite ไปเป็น Martensite เมื่อได้รับความเค้นโดยจะมีโครงสร้าง Deformed Martensite ตกค้างหลังจากลดความเค้นลงซึ่งไม่ใช่ความเครียดที่เกิดจากการเปลี่ยนรูปถาวรของวัสดุ ดังนั้นเพื่อให้ค่า Yield Strength ที่ได้นั้นใกล้เคียงกับค่าจริงมากขึ้นในงานวิจัยนี้จะทำการประยุกต์ใช้หลักเกณฑ์การหาค่า Yield Strength จากงานวิจัยของ Al-Zain, Y., et al.[19] ซึ่งจะกำหนดว่าความเค้นสูงสุดในรอบใด ๆ ที่ทำให้วัสดุมีความเค้นถาวร 0.3% คือ Yield Strength ของวัสดุ

3 อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย



รูปที่ 31 ตู้ดูดควันยี่ห้อ PROLAB Laboratory Fume Hood รุ่น Dac2005 Plus



รูปที่ 32 ตู้ควบคุมความชื้นยี่ห้อ Eureka Auto Dry Box รุ่น DX-76



รูปที่ 33 เครื่องชั่งละเอียดหือ Satorius รุ่น ED224S



รูปที่ 34 เครื่องหลอมสุญญากาศหือ Nisshin Giken



รูปที่ 35 เตาอบสุญญากาศหือ Nabertherm รุ่น RHTC 80-450/15



รูปที่ 36 เครื่องรีดเย็นบริษัท จิรา ไทยเทรอด จำกัด รุ่น KM-01



รูปที่ 37 เครื่อง EDM Wirecut ยี่ห้อ Troop



รูปที่ 38 เครื่อง Electron Probe Micro Analyzer ยี่ห้อ JEOL รุ่น JXA-8100



รูปที่ 39 เครื่อง X-Ray Diffractometer ยี่ห้อ Bruker รุ่น D8 Advance



รูปที่ 40 เครื่องทดสอบ Universal Tensile Testing ยี่ห้อ Tinius Olsen รุ่น H50KS

4. ผลการวิจัย

4.1 การตรวจสอบส่วนประกอบทางเคมีด้วยวิธี Electron Probe Micro Analysis

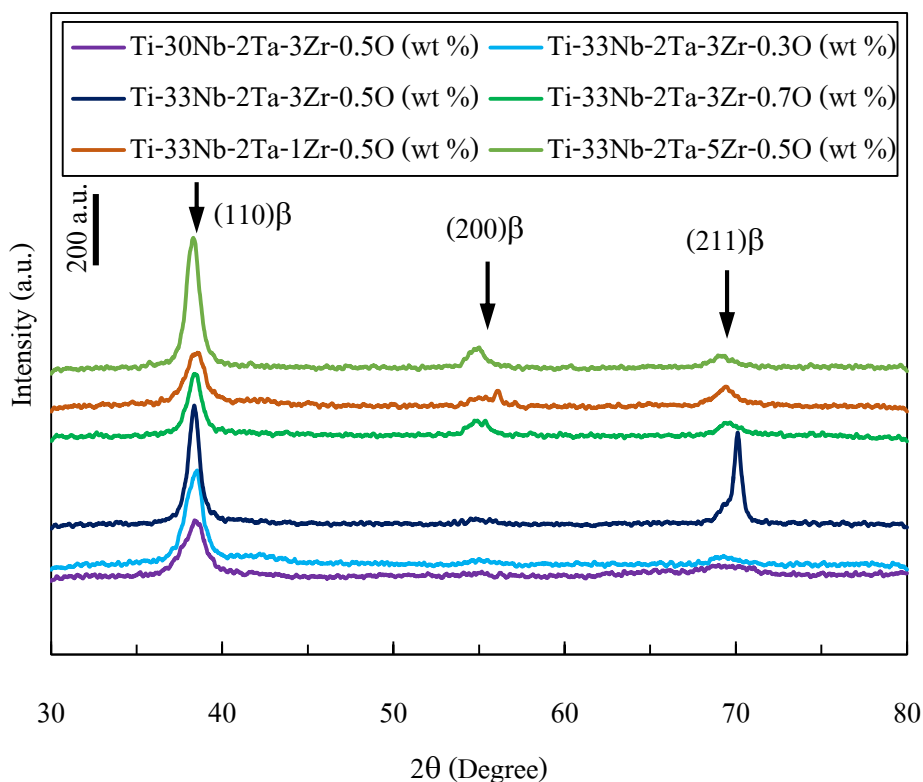
จากผลการตรวจสอบส่วนประกอบทางเคมีของวัสดุที่ผ่านการหลอมด้วยวิธี Arc Melting และ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที พบว่าส่วนประกอบทางเคมีที่ตรวจสอบได้นั้น คลาดเคลื่อนจากส่วนประกอบทางเคมีที่ต้องการเล็กน้อยดังที่แสดงในตารางที่ 3 ซึ่งเป็นผลมาจากอุณหภูมิในการหลอมเหลวของวัสดุดิบบางชนิดนั้นสูงมาก ซึ่งอาจเป็นผลทำให้ส่วนประกอบทางเคมีนั้นคลาดเคลื่อนไปบ้าง แต่อย่างไรก็ตามปริมาณส่วนประกอบทางเคมีที่ตรวจสอบได้นั้นยังสามารถใช้ศึกษาอิทธิพลของธาตุออกซิเจนและเซอร์โคเนียมได้ เนื่องจากปริมาณของธาตุดังกล่าวนั้นยังคงมีความแตกต่างกันตามแนวโน้มที่ต้องการจะทำการศึกษา

ตารางที่ 3 ส่วนผสมทางเคมีที่ตรวจสอบได้ด้วยวิธี Electron Probe Micro Analysis

Nominal Composition (wt %)	Analytical Composition (wt %)				
	Ti	Nb	Ta	Zr	O
Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O	64.23	30.68	1.46	2.90	0.73
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.3O	59.21	35.77	1.58	2.79	0.66
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O	58.77	36.26	1.46	2.73	0.79
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.7O	59.46	35.26	1.56	2.87	0.86
Ti-33Nb-2Ta-1Zr-0.5O	62.20	34.38	1.54	1.08	0.81
Ti-33Nb-2Ta-5Zr-0.5O	57.91	35.16	1.61	4.57	0.76

4.2 การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกด้วย X-Ray Diffraction

จากผลการตรวจสอบโครงสร้างผลึกของวัสดุที่ผ่านการหลอมด้วยวิธี Arc Melting และ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 1 ชั่วโมง พบว่าโครงสร้างผลึกของโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นทุกส่วนประกอบทางเคมีนั้นมีโครงสร้างเป็น Body Centered Cubic (BCC) หรือเป็นโครงสร้าง Austenite ของโลหะผสมไทเทเนียมชนิดเบตา ซึ่งเป็นผลมาจากการที่มีส่วนประกอบของไนโอเบียม และแทนทาลัมซึ่งมีคุณสมบัติเป็น β -Stabilizer[11] ทำให้โครงสร้างของโลหะผสมไทเทเนียมชนิดเบตานั้นมีความเสถียรที่สูงขึ้น ดังที่แสดงในรูปที่ 41



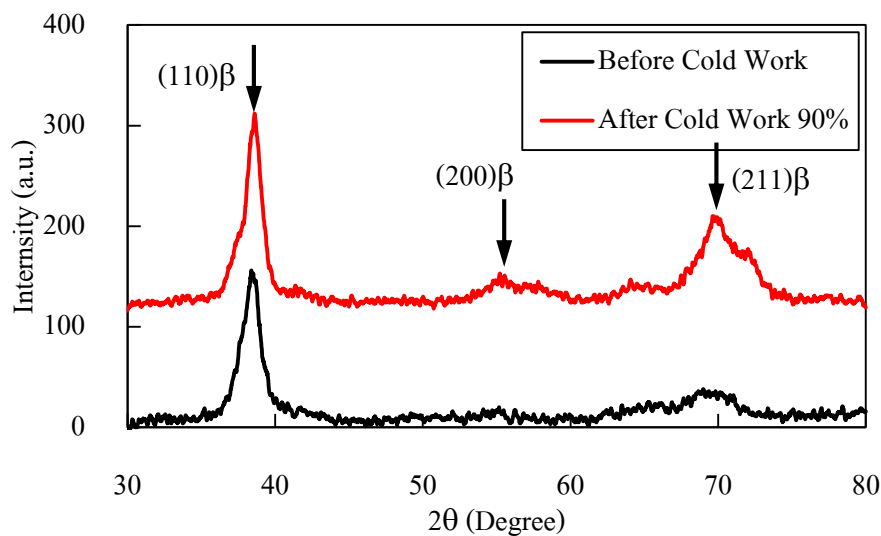
รูปที่ 41 ผลการทดสอบ XRD ของชิ้นงานทุกส่วนประกอบทางเคมีที่ผ่านกระบวนการ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที

4.3 การศึกษาอิทธิพลของการรีดเย็นที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

ในการศึกษาอิทธิพลของการรีดเย็นที่มีต่อสมบัติของโลหะกัมเมทัลนั้นจะเป็นการทดสอบชิ้นงานที่มีส่วนผสมทางเคมี Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการ Homogenization ที่ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90% ซึ่งผลการทดลองที่ได้มีดังนี้

4.3.1 การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกด้วย X-Ray Diffraction

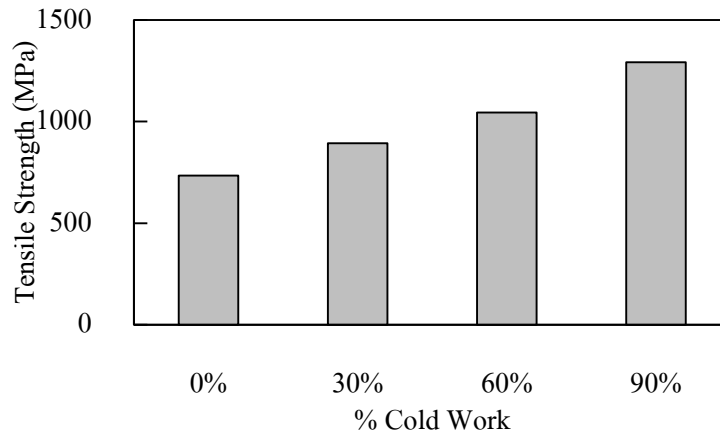
จากผลการตรวจสอบพบว่าการรีดเย็นนั้นไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกของวัสดุที่แสดงในรูปที่ 42 ซึ่งวัสดุหลังการรีดที่ 90% ยังคงมีโครงสร้างผลึกเป็น BCC หรือเป็นโครงสร้าง Austenite ของโลหะผสมไทเทเนียมชนิดเบตาอยู่ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Furuta, T., et al.[20] ที่รายงานว่าโลหะผสมไทเทเนียมชนิดเบตาหลังการรีดเย็นที่ 90% นั้นมีโครงสร้างผลึกเป็นแบบ BCC



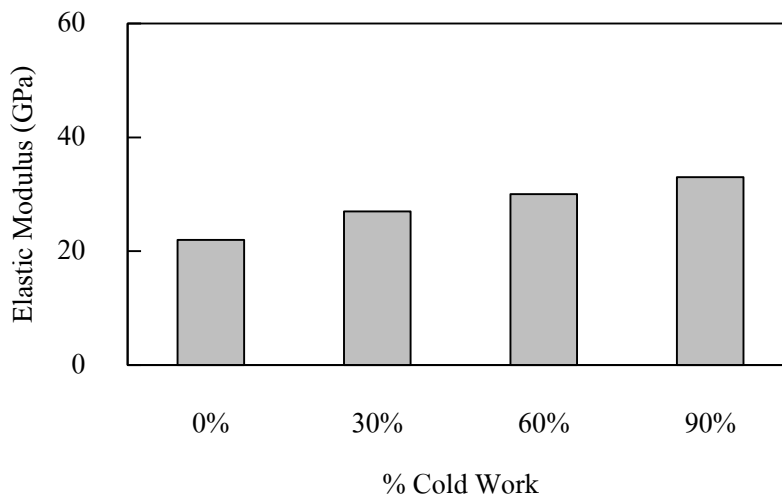
รูปที่ 42 ผลการทดสอบ X-Ray Diffraction (XRD) ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

4.3.2 การทดสอบ Tensile Test

จากผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงาน Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และผ่านการรีดเย็นที่อัตราส่วน 30%, 60% และ 90% พบว่าค่า Tensile Strength ของวัสดุนั้นเพิ่มสูงขึ้นจาก 734 MPa เป็น 894 MPa เมื่อรีดที่ 30%, 1,045 MPa เมื่อรีดที่ 60% และ 1,292 MPa เมื่อรีดที่ 90% ตามลำดับ และยังทำให้ค่า Elastic Modulus ของวัสดุนั้นเพิ่มสูงขึ้นจาก 22 GPa เป็น 27 GPa เมื่อรีดที่ 30%, 30 GPa เมื่อรีดที่ 60% และ 33 GPa เมื่อรีดที่ 90% ตามลำดับ ทั้งนี้เป็นเพราะอิทธิพลของ Dislocation จากการรีดที่อัตราส่วนการรีดสูงขึ้นไปส่งผลให้ความแข็งแรงของวัสดุเพิ่มมากขึ้น ดังที่แสดงในรูปที่ 44 และ 45 ซึ่งการรีดเย็นที่ 90% นั้นสามารถทำให้ Tensile Strength และ Elastic Modulus ของวัสดุเพิ่มสูงขึ้นถึง 1,292 MPa และ 32 GPa ตามลำดับ

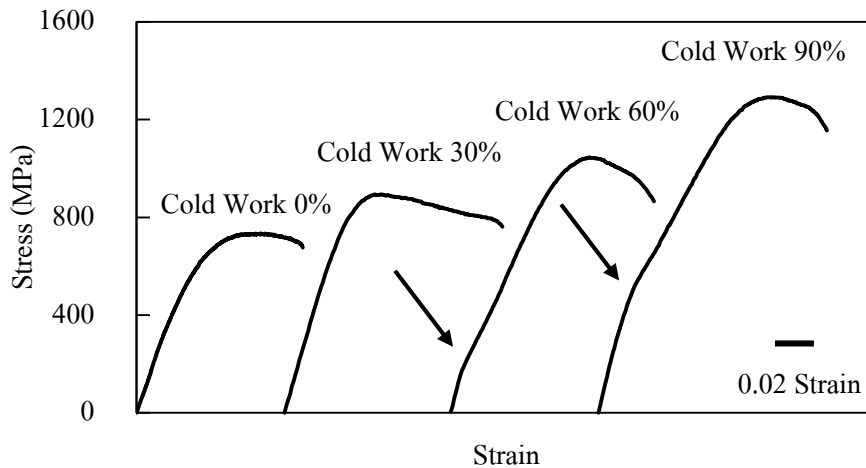


รูปที่ 43 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90%



รูปที่ 44 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90%

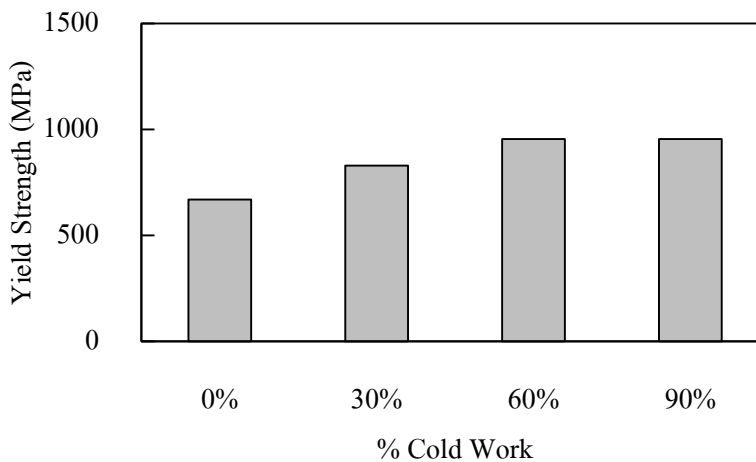
นอกจากนั้นยังพบว่าเมื่อทำการรีดสูงกว่า 60% จะเกิดการเปลี่ยนแปลงความชันของกราฟความเค้น-ความเครียดในช่วงยืดหยุ่นของวัสดุอันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกชนิด Stress-induced Martensite[21] ซึ่งไม่เกิดในชิ้นงานที่ผ่านกระบวนการรีดที่อัตราส่วนต่ำ ๆ เนื่องจากโครงสร้างผลึกจะมีความแข็งแรงไม่เพียงพอส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนรูปถาวรเกิดได้ง่ายกว่าการเปลี่ยนโครงสร้างผลึก และการที่อัตราส่วนการรีดเพิ่มมากขึ้นนั้นทำให้ความเค้นที่ใช้ในการเหนียวทำให้เกิดโครงสร้าง Martensite เพิ่มสูงขึ้นด้วย (เพิ่มขึ้นจาก 170 MPa ที่ 60% เป็น 500 MPa ที่ 90%) เนื่องจากการรีดนั้นทำให้โครงสร้าง Austenite นั้นแข็งแรงขึ้นทำให้ต้องใช้ความเค้นสูงขึ้นในการเหนียวทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างดังกล่าว[21] ดังที่แสดงในรูปที่ 46 โดยลูกศรจะแสดงตำแหน่งที่เกิดการเปลี่ยนแปลงความชัน



รูปที่ 45 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90%

4.3.3 การทดสอบ Cyclic Test

จากการทดสอบ Cyclic Test พบว่าค่า Yield Strength ของวัสดุนั้นมีแนวโน้มที่จะเพิ่มสูงขึ้นตาม % การรีดที่เพิ่มขึ้นดังที่แสดงในรูปที่ 47 เนื่องจากอิทธิพลของ Dislocation Strengthening เช่นเดียวกับผลของ Tensile Test โดยการรีดที่ 60% และ 90% นั้นจะทำให้วัสดุมี Yield Strength สูงสุดถึง 955 MPa สำหรับชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการทำ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที



รูปที่ 46 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5 (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90%

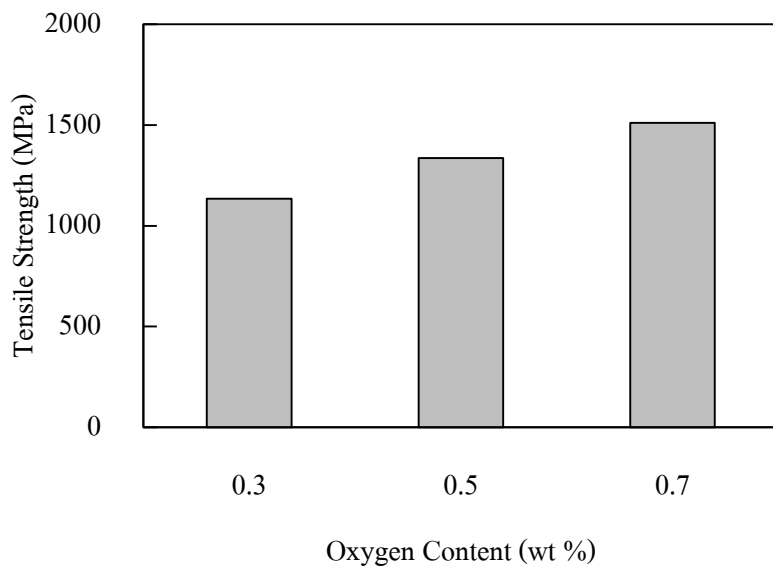
4.4 การศึกษาอิทธิพลของปริมาณออกซิเจน และเซอร์โคเนียมที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

จากการศึกษาอิทธิพลของการรีดเย็นพบว่า การรีดเย็นที่ 90% นั้นจะทำให้มีค่า Tensile Strength และ Yield Strength ที่สูง และมีค่า Elastic Modulus ที่ใกล้เคียงกับกระดูกของมนุษย์ ดังนั้นในการศึกษาอิทธิพลของปริมาณออกซิเจน และเซอร์โคเนียมที่มีต่อสมบัติของโลหะกัมเมทัลนั้น จะทำการทดสอบชิ้นงานที่มีส่วนผสมทางเคมี Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3, 0.5 และ 0.7)O (wt %) และ Ti-33Nb-2Ta-(1, 3 และ 5)Zr-0.5O

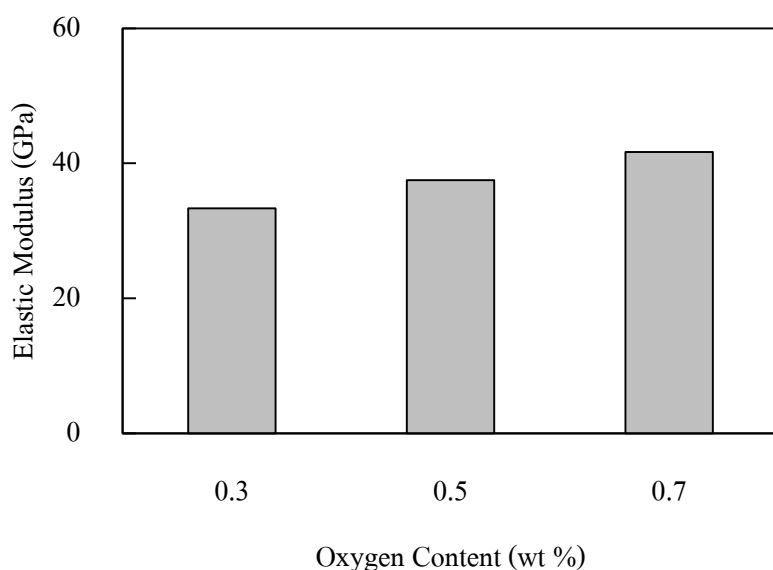
(wt %) ที่ผ่านการ Homogenization ที่ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และผ่านการรีดเย็นที่ 90% เพื่อศึกษาอิทธิพลของปริมาณออกซิเจน และเซอร์โคเนียม ซึ่งผลการทดลองที่ได้มีดังนี้

4.4.1 การทดสอบ Tensile Test

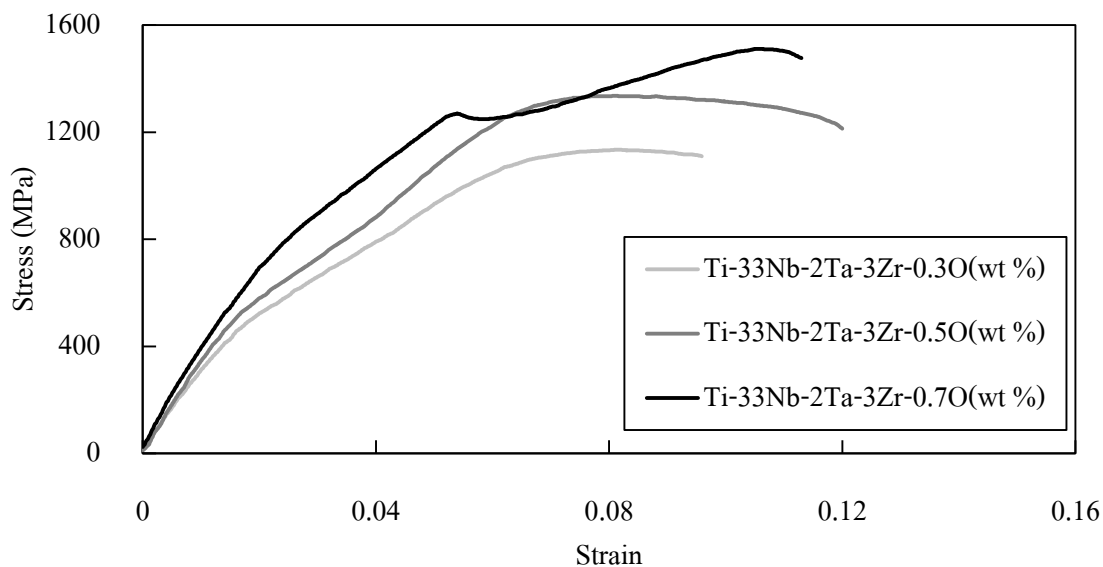
จากผลการทดสอบ Tensile Test พบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณออกซิเจน จะทำให้ค่า Tensile Strength และ Elastic Modulus ของวัสดุเพิ่มมากขึ้นดังที่แสดงในรูปที่ 48 และ 49 เนื่องจากออกซิเจนที่เติมเข้าไปนั้นจะอยู่ในรูปของอะตอมแทรก (Interstitial Atom)[16, 22] ที่แทรกตัวกระจายอยู่ตามโครงสร้างผลึกของวัสดุ ซึ่งเป็นผลทำให้วัสดุนั้นเปลี่ยนรูปได้ยากขึ้น รวมไปถึงการเปลี่ยนโครงสร้างผลึกแบบ Stress-induced Martensite นั้นจะเกิดได้ยากขึ้นตามปริมาณออกซิเจนที่เพิ่มขึ้นอีกด้วย[16] ดังที่แสดงในรูปที่ 50



รูปที่ 47 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

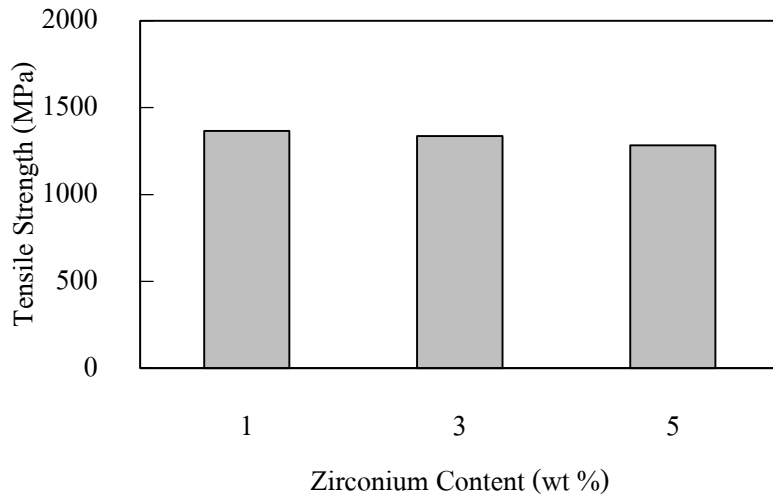


รูปที่ 48 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%



รูปที่ 49 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

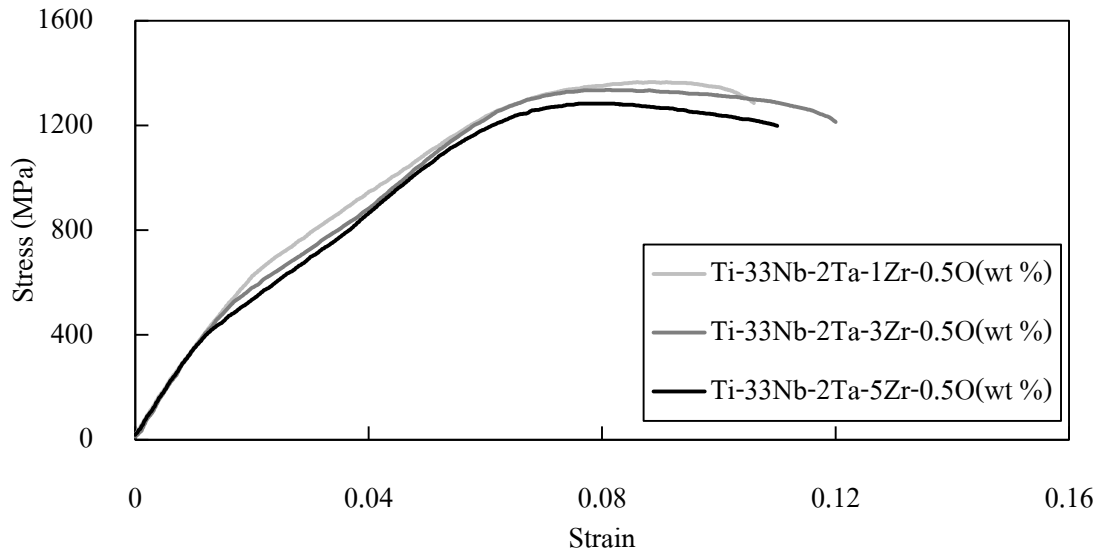
เมื่อพิจารณาอิทธิพลของปริมาณเซอร์โคเนียมดังที่แสดงในรูปที่ 51 และ 52 นั้นจะพบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณเซอร์โคเนียมในช่วงปริมาณส่วนประกอบของเซอร์โคเนียมร้อยละ 1 ถึง 5 โดยน้ำหนักแล้ว ค่า Tensile Strength และ Elastic Modulus ของวัสดุก่อนการทำการบ่มนั้นเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับ การเปลี่ยนแปลงของค่าดังกล่าวเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงปริมาณส่วนประกอบของออกซิเจน ดังที่แสดงในรูปที่ 48, 49 และ 50 เนื่องจากเซอร์โคเนียมนั้นเข้าไปอยู่ในโครงสร้างผลึกแบบแทนที่ (Substitutional Atom) ซึ่งต่างจากตำแหน่งที่อยู่ของออกซิเจน และมีผลทำให้ความเค้นในการเหนียวทำให้เกิดการเปลี่ยนโครงสร้างแบบ Stress-induced Martensite ลดต่ำลง (ประมาณ 600 MPa, 500 MPa และ 400 MPa ตามลำดับ) ดังที่แสดงในรูปที่ 53 ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Kim, J.I., et al.[23] ที่รายงานว่า การเพิ่มปริมาณเซอร์โคเนียมในช่วงปริมาณที่ไม่เกินร้อยละ 6 โดยน้ำหนักนั้นจะมีผลทำให้ความเค้นสำหรับเหนียวทำให้เกิดโครงสร้างแบบ Stress-induced Martensite ลดต่ำลงที่อุณหภูมิห้อง โดยวัสดุที่ทำการเปลี่ยนแปลงปริมาณส่วนประกอบของเซอร์โคเนียมในช่วงร้อยละ 1 ถึง 5 โดยน้ำหนักนั้นจะมีค่า Tensile Strength อยู่ระหว่าง 1,283 ถึง 1,366 MPa



รูปที่ 50 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%



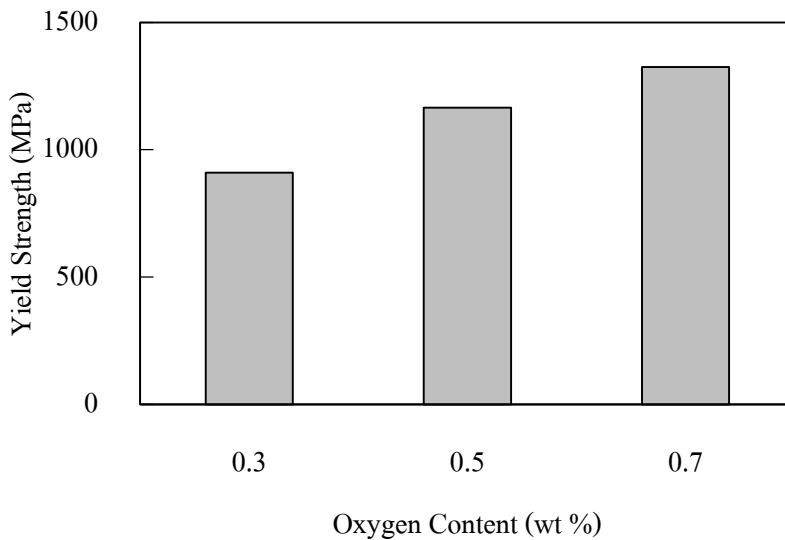
รูปที่ 51 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%



รูปที่ 52 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

4.4.2 การทดสอบ Cyclic Test

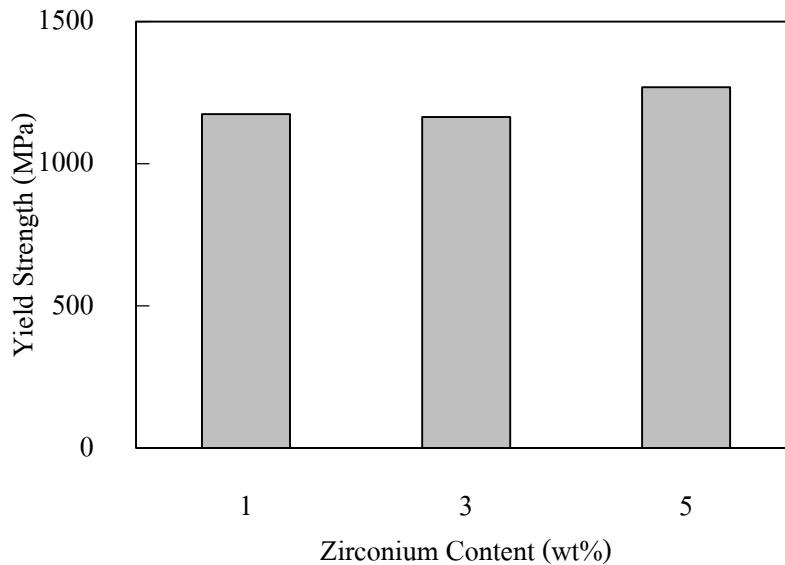
จากการทดสอบ Cyclic Test พบว่าเมื่อมีปริมาณส่วนประกอบของออกซิเจนเพิ่มมากขึ้นจะทำให้ค่า Yield Strength ของวัสดุเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งสอดคล้องกับผลของ Tensile Test โดยที่ปริมาณส่วนประกอบของออกซิเจนที่ร้อยละ 0.7 โดยน้ำหนักจะมีค่า Yield Strength สูงที่สุดถึง 1,325 MPa ดังที่แสดงในรูปที่ 54 ทั้งนี้สามารถอธิบายได้จากตำแหน่งที่อยู่ของออกซิเจนซึ่งเป็นแบบแทรกซึ่งมีผลทำให้ค่า Yield Strength ของวัสดุสูงขึ้นด้วย



รูปที่ 53 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

เมื่อพิจารณาชิ้นงานที่มีปริมาณเซอร์โคเนียมที่แตกต่างกันแล้ว พบว่าค่า Yield Strength ในช่วงปริมาณส่วนประกอบของเซอร์โคเนียมในช่วงร้อยละ 1 ถึง 5 โดยน้ำหนักก่อนทำการบ่มนั้นมีค่าใกล้เคียงกันมากเมื่อเทียบกับการเปลี่ยนปริมาณของออกซิเจนโดยมีค่า Yield Strength อยู่ระหว่าง 1,165 ถึง 1,270 MPa

ดังที่แสดงในรูปที่ 55 ทั้งนี้การที่ค่า Yield Strength นั้นเปลี่ยนแปลงน้อยนั้นอาจเป็นเพราะตำแหน่งของเซอร์โคเนียมนั้นเป็นแบบแทนที่ซึ่งต่างจากตำแหน่งของออกซิเจนที่เป็นแบบแทรก



รูปที่ 54 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

โดยที่ปริมาณส่วนประกอบทางเคมีที่มีสมบัติทางกลที่ดีที่สุดก่อนทำการบ่มได้แก่ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.7O (wt %) ที่ผ่านการทำ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และรีดเย็นที่ 90% ซึ่งมีค่า Tensile Strength, Yield Strength และ Elastic Modulus มีค่าสูงที่สุดที่ 1,511 MPa, 1,325 MPa และ 42 GPa ตามลำดับ

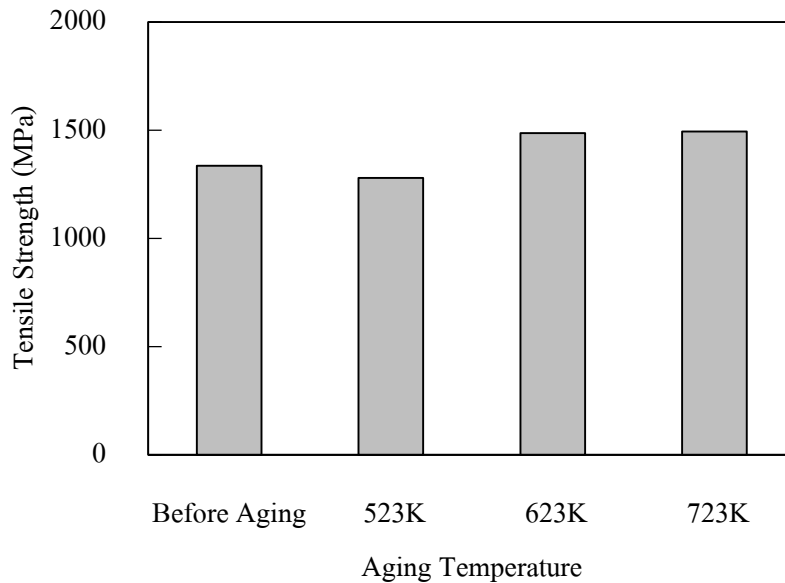
4.5 การศึกษาอิทธิพลของอุณหภูมิในกระบวนการบ่มที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

ในการศึกษาอิทธิพลของกระบวนการบ่มนั้นจะทำการทดสอบชิ้นงานที่มีส่วนผสมทางเคมี Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการ Homogenization ที่ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และผ่านการรีดเย็นที่ 90% โดยจะกำหนดอุณหภูมิการบ่มที่ 523K, 623K และ 723K เป็นเวลา 10 นาที โดยผลการทดสอบที่ได้มีดังนี้

4.5.1 การทดสอบ Tensile Test

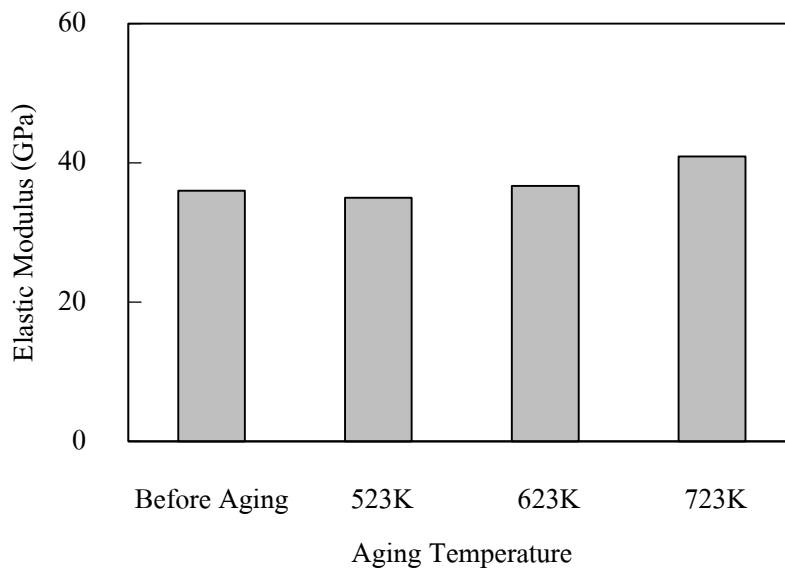
จากผลการทดสอบ Tensile Test พบว่าการบ่มที่อุณหภูมิ 523K นั้นไม่สามารถทำให้ความแข็งแรงของโครงสร้างวัสดุสูงขึ้นแต่กลับส่งผลในทางตรงกันข้าม ดังนั้นจึงพบว่าที่อุณหภูมิ 523K นั้นนอกจากจะทำให้ความเร็วในการแพร่ภายในของแข็งนั้นช้า ทำให้ไม่เกิดตะกอนแล้ว ยังเป็นการคลายความเค้นภายในของวัสดุทำให้อิทธิพลจากการรีดเย็นที่มีต่อโครงสร้างวัสดุนั้นลดลงจึงส่งผลให้ค่า Tensile Strength รวมไปถึงค่า Elastic Modulus นั้นลดลง แต่เมื่อเพิ่มอุณหภูมิการบ่มเป็น 623K และ 723K แล้วจะพบว่าค่า Tensile Strength และ Elastic Modulus ของวัสดุนั้นมีแนวโน้มที่จะเพิ่มสูงขึ้น ดังที่แสดงในรูปที่ 56 และ 57 ซึ่งเป็นอิทธิพลของตะกอน ω ตามที่ระบุไว้ในงานวิจัยของ Furuta, T., et al.[18] และเมื่อพิจารณาผลการทดสอบ

Tensile Test ของวัสดุตั้งรูปที่ 58 แล้วจะพบว่าที่อุณหภูมิการบ่ม 723K นั้นจะส่งผลให้วัสดุนี้มีความเปราะเมื่อเปรียบเทียบค่าความเครียดที่จุดแตกหักกับชิ้นงานที่ผ่านการบ่มที่อุณหภูมิ 523K, 623K และไม่ผ่านการบ่มสังเกตได้จากค่า %Elongation ของชิ้นงานที่ผ่านการบ่มที่ 723K จะมีค่าความเครียดต่ำสุดเพียง 7.1%

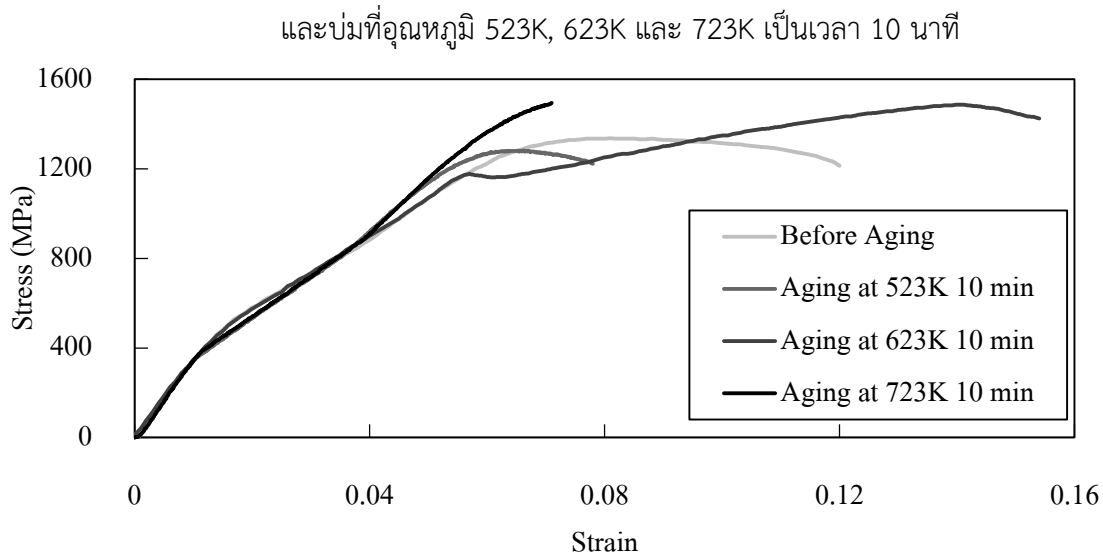


รูปที่ 55 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

และบ่มที่อุณหภูมิ 523K, 623K และ 723K เป็นเวลา 10 นาที



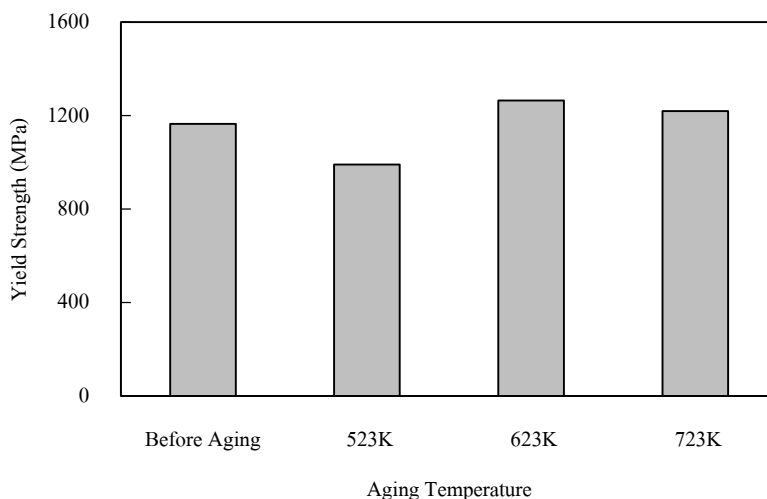
รูปที่ 56 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%



รูปที่ 57 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% และบ่มที่อุณหภูมิ 523K, 623K และ 723K เป็นเวลา 10 นาที

4.5.2 การทดสอบ Cyclic Test

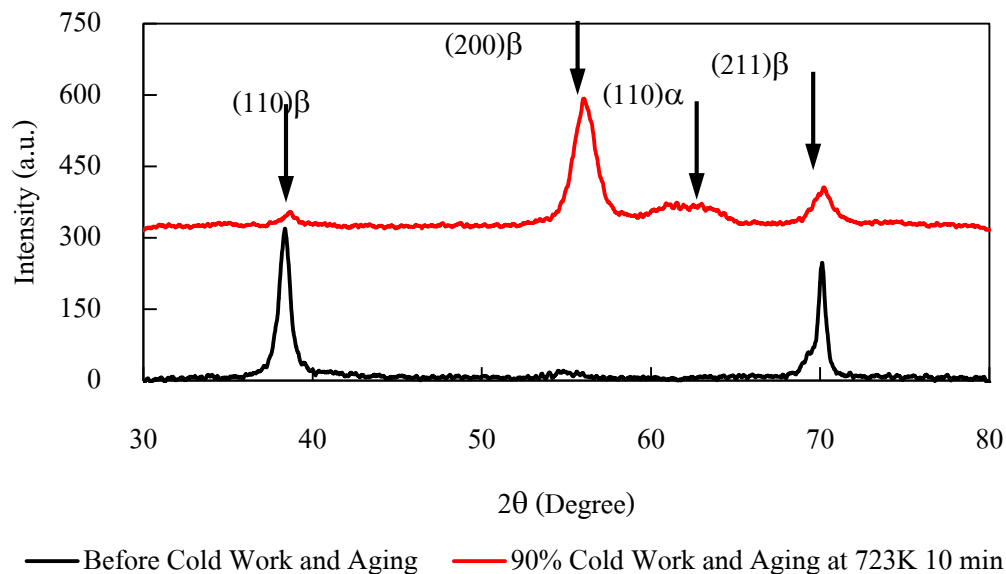
จากผลการทดสอบ Cyclic Test ดังที่แสดงในรูปที่ 59 จะพบว่าที่อุณหภูมิการบ่ม 523K นั้นวัสดุจะมีค่า Yield Strength ต่ำลงมาถึง 990 MPa เปรียบเทียบกับค่าของวัสดุที่ไม่ได้ผ่านการบ่ม ซึ่งให้ค่า Yield Strength ถึง 1,165 MPa ทั้งนี้มีสาเหตุเนื่องมาจากอิทธิพลของการรีดเย็นที่ต่ำลงจากการคลายความเค้นภายในเช่นเดียวกับค่า Tensile Strength ของชิ้นงานที่บ่มที่อุณหภูมิเดียวกัน และค่า Yield Strength จะเพิ่มขึ้นสูงถึง 1,265 MPa เมื่อเพิ่มอุณหภูมิการบ่มเป็น 623K แต่ค่า Yield Strength กลับลดลงเล็กน้อยเมื่อบ่มที่อุณหภูมิ 723K ทั้งนี้เมื่อสังเกตจากผลการทดสอบ Tensile Test แล้วพบว่าอาจเป็นเพราะการบ่มที่อุณหภูมิ 723K เป็นเวลา 10 นาทีมีผลทำให้เกิดตะกอนขนาดใหญ่ภายในโครงสร้างผลึกของวัสดุส่งผลให้ค่า Yield Strength ของวัสดุมีค่าลดลง



รูปที่ 58 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% และบ่มที่อุณหภูมิ 523K, 623K และ 723K เป็นเวลา 10 นาที

4.5.3 การเปรียบเทียบโครงสร้างผลึกของชิ้นงานก่อน และหลังการบ่ม

จากการเปรียบเทียบโครงสร้างผลึกของชิ้นงานที่ผ่านการบ่มที่อุณหภูมิ 723K เป็นเวลา 10 นาทีกับชิ้นงานที่ไม่ได้ผ่านการรีด และบ่ม ชิ้นงานที่ผ่านการบ่มนั้นเกิดตะกอน α เกิดขึ้นดังที่แสดงในรูปที่ 4.20 ทั้งนี้เนื่องจากการบ่มที่อุณหภูมิสูงนั้นมีโอกาสที่จะเกิดตะกอน ω ขนาดใหญ่ และสามารถเปลี่ยนโครงสร้างเกิดเป็นตะกอน α ขึ้นได้อีกด้วย ซึ่งเป็นผลทำให้ชิ้นงานนั้นมีความเปราะมากขึ้น[24, 25] ดังนั้นสามารถสรุปได้จากการศึกษาอิทธิพลของอุณหภูมิการบ่มที่มีต่อสมบัติของโลหะกัมเมทัลว่าเงื่อนไขที่เหมาะสมที่สุดในการบ่มคือที่อุณหภูมิ 623K เป็นเวลา 10 นาที

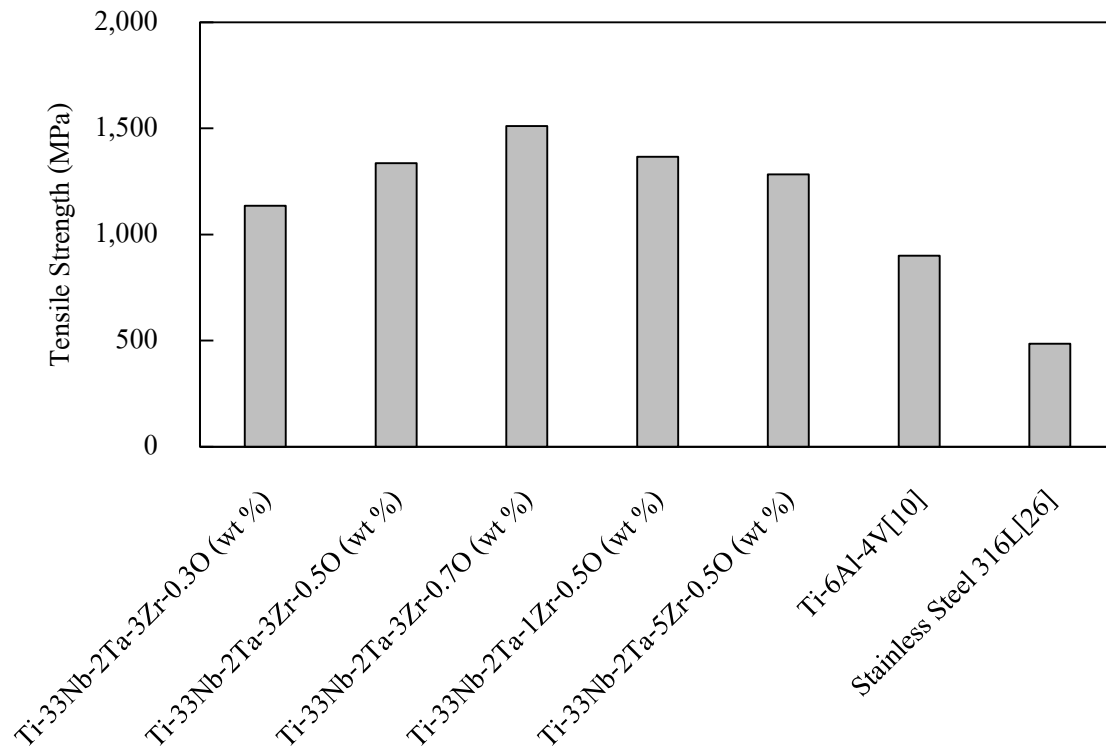


รูปที่ 59 ผลการทดสอบ XRD ของชิ้นงาน Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% และบ่มที่อุณหภูมิ 723K เป็นเวลา 10 นาทีเปรียบเทียบกับชิ้นงานหลัง Homogenization ที่ไม่ได้ผ่านการรีดเย็น

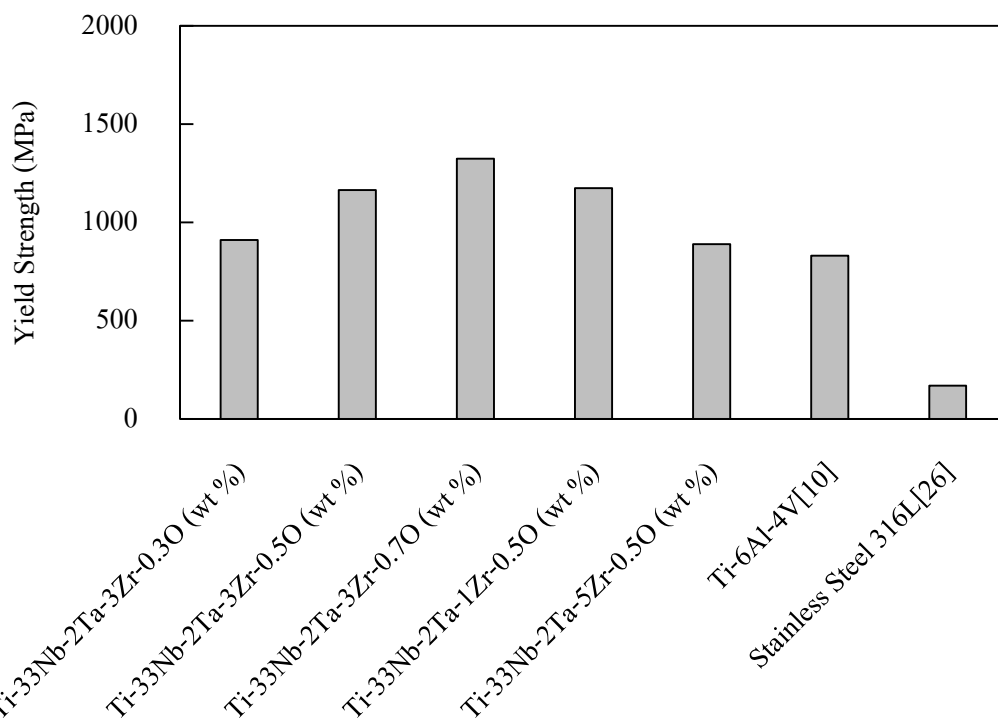
4.6 การเปรียบเทียบสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นกับวัสดุที่ถูกใช้ในเชิงพาณิชย์

ในการเปรียบเทียบสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นกับวัสดุที่ถูกใช้ในเชิงพาณิชย์นั้น จะเลือกใช้วัสดุสองชนิด ได้แก่ เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และ โลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V เนื่องจากเป็นที่นิยมใช้ในการผลิตเป็นเครื่องมือแพทย์ หรือใช้ในงานทางการแพทย์ในปัจจุบัน โดยผลการเปรียบเทียบมีดังนี้

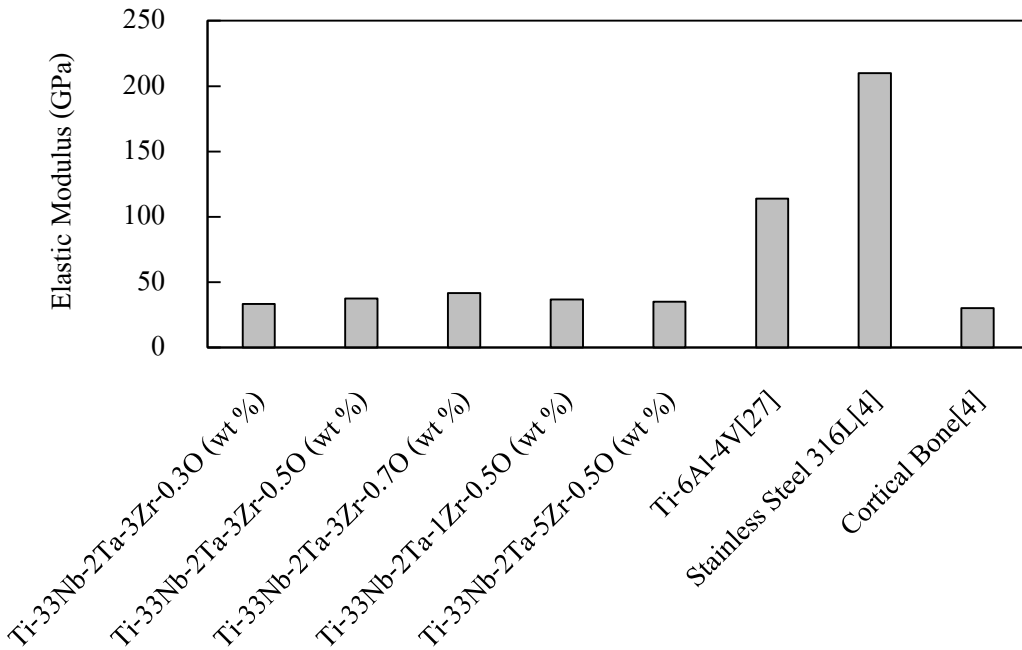
จากการเปรียบเทียบค่า Tensile Strength, Yield Strength และค่า Elastic Modulus ของโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นกับเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V ที่ไม่ได้ผ่านการรีดเย็น และการบ่มเพิ่มในงานวิจัยนี้แต่อย่างใด พบว่าโลหะกัมเมทัลทุกส่วนประกอบทางเคมี ที่ผ่านการ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และผ่านการรีดเย็นที่ 90% ก่อนทำการบ่มนั้นมีค่า Tensile Strength และ Yield Strength ที่สูงกว่าวัสดุที่ใช้ในเชิงพาณิชย์ทั้งสองชนิดดังที่แสดงในรูปที่ 61 และ 62 ซึ่งมีความเป็นไปได้สูงที่จะถูกนำมาพัฒนาเพื่อประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ในอนาคต ดังที่แสดงในรูปที่ 63



รูปที่ 60 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% ก่อน และหลังทำการบ่มเปรียบเทียบกับ เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V



รูปที่ 61 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% ก่อน และหลังทำการบ่มเปรียบเทียบกับ เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V



รูปที่ 62 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% ก่อน และหลังทำการบ่มเปรียบเทียบกับ เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V

5. สรุปผลการวิจัย

จากผลการทดลองพบว่าชิ้นงานทุกส่วนประกอบทางเคมีที่ผ่านการทำ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที นั้นมีโครงสร้างผลึกเป็นแบบ BCC หรือเป็นโครงสร้างผลึกของโลหะผสมไทเทเนียม ชนิดเบตา และเมื่อพิจารณาจากการทดสอบสมบัติทางกลแล้วสามารถสรุปผลการทดลองได้ดังนี้

5.1 การศึกษาอิทธิพลของการรีดเย็นที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

จากผลการทดลองนั้นพบว่าชิ้นงานทั้งก่อนการรีดเย็น และหลังรีดเย็นที่ 90% ยังคงมีโครงสร้างผลึกเป็น BCC หรือเป็นแบบโลหะผสมไทเทเนียมชนิดเบตาอยู่ นอกจากนั้นการรีดเย็นสามารถทำให้โครงสร้างผลึก แข็งแรงขึ้น สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการเปลี่ยนโครงสร้างผลึกแบบ Stress-induced Martensite ได้ และทำให้มีค่า Tensile Strength, Yield Strength และ Elastic Modulus ที่ดีกว่าชิ้นงานที่ไม่ได้ผ่านการรีดเย็น

5.2 การศึกษาอิทธิพลของปริมาณออกซิเจน และเซอร์โคเนียมที่มีผลต่อสมบัติของโลหะกัมเมทัล

จากผลการทดลองพบว่าปริมาณส่วนประกอบของออกซิเจนที่เพิ่มขึ้นนั้นสามารถทำให้ค่า Tensile Strength, Yield Strength และ Elastic Modulus ก่อนการบ่มสูงขึ้นได้

จากการพิจารณาปริมาณส่วนประกอบของเซอร์โคเนียมพบว่าเซอร์โคเนียมที่เพิ่มขึ้นนั้นสามารถลดความเค้นที่ใช้ในการเหนี่ยวนำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกแบบ Stress-induced Martensite ได้ ในขณะที่ค่า Tensile Strength, Yield Strength และ Elastic Modulus เปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อย

โดยที่วัสดุที่มีสมบัติทางกลดีที่สุดก่อนทำการบ่มได้แก่วัสดุที่มีส่วนผสมทางเคมี Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.7O (wt %) ที่ผ่านการทำ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และรีดเย็นที่ 90% ซึ่งมีค่า Tensile Strength, Yield Strength และ Elastic Modulus มีค่าสูงที่สุดที่ 1,511 MPa, 1,325 MPa และ 42 GPa ตามลำดับ

5.3 การศึกษาอิทธิพลของอุณหภูมิในกระบวนการบ่มที่มีผลต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

จากผลการทดลองพบว่า การบ่มที่อุณหภูมิ 623K เป็นเวลา 10 นาทีนั้นสามารถทำให้ชิ้นงานมีสมบัติทางกลที่ดีที่สุด ซึ่งการอบที่ 523K เป็นเวลา 10 นาทีนั้นกลับกลายเป็นการคลายความเค้นภายในของชิ้นงานลง และหากทำการบ่มที่อุณหภูมิ 723K เป็นเวลา 10 นาที จะมีผลทำให้วัสดุมีความเปราะเนื่องจากการเกิดตะกอนขนาดใหญ่ และไม่เหมาะในการนำมาประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์

5.4 การเปรียบเทียบสมบัติของโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นกับวัสดุที่ถูกใช้ในเชิงพาณิชย์

จากการเปรียบเทียบสมบัติทางกลพบว่า โลหะกัมเมทัลทุกส่วนประกอบทางเคมี ที่ผ่านการ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และผ่านการรีดเย็นที่ 90% นั้นมีค่า Tensile Strength และ Yield Strength ที่สูงกว่าวัสดุที่ใช้ในเชิงพาณิชย์ทั้งเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V ทำให้มีความเป็นไปได้ที่จะนำไปประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ต่อไปได้อย่างเหมาะสม

6. อภิปรายผลการวิจัย

จากผลการวิจัยสามารถวิเคราะห์แนวโน้มอิทธิพลของส่วนประกอบทางเคมี กระบวนการรีดเย็น และกระบวนการบ่ม ที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลได้ โดยจำแนกได้ 3 ประเด็น ดังนี้

1. หากเพิ่มปริมาณธาตุที่มีอะตอมขนาดเล็กเข้าไปแทรกตัวอยู่ในโครงสร้างผลึกจะทำให้โลหะกัมเมทัลนั้นแข็งแรงขึ้น อันเนื่องมาจากอะตอมขนาดเล็กดังกล่าวจะไปขัดขวางทิศทางการเลื่อนไถลของโครงสร้างผลึกส่งผลให้วัสดุมีความแข็งแรงขึ้น
2. การรีดเย็นที่สัดส่วนการลดความหนาที่สูงนั้นจะทำให้โครงสร้างของโลหะกัมเมทัลนั้นแข็งแรงขึ้นด้วย จากปรากฏการณ์ที่เรียกว่า Work Hardening ที่เกิดจากการรีดเย็น
3. การบ่มที่อุณหภูมิ และเวลาที่เหมาะสมนั้นสามารถช่วยเพิ่มความแข็งแรงให้กับโลหะกัมเมทัลได้ โดยการบ่มที่เงื่อนไขที่เหมาะสมดังกล่าวจะทำให้เกิดตะกอนละเอียดภายในโครงสร้างผลึกซึ่งจะไปขัดขวางการเลื่อนไถลของโครงสร้างได้ ส่งผลให้วัสดุนั้นเปลี่ยนรูปถาวรได้ยากขึ้น

นอกจากนั้นในงานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยพื้นฐานที่ศึกษาอิทธิพลของตัวแปรที่ใช้สำหรับการผลิตโลหะกัมเมทัลสำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ ซึ่งจะเน้นหนักไปทางการทดสอบสมบัติเชิงวิศวกรรม ทั้งนี้เพื่อให้งานวิจัยมีความครอบคลุมมากขึ้นอาจมีการศึกษาทดลองเพิ่มเติม อาทิเช่น

- การทดสอบการกัดกร่อน และความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุเพื่อให้วัสดุ
- การศึกษาทดลองในสัตว์ เพื่อทดสอบสมบัติทางชีวภาพเชิงลึก และผลข้างเคียงที่อาจจะเกิดขึ้นกับการนำวัสดุไปประยุกต์ใช้งานในระยะยาว
- การศึกษากระบวนการผลิตในเชิงพาณิชย์ เนื่องจากการผลิตโลหะกัมเมทัลนั้นมีกระบวนการผลิตหลายขั้นตอนที่แตกต่างจากการผลิตโลหะที่ใช้ในวงการอุตสาหกรรมในประเทศไทย ซึ่งอาจมีความจำเป็นที่จะต้องศึกษา และพัฒนาระบบการผลิตให้เหมาะสมมากยิ่งขึ้น จากงานวิจัยนี้พบว่า กลไกของโลหะกัมเมทัลนั้นสามารถสร้างได้จากการรีดเย็น การเติมส่วนประกอบทางเคมี ตลอดจนการบ่มเพื่อสร้างตะกอนขนาดเล็กภายในโครงสร้างผลึก ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างมากในการนำไปใช้จริง ยกตัวอย่างเช่น การทำการบ่ม หรือการปรับส่วนประกอบทางเคมีนั้นสามารถปรับปรุงสมบัติของวัสดุ

แทนการรีดเย็นได้ หากไม่สามารถจัดหาเครื่องรีดเย็นที่สามารถรีดชิ้นงานในระดับอุตสาหกรรมขนาดใหญ่ให้ได้ถึง 90% เป็นต้น

7. ประโยชน์ของผลงานวิจัยที่ได้

1. เพิ่มองค์ความรู้เกี่ยวกับการสังเคราะห์สร้าง Gum Metal ในประเทศไทย และสามารถนำข้อมูลที่ได้ไปทำวิจัยต่อยอดเพื่อพัฒนาต่อไปให้ดียิ่งขึ้น
2. เพื่อพัฒนาวัสดุฉลาดสำหรับใช้งานทางด้านทางการแพทย์เพื่อให้สามารถรักษาผู้ป่วยตามสถานพยาบาลของภาครัฐ และเอกชนได้อย่างมีประสิทธิภาพ
3. ลดการนำเข้าอุปกรณ์ หรือเครื่องมือทางการแพทย์ที่มีราคาสูงจากต่างประเทศทำให้เพิ่มโอกาสในการรักษาของผู้ป่วย

บรรณานุกรม

- [1] Callister, W.D., 2007, **Materials Science and Engineering: An Introduction Seventh Edition**, John Wiley & Sons (Asia), Asia, pp. 377-378.
- [2] Callister, W.D., 2007, **Materials Science and Engineering: An Introduction Seventh Edition**, John Wiley & Sons (Asia), Asia, pp. 402-404.
- [3] Niinomi, M., Nakai, M., 2011, “Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone”, **International Journal of Biomaterials**, Vol. 2011, pp. 1-10.
- [4] Callister, W.D., 2007, **Materials Science and Engineering: An Introduction Seventh Edition**, John Wiley & Sons (Asia), Asia, pp. 379.
- [5] Callister, W.D., 2007, **Materials Science and Engineering: An Introduction Seventh Edition**, John Wiley & Sons (Asia), Asia, pp. 191-193.
- [6] Nasab, M.B., Hassan, M.R., 2010, “Metallic Biomaterials of Knee and Hip – A Review”, **Trends Biomaterials Artificial Organs**, Vol. 24(1), pp. 69-82.
- [7] Nag, S., Banerjee, R., 2012, “Fundamentals of Medical Implant Materials”, **ASM Handbook Volume 23: Materials for Medical Devices**, Narayan, R., ASM International, pp. 6-17.

- [8] Long, M., Rack, H.J., 1998, "Titanium Alloys in Total Joint Replacement – A Materials Science Perspective", **Biomaterials**, Vol.19, pp. 1621-1639.
- [9] Niinomi, M., 2003, "Recent Research and Development in Titanium Alloys for Biomedical Applications and Healthcare Goods", **Science and Technology of Advanced Materials**, Vol. 4, pp. 445-454.
- [10] Callister, W.D., 2007, **Materials Science and Engineering: An Introduction Seventh Edition**, John Wiley & Sons (Asia), Asia, pp. 348-350.
- [11] Miyazaki, S., Kim, H.Y., 2007, "TiNi-Base and Ti-Base Shape Memory Alloys", **Materials Science Forum**, Vol. 561-565, pp. 5-21.
- [12] Kuramoto, S., Furuta, T., Hwang, J., Nishino, K. and Saito, T., 2006, "Elastic Properties of Gum Metal", **Materials Science and Engineering A**, Vol. 442, pp. 454-457.
- [13] Gutkin, M.Y., Ishizaki, T., Kuramoto, S., Ovid'ko, I.A., 2006, "Nanodisturbances in Deformed Gum Metal", **Acta Materialia**, Vol. 54, pp. 2489-2499.
- [14] Gutkin, M.Y., Ishizaki, T., Kuramoto, S., Ovid'ko, I.A., Skiba, N.V., 2008, "Giant Faults in Deformed Gum Metal", **International Journal of Plasticity**, Vol. 24, pp. 1333-1359.
- [15] Talling, R.J., Dashwood, R.J., Jackson, M., Dye, D., 2009, "On the Mechanism of Elasticity in Gum Metal", **Acta Materialia**, Vol. 57, pp. 1188-1198.
- [16] Tahara, M., Kim, H.Y., Inamura, T., Hosoda, H., Miyazaki, S., 2011, "Lattice Modulation and Superelasticity in Oxygen-added β -Ti Alloys", **Acta Materialia**, Vol. 59, pp. 6208-6218.
- [17] Besse, M., Castany, P., Gloriant, T., 2011, "Mechanisms of Deformation in Gum Metal TNTZ-O and TNTZ Titanium Alloys: A Comparative Study on the Oxygen Influence", **Acta Materialia**, Vol. 59, pp. 5982-5988.
- [18] Furuta, T., Kuramoto, S., Hwang, J., Nishino, K., Saito, T., Niinomi, M., 2007, "Mechanical Properties and Phase Stability of Ti-Nb-Ta-Zr-O Alloys", **Materials Transactions**, Vol. 48, pp. 1124-1130.
- [19] Al-Zain, Y., Kim, H.Y., Hosoda, H., Nam, T.H., Miyazaki, S., 2010, "Shape Memory Properties of Ti-Nb-Mo Biomedical Alloys", **Acta Materialia**, Vol. 58, pp. 4212-4223.
- [20] Furuta, T., Kuramoto, S., Hwang, J., Nishino, K., Saito, T., 2005, "Elastic Deformation Behavior of Multi-Functional Ti-Nb-Ta-Zr-O Alloys", **Materials Transactions**, Vol. 46, pp. 3001-3007.

- [21] Sungtong, W., Khantachawana, A., 2012, "Effect of Zr Addition on Mechanical Properties of Ti-Nb-Zr Alloys for Biomedical Applications", **Advanced Materials Research**, Vol. 463-464, pp. 841-844.
- [22] Kim, J.I., Kim, K.Y., Hosoda, H., Miyazaki, S., 2005, "Shape Memory Behavior of Ti-22Nb-(0.5-2.0)O(at %) Biomedical Alloys", **Materials Transactions**, Vol. 46, pp. 852-857.
- [23] Kim. J.I., Kim, H.Y., Inamura, T., Hosoda, H., Miyazaki, S., 2005, "Shape Memory Characteristics of Ti-22Nb-(2-8)Zr(at.%) Biomedical Alloys", **Materials Science and Engineering A**, Vol. 403, pp. 334-339.
- [24] Ferrandini, P.L., Cardoso, F.F., Souza, S.A., Afonso, C.R., Caram, R., 2007, "Aging Response of the Ti-35Nb-7Zr-5Ta and Ti-35Nb-7Ta Alloys", **Journal of Alloys and Compounds**, Vol. 433, pp. 207-210.
- [25] Xu, Y.F., Yi, D.Q., Liu, H.Q., Wang, B., Yang, F.L., 2011, "Age-hardening Behavior, Microstructural Evolution and Grain Growth Kinetics of Isothermal ω Phase of Ti-Nb-Ta-Zr-Fe Alloy for Biomedical Applications", **Materials Science and Engineering A**, Vol. 529, pp. 326-334.
- [26] Callister, W.D., 2007, **Materials Science and Engineering: An Introduction Seventh Edition**, John Wiley & Sons (Asia), Asia, pp. 365.
- [27] Callister, W.D., 2007, **Materials Science and Engineering: An Introduction Seventh Edition**, John Wiley & Sons (Asia), Asia, pp. 729.