

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%) จากนั้นจะทำ 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.

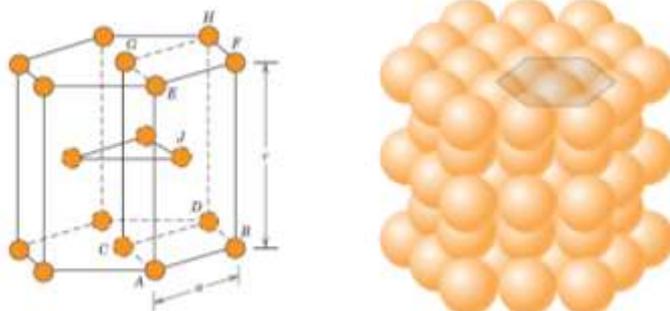
ทฤษฎีเกี่ยวกับโลหะไทเทเนียม[1]

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

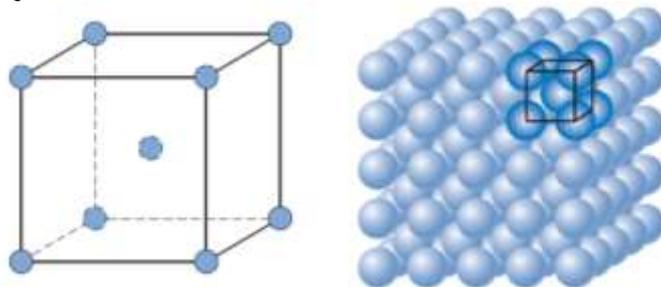
ไทเทเนียมบริสุทธิ์ (Commercially Pure Titanium; CP-Ti) มีโครงสร้างเป็น Hexagonal Close Packed (HCP) หรือที่เรียกว่า α -phase ที่อุณหภูมิห้อง และจะเปลี่ยนโครงสร้างเป็น Body Centered Cubic (BCC) หรือ β -phase ที่อุณหภูมิ $883 \text{ }^\circ\text{C}$ ซึ่งอุณหภูมิการเปลี่ยนโครงสร้างจาก α เป็น β (α to β Transformation 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]

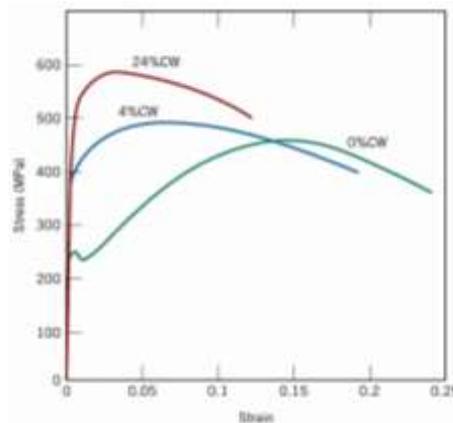
ตารางที่ 1 สมบัติของโลหะผสมไทเทเนียมประเภทต่าง ๆ[4]

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

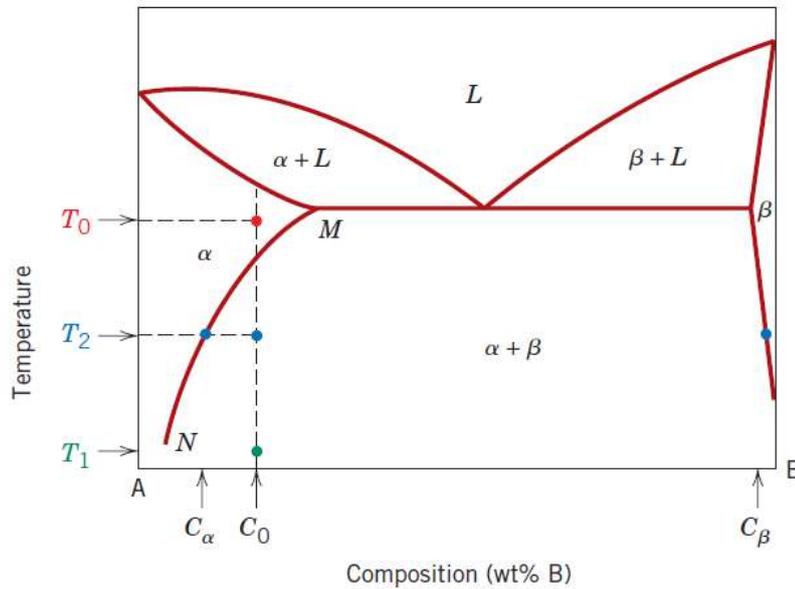
2. Solution Heat Treatment (Homogenization)

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

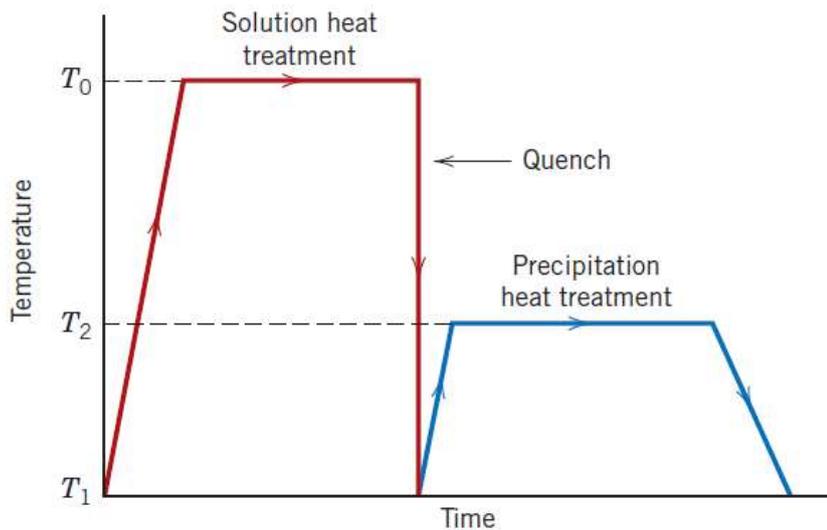
3. Precipitation Heat Treatment (Aging)

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

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

การเกิดความเสียหาย และเกิดการคลอนของวัสดุฝังในได้ นอกจากนั้นยังทำให้บริเวณที่ต้องการให้มีการสร้างกระดูกใหม่นั้นได้รับความเค้นต่ำกว่าตามหลักสรีรวิทยาทำให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ที่ผิดปกติ เรียกว่าการเกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding Effect ดังรูปที่ 6

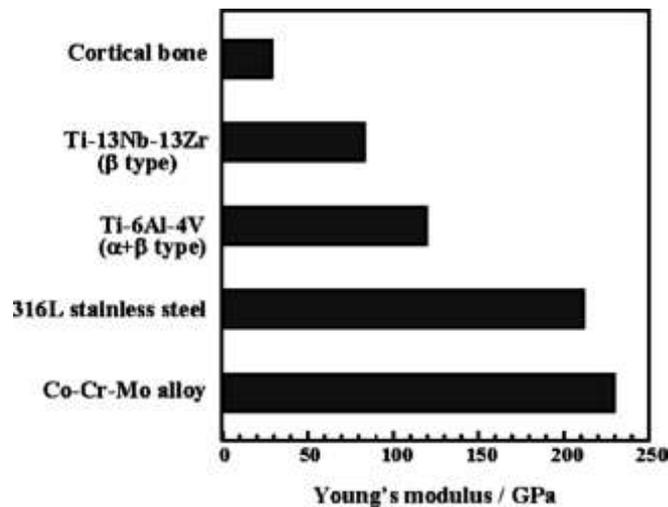
- มีความต้านทานการกัดกร่อนที่สูง เนื่องจากสภาวะที่ใช้งานภายในร่างกายนั้นวัสดุจะต้องสัมผัสกับของเหลวในร่างกายซึ่งวัสดุนั้นอยู่ในสภาวะการกัดกร่อนที่สูง ดังนั้นหากใช้วัสดุที่มีความต้านทานการกัดกร่อนที่ต่ำอาจส่งผลให้อนุภาคที่อาจเป็นพิษต่อร่างกายหลุดออกมาได้
- สามารถทนต่อการเสียดสีได้ดี หากวัสดุนั้นไม่สามารถทนต่อการเสียดสีได้ดีแล้ววัสดุจะเกิดความเสียหายบริเวณผิว 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 และการกัดกร่อนได้ดีกว่าเหล็กกล้าไร้สนิมแต่ยังคงมีมอดูลัสความยืดหยุ่นที่สูงกว่ากระดูกมนุษย์อยู่ทำให้ต่อมาได้มีการนำโลหะจำพวกไทเทเนียมมาประยุกต์ใช้งานเนื่องจากมีสามารถทนต่อการกัดกร่อนได้ดี, มีความแข็งแรงสูง และน้ำหนักเบา โดยส่วนใหญ่จะเป็นโลหะผสมไทเทเนียมประเภท Ti-6Al-4V ซึ่งมีสมบัติทางกลที่ดีกว่าประเภท Commercially Pure (CP-Ti) ถึงแม้ว่าค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นของ Ti-6Al-4V จะต่ำกว่าวัสดุ

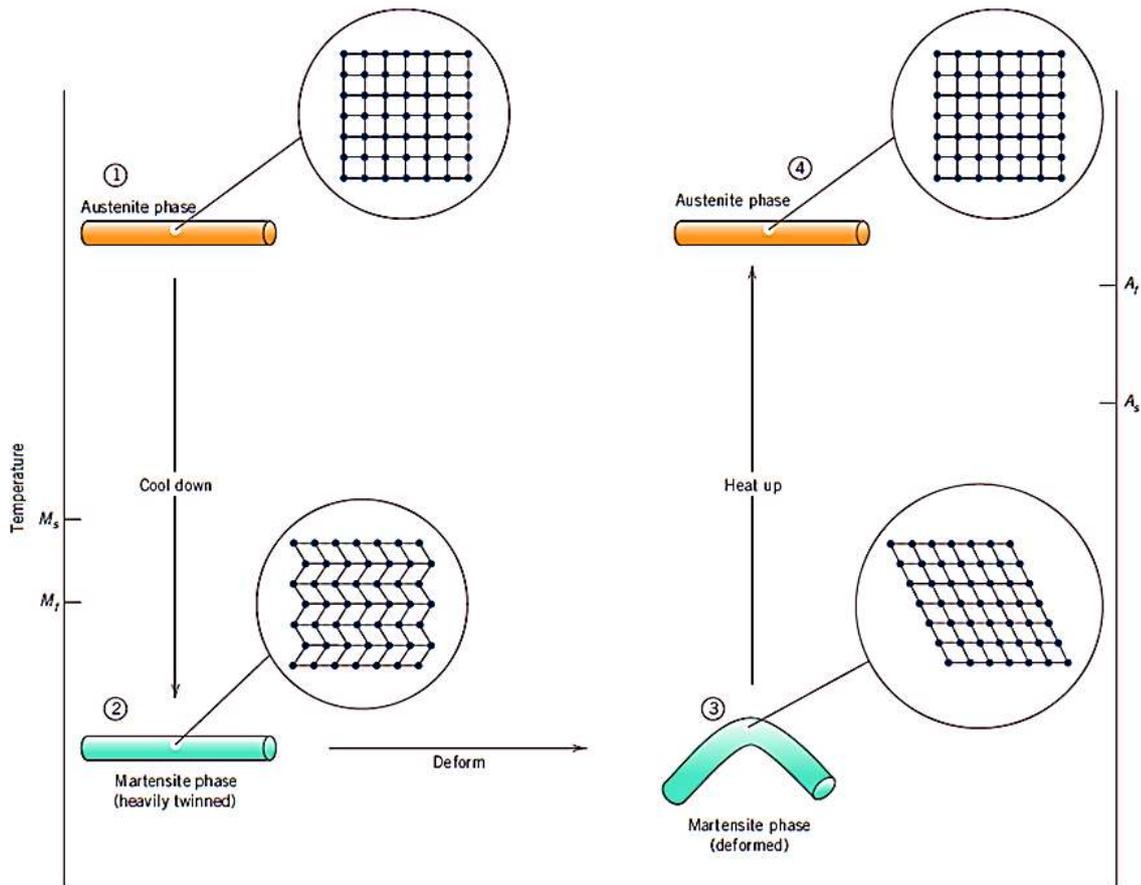
สองชนิดแรกมาก แต่ก็ยังคงสูงอยู่เมื่อเทียบกับกระดูกจริง นอกจากนี้ Ti-6Al-4V ยังมีส่วนผสมของอลูมิเนียมและวาเนเดียมซึ่งมีงานวิจัยระบุว่าสามารถก่อให้เกิดปัญหาข้างเคียงในระยะยาว เช่นโรคความจำเสื่อม และโรคประสาท หลังจากนั้นจึงเปลี่ยนมาเป็นวัสดุจำพวกเบตาไทเทเนียมซึ่งปราศจากส่วนประกอบที่เป็นพิษ และมีมอดูลัสความยืดหยุ่นเข้าใกล้กระดูกจริงของมนุษย์มากที่สุดดังที่แสดงในรูปที่ 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]

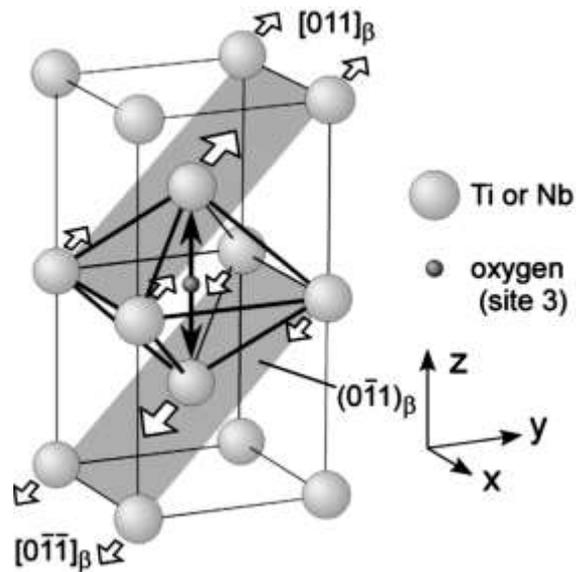


รูปที่ 8 การเปลี่ยนรูปของโลหะผสมจำรูปที่สภาวะต่าง ๆ [10]

ทฤษฎีเกี่ยวกับโลหะกัมเมทัล (Gum Metal)

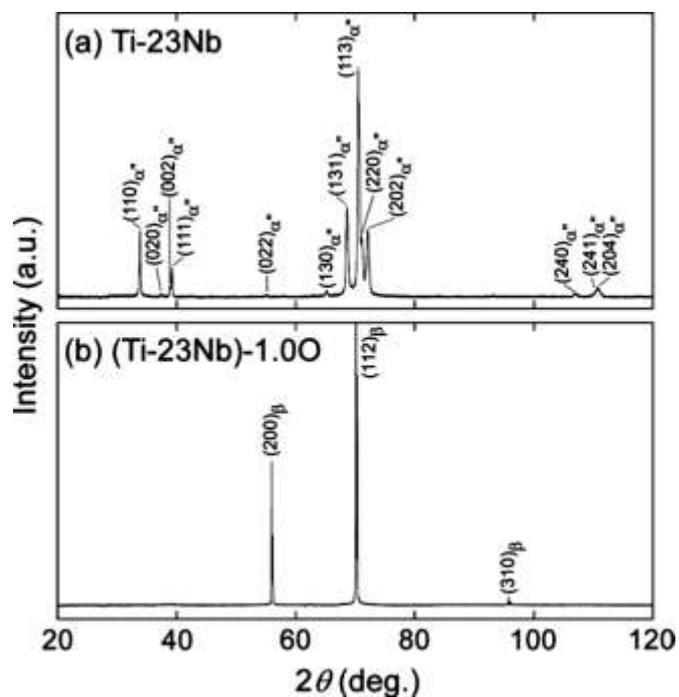
โลหะกัมเมทัล คือโลหะจำพวกเบตาไทเทเนียมอีกชนิดหนึ่งซึ่งมีแนวโน้มที่จะนำมาพัฒนาเพื่อประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ได้อย่างเหมาะสมมากยิ่งขึ้นเนื่องจากมีสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด, มีความแข็งแรงสูง, มีมอดูลัสความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์ และปราศจากส่วนประกอบที่เป็นพิษต่อร่างกาย โลหะกัมเมทัลมีส่วนประกอบที่คล้ายกับโลหะผสมจำรูป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

ออกซิเจนที่เติมเข้าไปในโลหะกัมเมทัลนั้นจะไปแทรกตัวอยู่ในโครงสร้างผลึก Body Centered Cubic (BCC) ของโลหะดังรูปที่ 9 ซึ่งจะไปขัดขวางทิศทางการเคลื่อนตัวของอะตอม ซึ่งจะยับยั้งการเปลี่ยนโครงสร้างผลึกของโลหะผสมจำรูป และทำให้ความแข็งแรงของวัสดุนั้นสูงขึ้นอีกด้วย

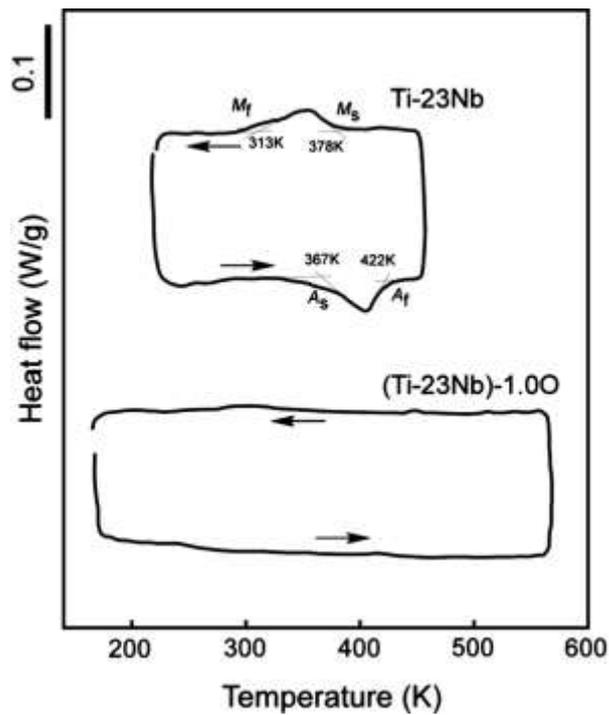


รูปที่ 9 ตำแหน่งของออกซิเจนในโครงสร้างผลึกของกัมเมทัล[16]

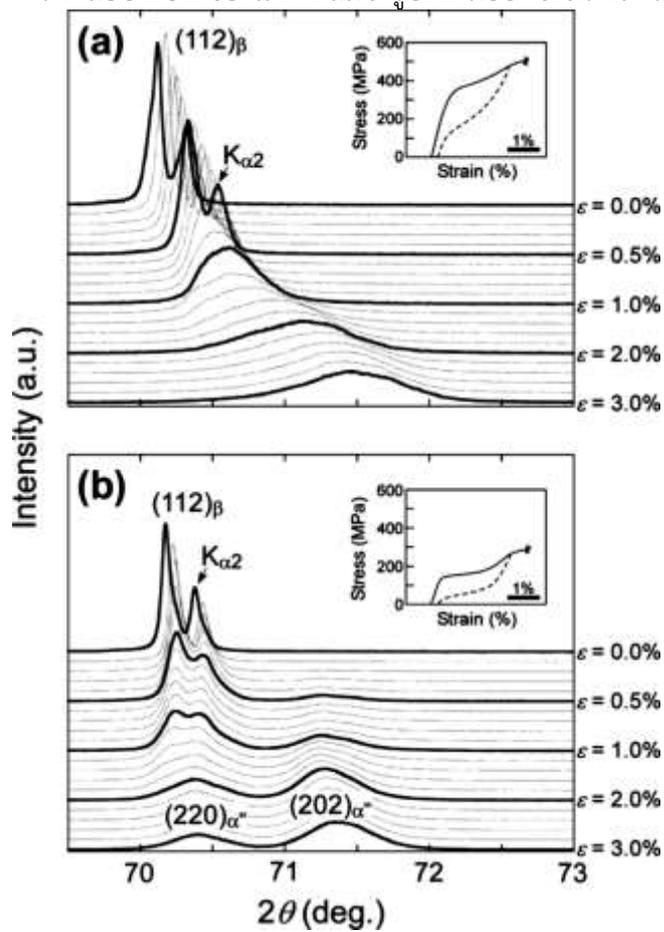
รูปที่ 10 แสดงผลการทดสอบ X-Ray Diffraction ของโลหะผสมจำรูป Ti-23Nb (at.%) และโลหะกัมเมทัลที่มีการเติมออกซิเจนไป 1% อะตอม (Ti-23Nb-1.0O (at.%)) จะเห็นว่าเมื่อเติมออกซิเจนเพียง 1% โดยอะตอมเข้าไปแล้วจะไม่พบโครงสร้างแบบ Martensite (α'') อยู่ในวัสดุ นอกจากนั้นจากผลการทดสอบ Differential Scanning Calorimetry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



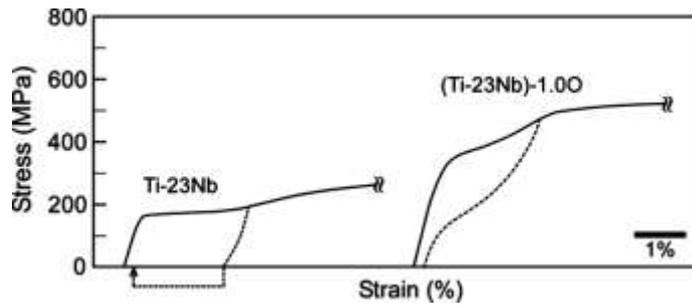
รูปที่ 10 การทดสอบ XRD ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม[16]



รูปที่ 11 การทดสอบ DSC ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม[16]



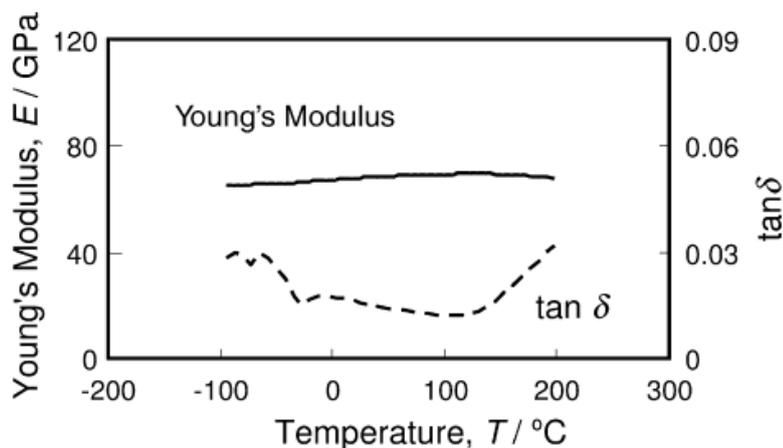
รูปที่ 12 การทดสอบ XRD ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจนและไม่เติมขณะที่ได้รับความเค้น[16]



รูปที่ 13 การทดสอบ Tensile Test โลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม[16]

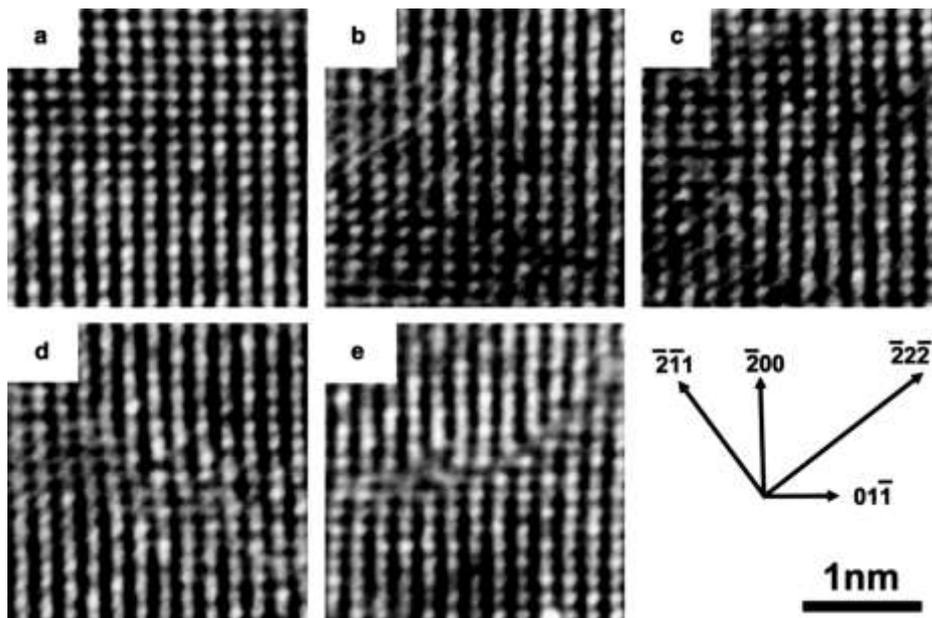
จากกราฟความเค้น-ความเครียดที่ได้จากการทดสอบ Tensile Test ของโลหะผสมจำรูปกับโลหะกัมเมทัลที่มีการเติมออกซิเจนนั้นจะพบว่าวัสดุทั้งสองมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกัน แต่โลหะกัมเมทัลที่มีการเติมออกซิเจนนั้นมีความแข็งแรงสูงกว่าดังรูปที่ 13 และเมื่อทำการทดสอบ Dynamic Mechanical Analysis (DMA) ของโลหะผสมจำรูปที่ทำการเติมออกซิเจนเข้าไปจะพบว่าค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นนั้นเปลี่ยนแปลงน้อยมากเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลงในช่วง -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]

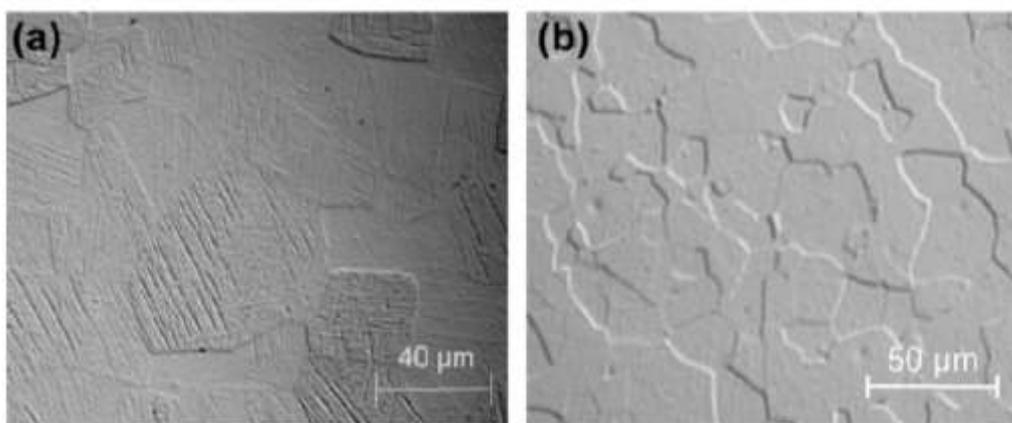


รูปที่ 15 การเกิด Nanodisturbance ในโลหะกัมเมทัล[13]

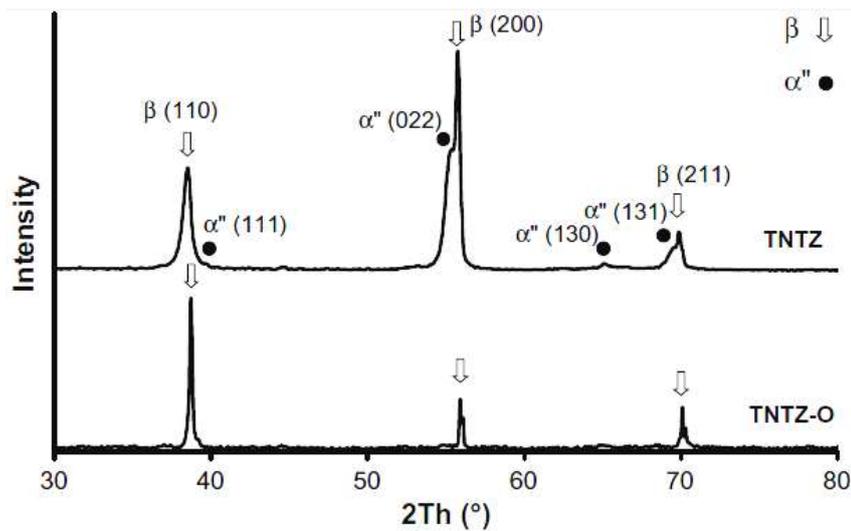
งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

อิทธิพลของปริมาณธาตุออกซิเจนที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

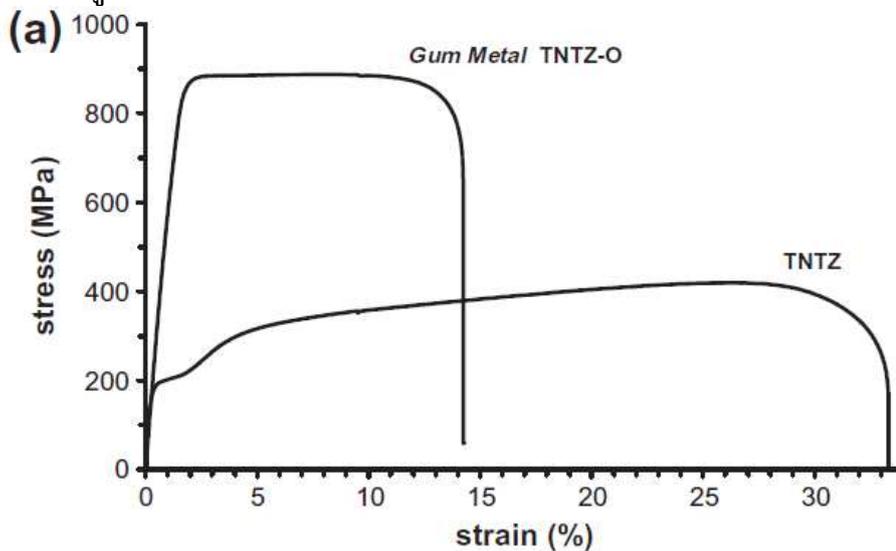
ในปี ค.ศ. 2011, Besse และคณะ[17] ได้เสนองานวิจัยเรื่อง “Mechanisms of Deformation in gum metal TNTZ-O and TNTZ titanium alloys: A comparative study on the oxygen influence” โดยทำการศึกษาอิทธิพลของการเติมออกซิเจน 1.2% อะตอมเข้าไปในโลหะผสมจำรูปชนิด Ti-23Nb-0.7Ta-2Zr (at.%) หรือ TNTZ ที่ผ่านการ Homogenization ที่ 950 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 16 ชั่วโมง, ทำการรีดเย้นที่ 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]

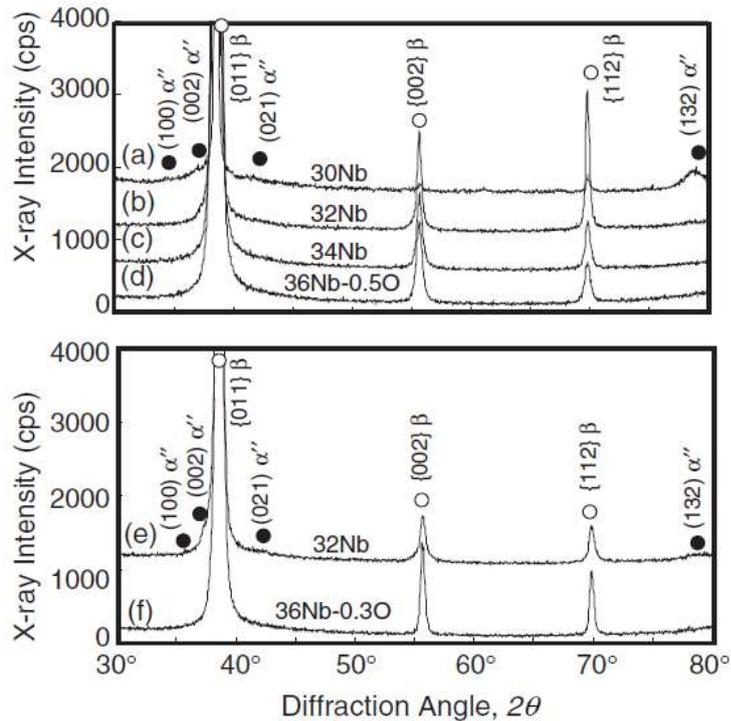


รูปที่ 18 ผลการทดสอบ Tensile Test ของโลหะ TNTZ และ TNTZ-O[17]

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

อิทธิพลของปริมาณธาตุไนโอเบียมที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

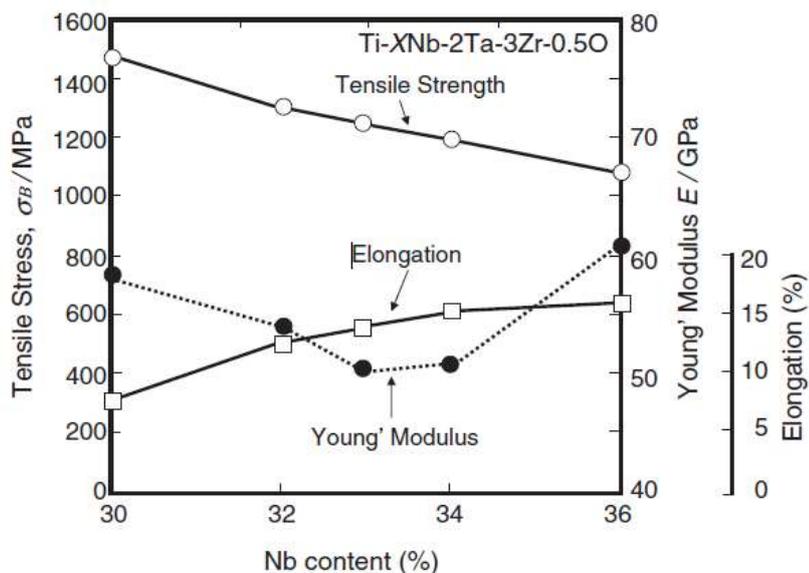
ในปี ค.ศ. 2007, Furuta และคณะ[18] ได้เสนองานวิจัยเรื่อง “Mechanical Properties and Phase Stability of Ti-Nb-Ta-Zr-O Alloys” โดยทำการเตรียมโลหะกัมเมทัลที่มีส่วนประกอบทางเคมี Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.3O (wt.%) และทำการเปลี่ยนปริมาณไนโอเบียมตั้งแต่ 30 ถึง 36% และออกซิเจนตั้งแต่ 0.3 ถึง 0.5% โดยมวล จากนั้นผ่านกระบวนการ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



รูปที่ 19 ผลการทดสอบ XRD ของโลหะกัมเมทัล[18]

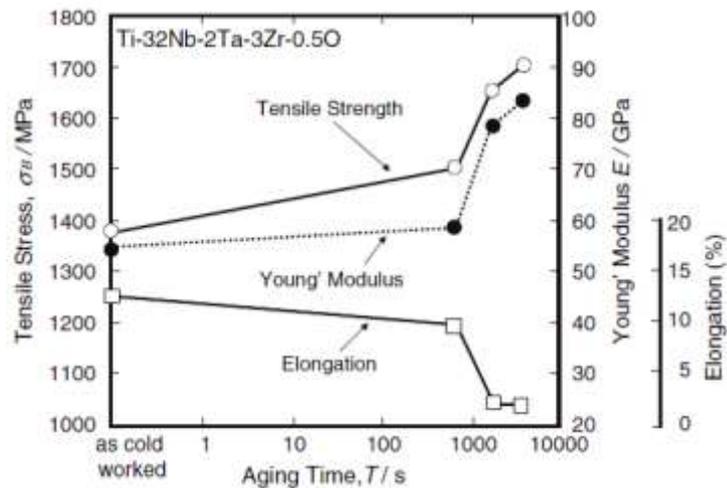
จากผลการทดสอบ XRD พบว่าหากกำหนดส่วนประกอบของไนโอเบียมน้อยกว่า 30% โดยมวลจะพบว่าเกิดโครงสร้างผลึก Martensite เกิดขึ้น เนื่องจากปริมาณไนโอเบียมที่ลดลงนั้นส่งผลให้ความเสถียรของโครงสร้าง BCC ลดลงด้วยเช่นกันดังที่แสดงในรูปที่ 19

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

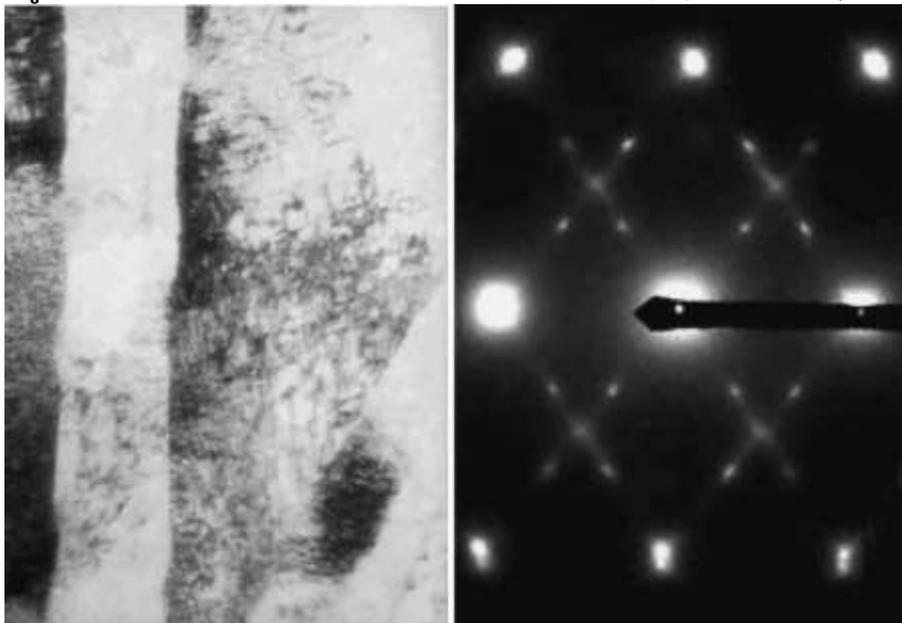


รูปที่ 20 สมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลที่ไนโอเบียมปริมาณต่าง ๆ[18]

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%



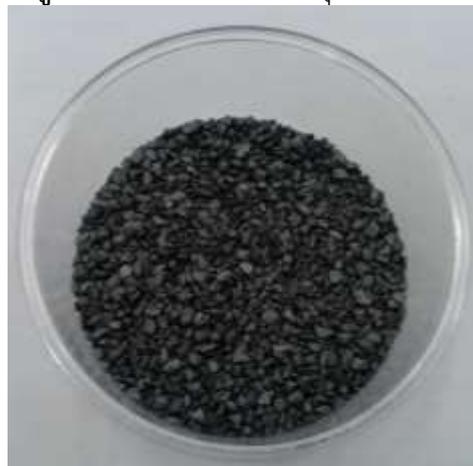
รูปที่ 24 ไนโอเบียมบริสุทธิ์ 99.9%



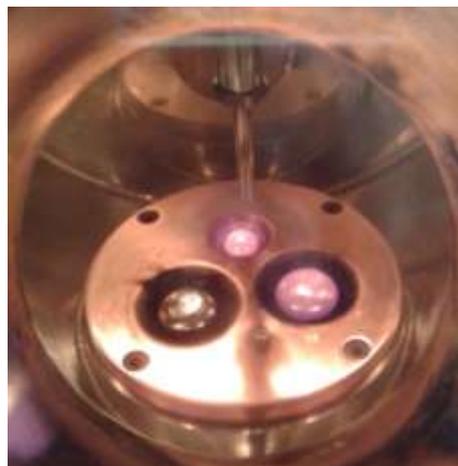
รูปที่ 25 แทนทาลัมบริสุทธิ์ 99.95%



รูปที่ 26 เซอร์โคเนียมบริสุทธิ์ 99.9%



รูปที่ 27 ไทเทเนียมไดออกไซด์ 99.99%



รูปที่ 28 ภายในเตาหลอมขณะหลอมชิ้นงานด้วยวิธี Arc Melting



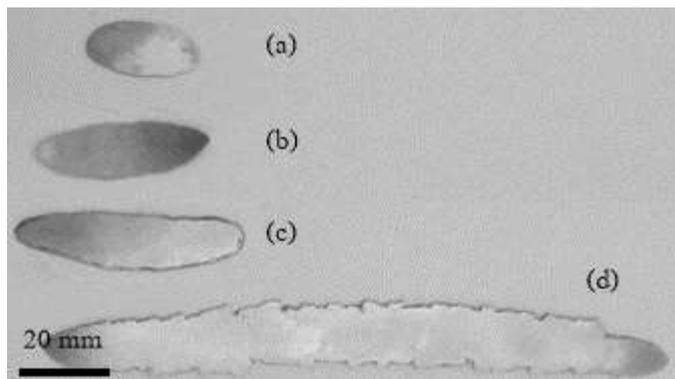
รูปที่ 29 ตัวอย่างชิ้นงานที่ได้จากการหลอมด้วยวิธี Arc Melting

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

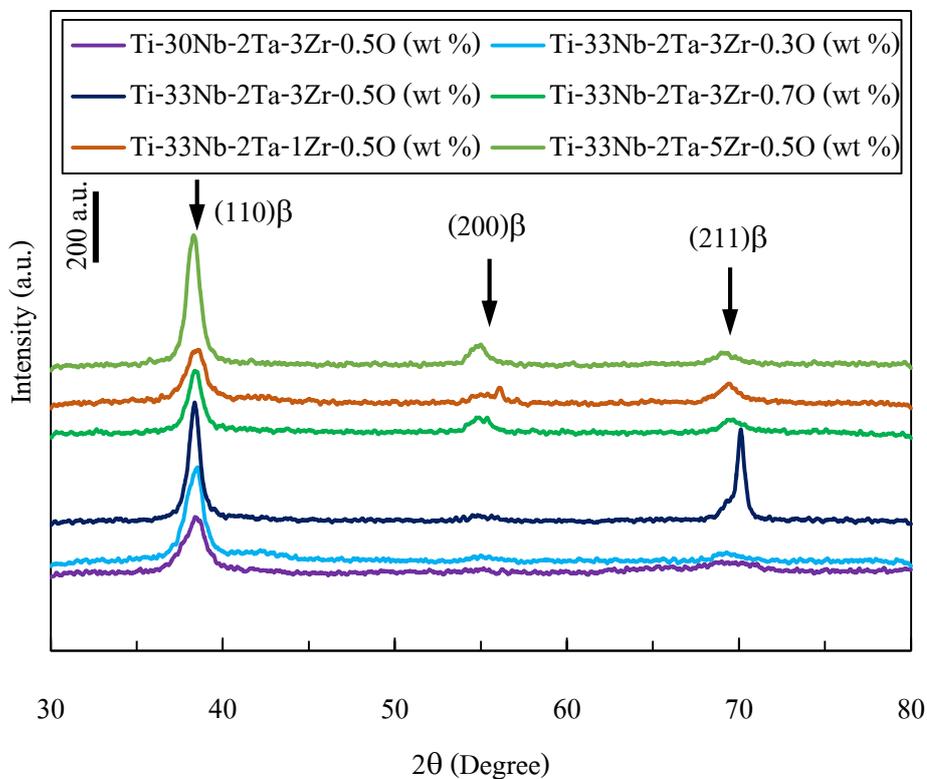
จากผลการตรวจสอบส่วนประกอบทางเคมีของวัสดุที่ผ่านการหลอมด้วยวิธี Arc Melting และ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที พบว่าส่วนประกอบทางเคมีที่ตรวจสอบได้นั้น คลาดเคลื่อนจากส่วนประกอบทางเคมีที่ต้องการเล็กน้อยดังที่แสดงในตารางที่ 3 ซึ่งเป็นผลมาจากอุณหภูมิในการหลอมเหลวของวัสดุดิบบางชนิดนั้นสูงมาก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



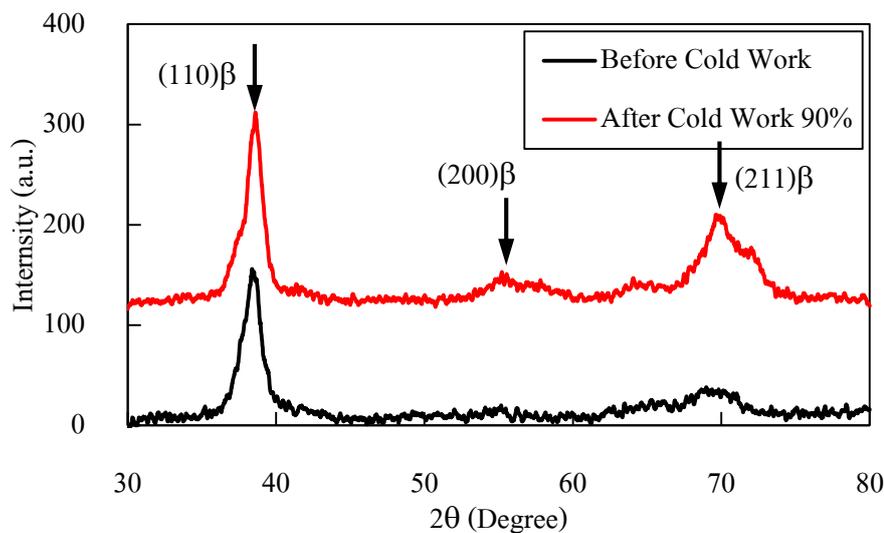
รูปที่ 41 ผลการทดสอบ XRD ของชิ้นงานทุกส่วนประกอบทางเคมีที่ผ่านกระบวนการ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที

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

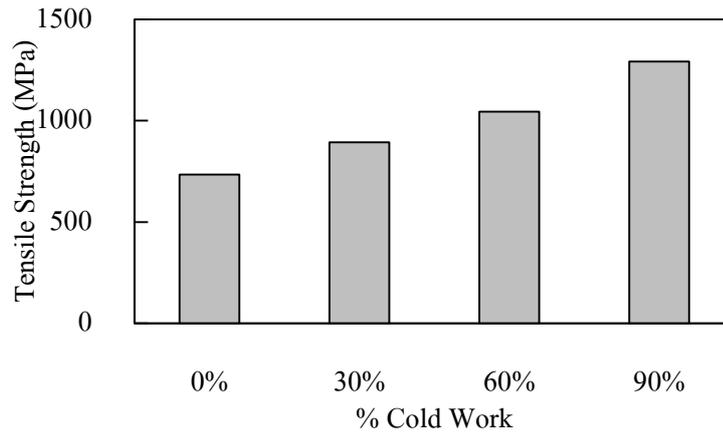
จากผลการตรวจสอบพบว่าการรีดเย็นนั้นไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกของวัสดุที่แสดงในรูปที่ 42 ซึ่งวัสดุหลังการรีดที่ 90% ยังคงมีโครงสร้างผลึกเป็น BCC หรือเป็นโครงสร้าง Austenite ของโลหะผสมไทเทเนียมชนิดเบตาอยู่ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Furuta, T., et al.[20] ที่รายงานว่าโลหะผสมไทเทเนียมชนิดเบตาหลังการรีดเย็นที่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



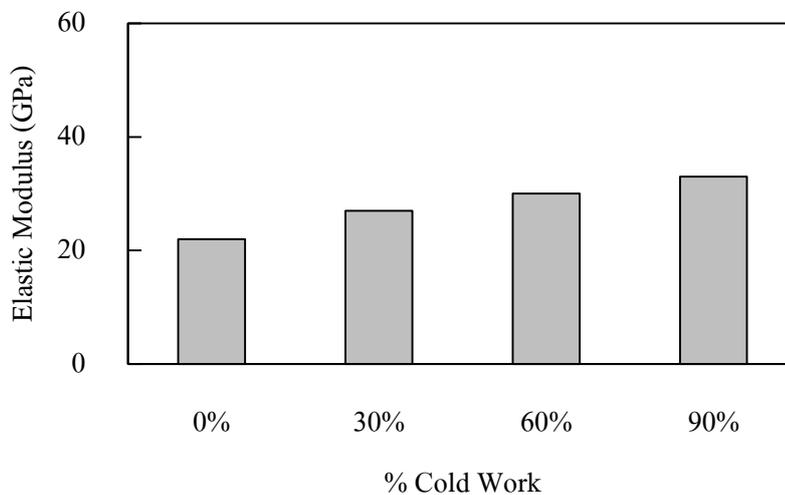
รูปที่ 42 ผลการทดสอบ X-Ray Diffraction (XRD) ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

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

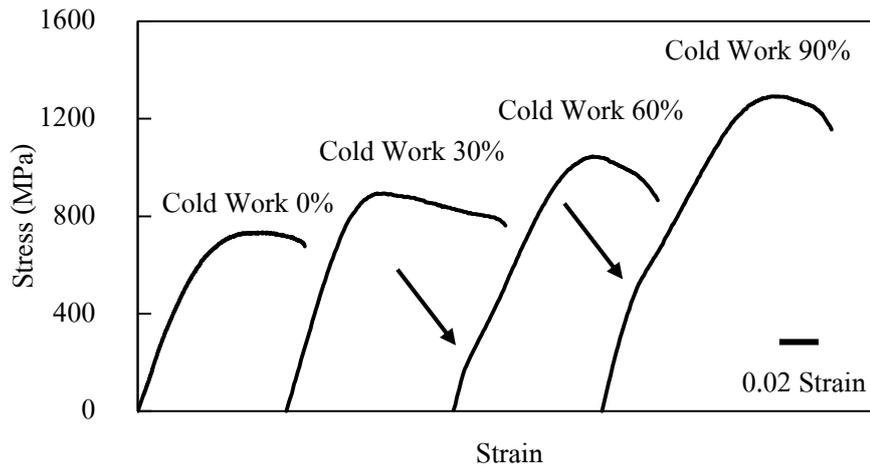


รูปที่ 43 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90%



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

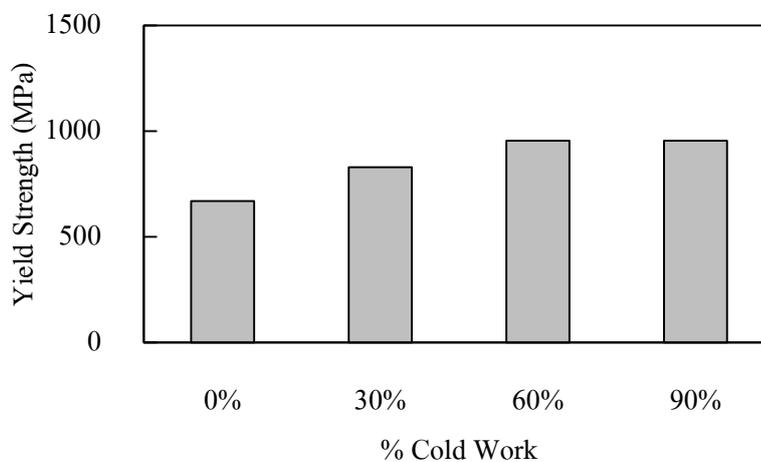
นอกจากนั้นยังพบว่าเมื่อทำการรีดสูงกว่า 60% จะเกิดการเปลี่ยนแปลงความชันของกราฟความเค้น-ความเครียดในช่วงยืดหยุ่นของวัสดุอันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกชนิด Stress-induced Martensite[21] ซึ่งไม่เกิดในชิ้นงานที่ผ่านกระบวนการรีดที่อัตราส่วนต่ำ ๆ เนื่องจากโครงสร้างผลึกจะมีความแข็งแรงไม่เพียงพอส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนรูปถาวรเกิดได้ง่ายกว่าการเปลี่ยนโครงสร้างผลึก 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%

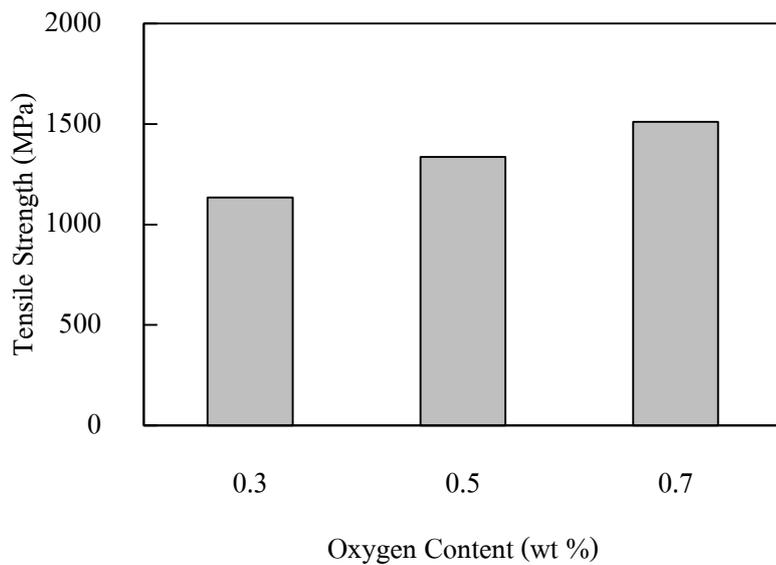
4.4 การศึกษาอิทธิพลของปริมาณออกซิเจน และเซอร์โคเนียมที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

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

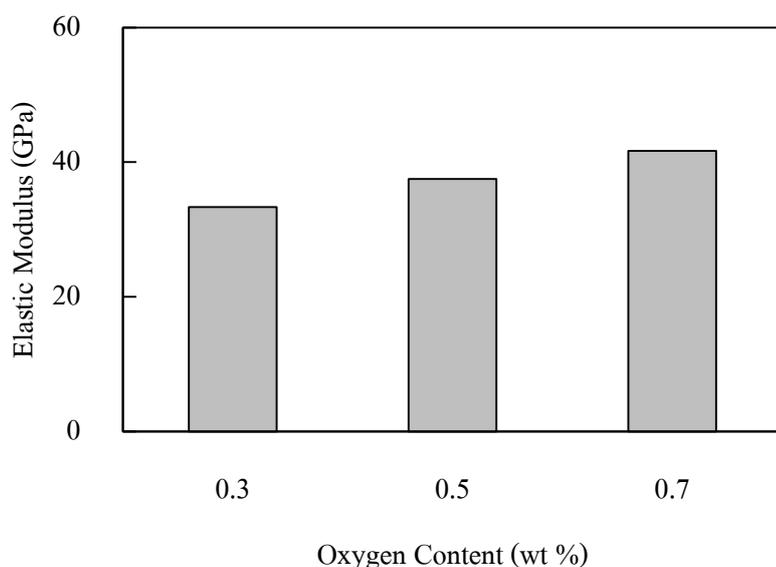
(wt %) ที่ผ่านการ Homogenization ที่ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที และผ่านการรีดเย็นที่ 90% เพื่อศึกษาอิทธิพลของปริมาณออกซิเจน และเซอร์โคเนียม ซึ่งผลการทดลองที่ได้มีดังนี้

4.4.1 การทดสอบ Tensile Test

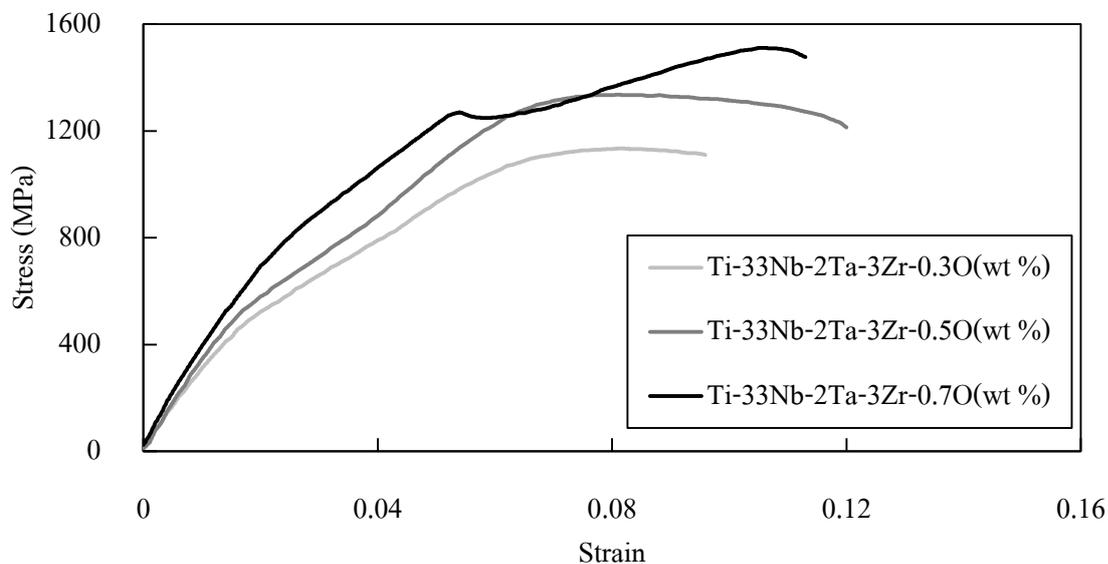
จากผลการทดสอบ Tensile Test พบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณออกซิเจน จะทำให้ค่า Tensile Strength และ Elastic Modulus ของวัสดุเพิ่มมากขึ้นดังที่แสดงในรูปที่ 48 และ 49 เนื่องจากออกซิเจนที่เติมเข้าไปนั้นจะอยู่ในรูปของอะตอมแทรก (Interstitial Atom)[16, 22] ที่แทรกตัวกระจายอยู่ตามโครงสร้างผลึกของวัสดุ ซึ่งเป็นผลทำให้วัสดุนั้นเปลี่ยนรูปได้ยากขึ้น 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%

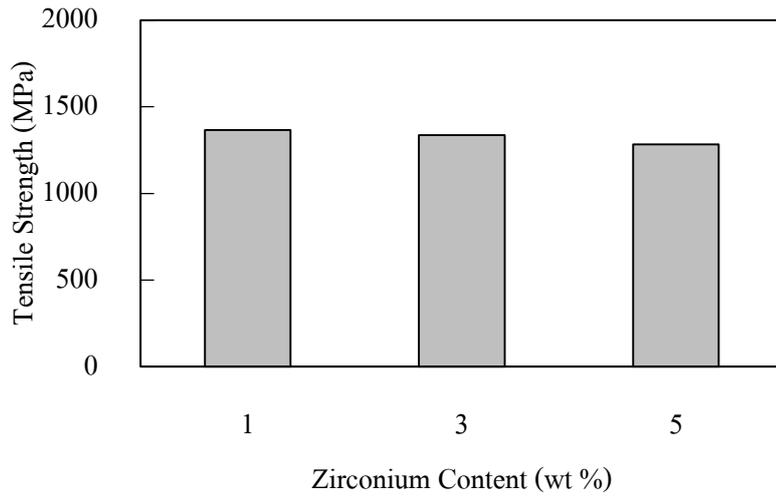


รูปที่ 48 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

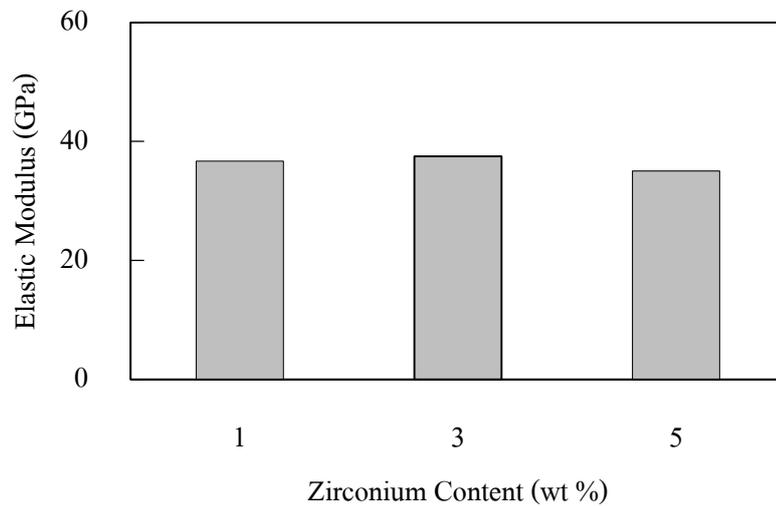


รูปที่ 49 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

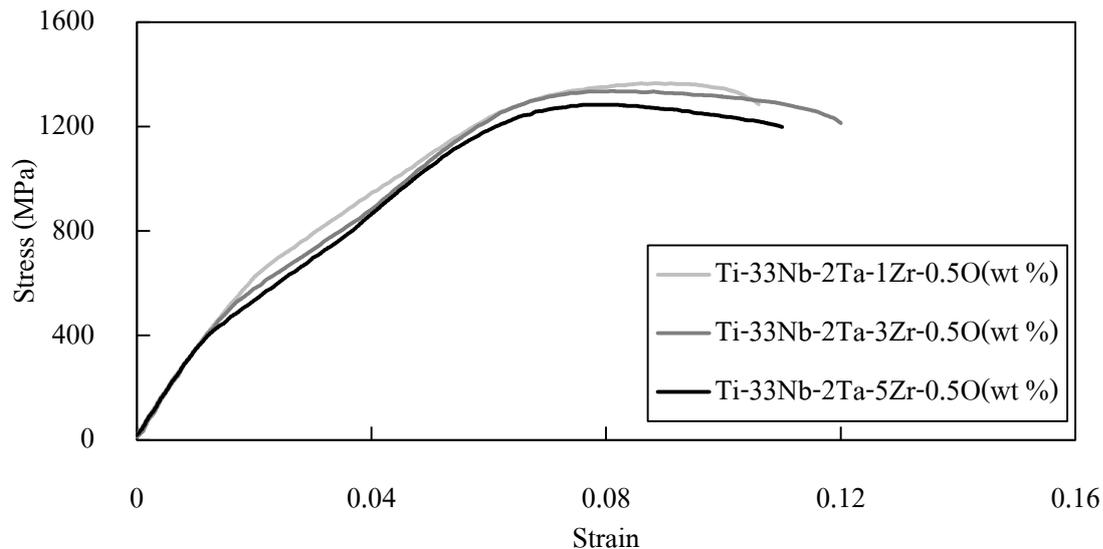
เมื่อพิจารณาอิทธิพลของปริมาณเซอร์โคเนียมดังที่แสดงในรูปที่ 51 และ 52 นั้นจะพบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณเซอร์โคเนียมในช่วงปริมาณส่วนประกอบของเซอร์โคเนียมร้อยละ 1 ถึง 5 โดยน้ำหนักแล้ว ค่า Tensile Strength และ Elastic Modulus ของวัสดุก่อนการทำการบ่มนั้นเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับ การเปลี่ยนแปลงของค่าดังกล่าวเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงปริมาณส่วนประกอบของออกซิเจน 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%



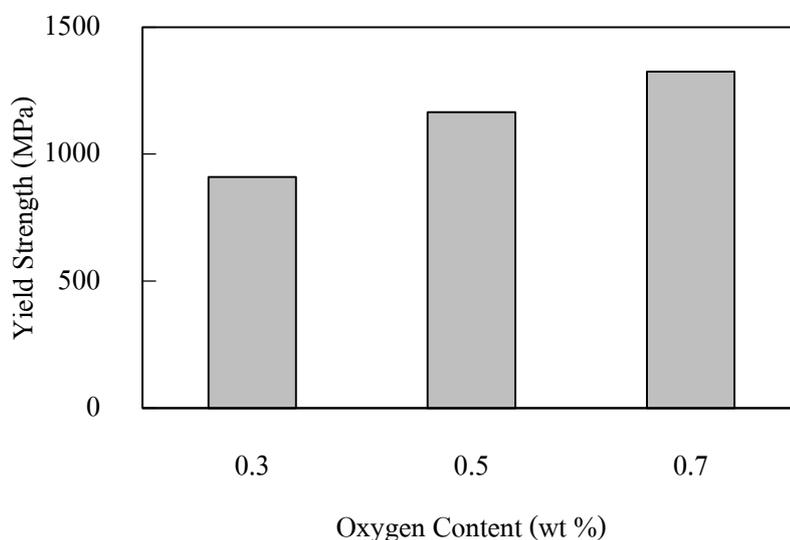
รูปที่ 51 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%



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

4.4.2 การทดสอบ Cyclic Test

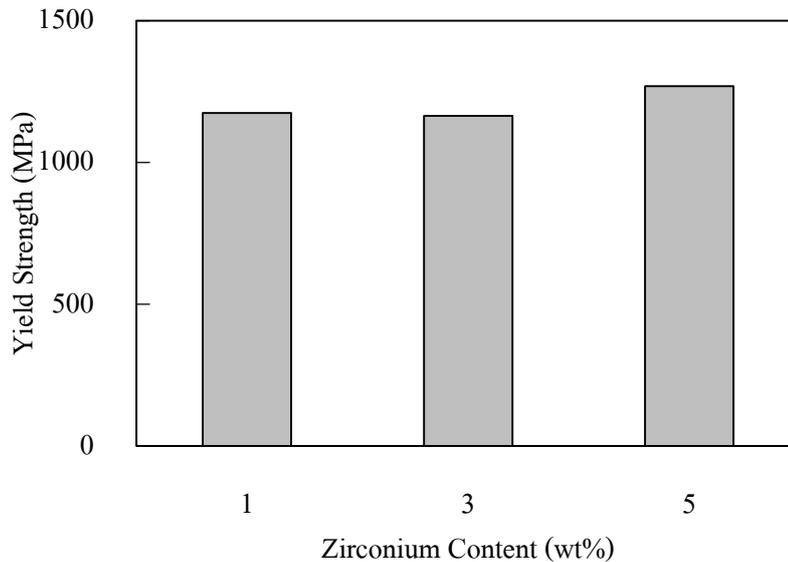
จากการทดสอบ Cyclic Test พบว่าเมื่อมีปริมาณส่วนประกอบของออกซิเจนเพิ่มมากขึ้นจะทำให้ค่า Yield Strength ของวัสดุเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งสอดคล้องกับผลของ Tensile Test โดยที่ปริมาณส่วนประกอบของออกซิเจนที่ร้อยละ 0.7 โดยน้ำหนักจะมีค่า Yield Strength สูงที่สุดถึง 1,325 MPa ดังที่แสดงในรูปที่ 54 ทั้งนี้สามารถอธิบายได้จากตำแหน่งที่อยู่ของออกซิเจนซึ่งเป็นแบบแทรกซึ่งมีผลทำให้ค่า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

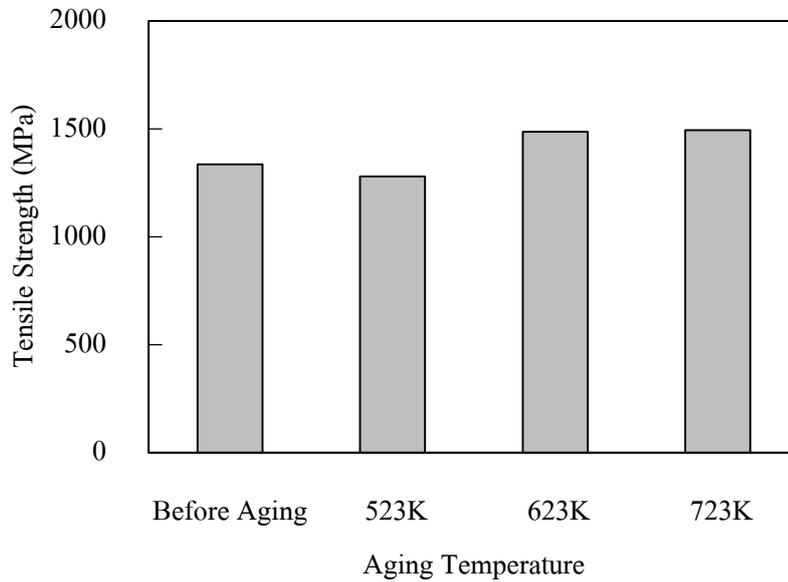
4.5 การศึกษาอิทธิพลของอุณหภูมิในกระบวนการบ่มที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

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

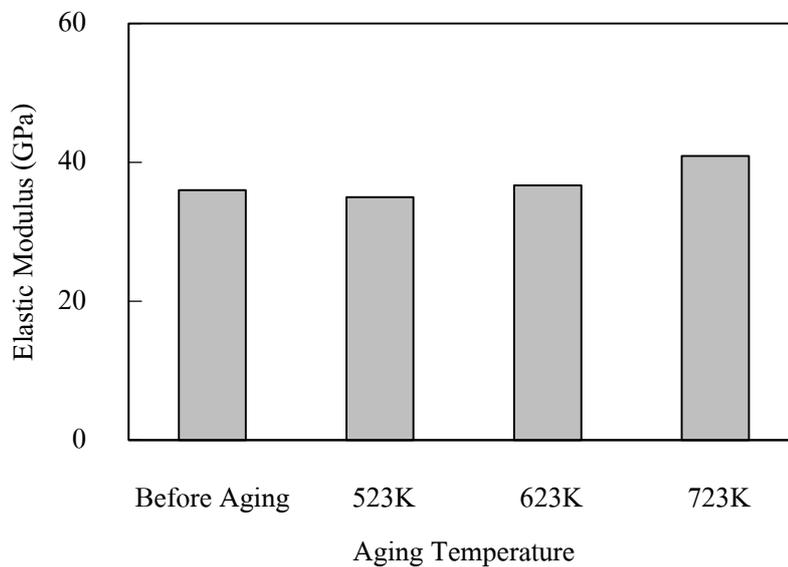
จากผลการทดสอบ Tensile Test พบว่าการบ่มที่อุณหภูมิ 523K นั้นไม่สามารถทำให้ความแข็งแรงของโครงสร้างวัสดุสูงขึ้นแต่กลับส่งผลในทางตรงกันข้าม ดังนั้นจึงพบว่าที่อุณหภูมิ 523K นั้นนอกจากจะทำให้ความเร็วในการแพร่ภายในของแข็งนั้นช้า ทำให้ไม่เกิดตะกอนแล้ว ยังเป็นการคลายความเค้นภายในของวัสดุทำให้อิทธิพลจากการรีดเย็นที่มีต่อโครงสร้างวัสดุนั้นลดลงจึงส่งผลให้ค่า 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%

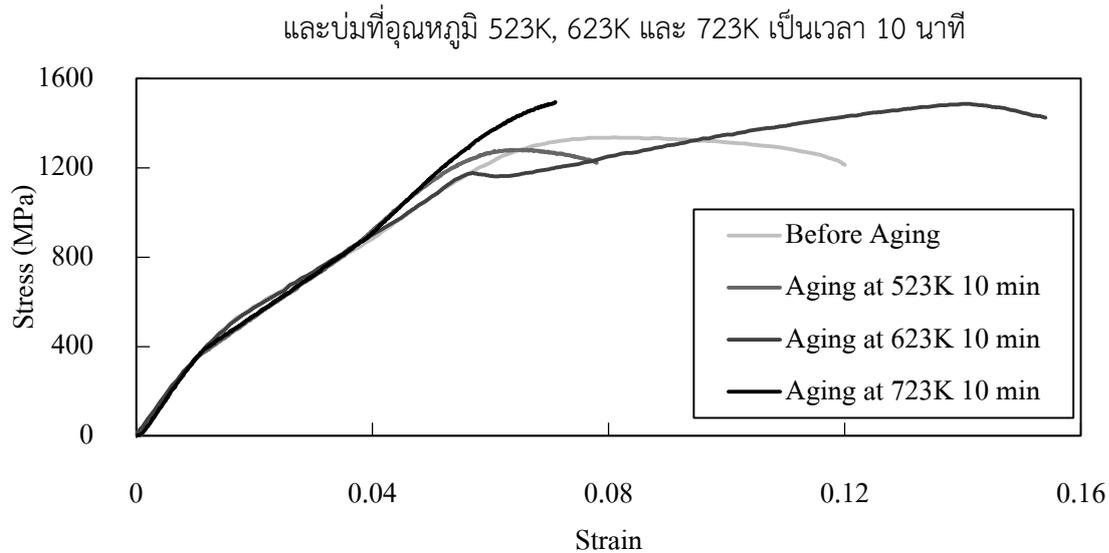


รูปที่ 55 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%

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



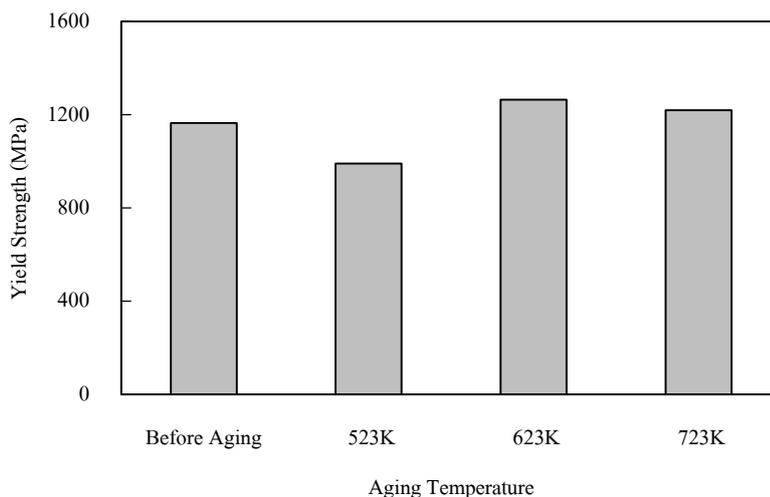
รูปที่ 56 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%



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

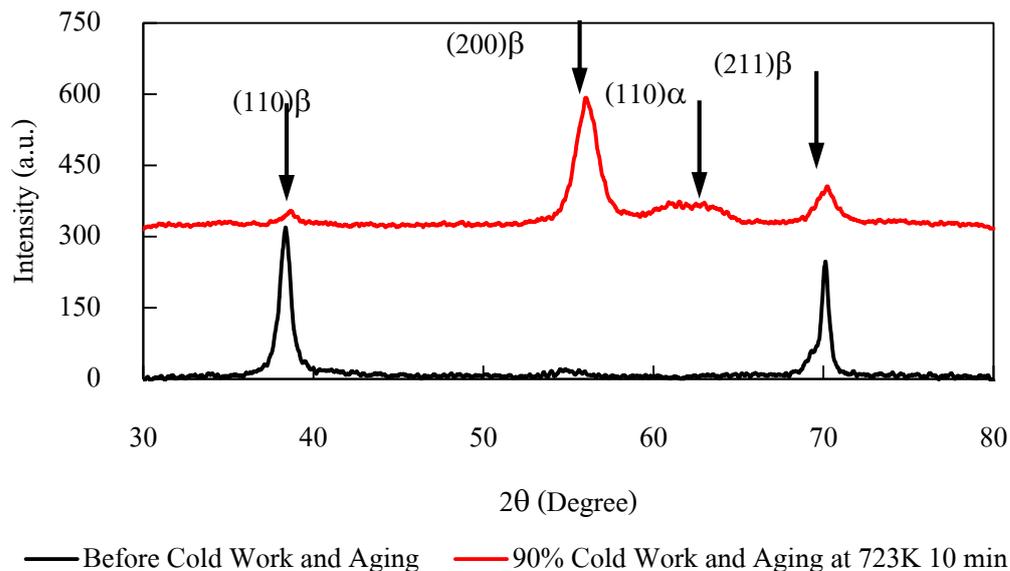
จากผลการทดสอบ Cyclic Test ดังที่แสดงในรูปที่ 59 จะพบว่าที่อุณหภูมิการบ่ม 523K นั้นวัสดุจะมีค่า Yield Strength ต่ำลงมาถึง 990 MPa เปรียบเทียบกับค่าของวัสดุที่ไม่ได้ผ่านการบ่ม ซึ่งให้ค่า Yield Strength ถึง 1,165 MPa ทั้งนี้มีสาเหตุเนื่องมาจากอิทธิพลของการรีดเย็นที่ต่ำลงจากการคลายความเค้นภายในเช่นเดียวกับค่า 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

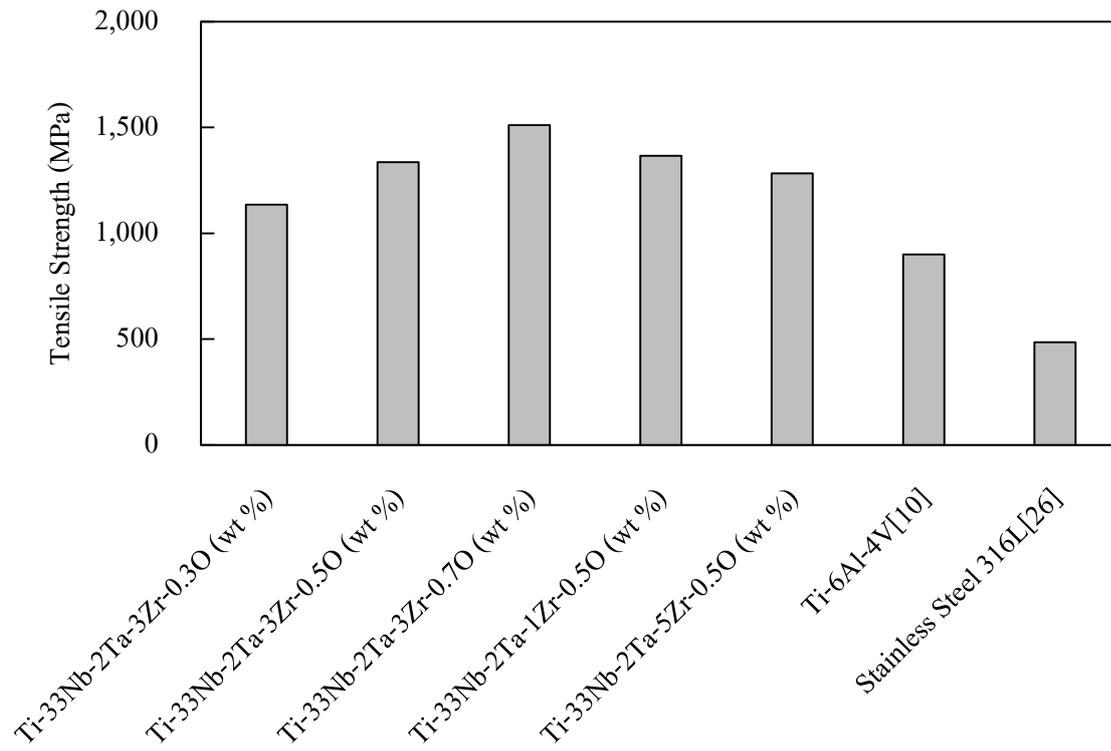


รูปที่ 59 ผลการทดสอบ XRD ของชิ้นงาน Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% และบ่มที่อุณหภูมิ 723K เป็นเวลา 10 นาทีเปรียบเทียบกับชิ้นงานหลัง Homogenization ที่ไม่ได้ผ่านการรีดเย็น

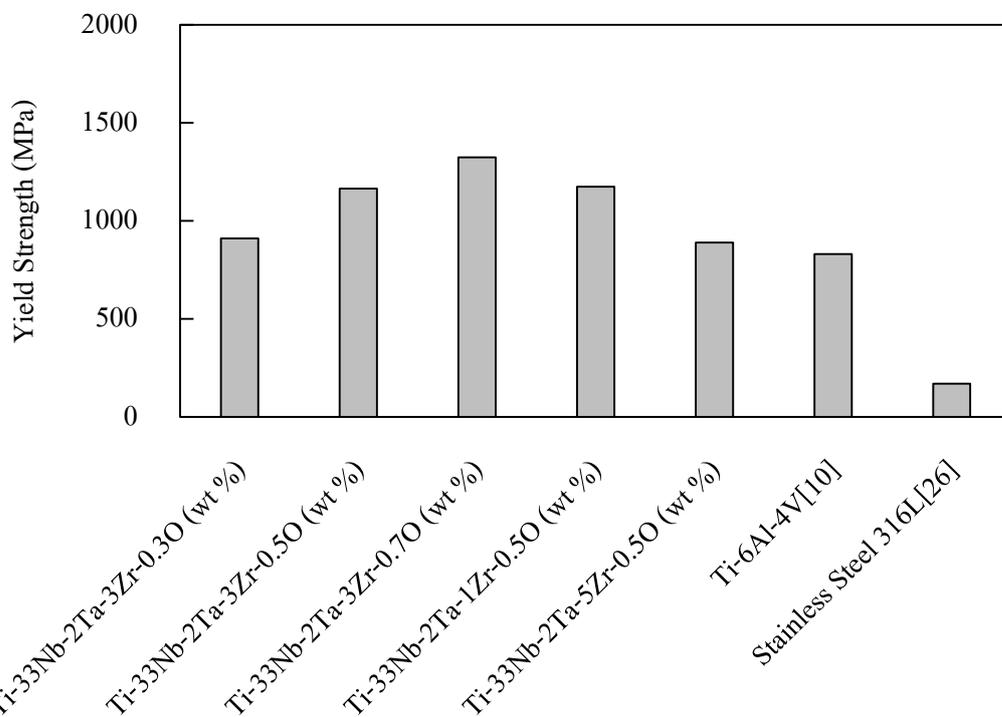
4.6 การเปรียบเทียบสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นกับวัสดุที่ถูกใช้ในเชิงพาณิชย์

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

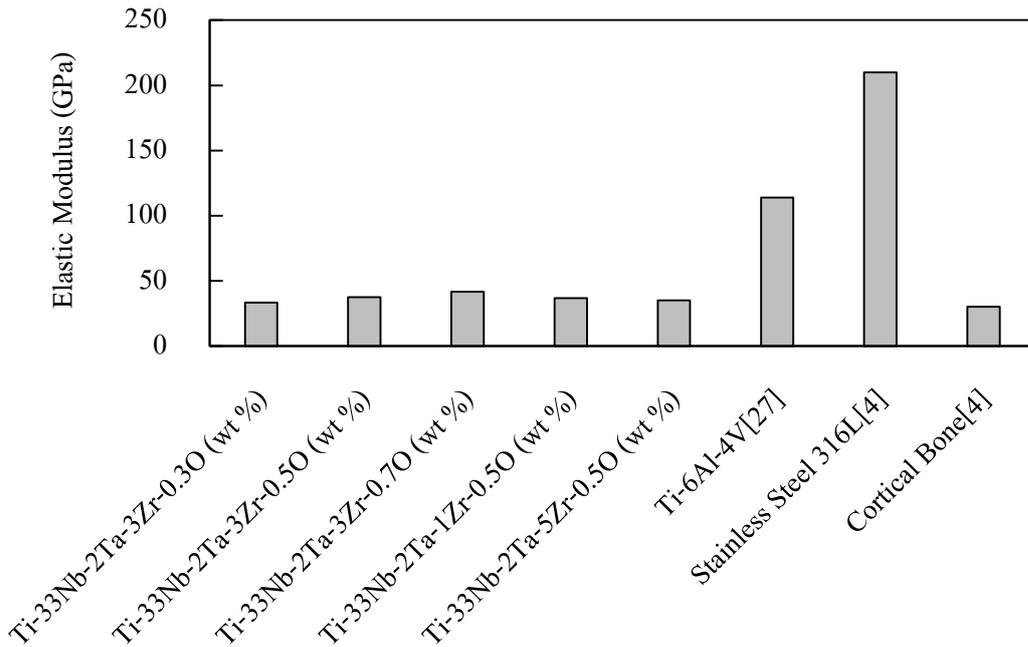
จากการเปรียบเทียบค่า Tensile Strength, Yield Strength และค่า Elastic Modulus ของโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นกับเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V ที่ไม่ได้ผ่านการรีดเย็น และการบ่มเพิ่มในงานวิจัยนี้แต่อย่างใด พบว่าโลหะกัมเมทัลทุกส่วนประกอบทางเคมี ที่ผ่านการ Homogenization ที่อุณหภูมิ 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

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

5.4 การเปรียบเทียบสมบัติของโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นกับวัสดุที่ถูกใช้ในเชิงพาณิชย์

จากการเปรียบเทียบสมบัติทางกลพบว่าโลหะกัมเมทัลทุกส่วนประกอบทางเคมี 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 โดยการบ่มที่เงื่อนไขที่เหมาะสมดังกล่าวนี้จะทำให้เกิดตะกอนละเอียดภายในโครงสร้างผลึกซึ่งจะไปขัดขวางการเลื่อนไถลของโครงสร้างได้ ส่งผลให้วัสดุนั้นเปลี่ยนรูปถาวรได้ยากขึ้น

นอกจากนั้นในงานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยพื้นฐานที่ศึกษาอิทธิพลของตัวแปรที่ใช้สำหรับการผลิตโลหะกัมเมทัลสำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ ซึ่งจะเน้นหนักไปทางการทดสอบสมบัติเชิงวิศวกรรม ทั้งนี้เพื่อให้งานวิจัยมีความครอบคลุมมากขึ้นอาจมีการศึกษาทดลองเพิ่มเติม อาทิเช่น

- การทดสอบการกัดกร่อน และความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุเพื่อให้วัสดุ
- การศึกษาทดลองในสัตว์ เพื่อทดสอบสมบัติทางชีวภาพเชิงลึก และผลข้างเคียงที่อาจจะเกิดขึ้นกับการนำวัสดุไปประยุกต์ใช้งานในระยะยาว
- การศึกษากระบวนการผลิตในเชิงพาณิชย์ เนื่องจากการผลิตโลหะกัมเมทัลนั้นมีกระบวนการผลิตหลายขั้นตอนที่แตกต่างจากการผลิตโลหะที่ใช้ในวงการอุตสาหกรรมในประเทศไทย ซึ่งอาจมีความจำเป็นที่จะต้องศึกษา และพัฒนาระบบการผลิตให้เหมาะสมมากยิ่งขึ้น จากงานวิจัยนี้พบว่ากลไกของโลหะกัมเมทัลนั้นสามารถสร้างได้จากการรีดเย็น 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.

โครงการย่อยที่ 2 การขึ้นรูปขดลวดค้ำยันสำหรับรักษาโรคหลอดเลือดแดงโคโรนารีตีบ (Fabrication of stent using in Coronary thrombosis treatment)

หัวหน้าโครงการย่อยที่ 2

ชื่อ นาย ทศนพ กำเนิดทอง
 ตำแหน่ง ผู้ช่วยศาสตราจารย์
 สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
 126 ถ.ประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
 โทรศัพท์: 0-2470-9287
 โทรสาร 0-2470-9111
 E-mail: ithotong@kmutt.ac.th

ผู้ร่วมงานวิจัยโครงการย่อยที่ 2

1. ชื่อ นาย ชัยยง โกยกุล
 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 กษม ศรีรัมย์
 หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 1101401680264
 ตำแหน่ง นักวิจัย
 สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
 126 ถ.ประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
 โทรศัพท์: 087-794-6964
 E-mail: kasamasri@hotmail.com

ที่ปรึกษาโครงการย่อยที่ 2

ชื่อ นาย อนรรฆ ชันระชวณะ
 หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 3100904947401
 ตำแหน่ง ผู้ช่วยศาสตราจารย์

สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

โทรศัพท์: 02-470-9116

โทรสาร: 02-470-9111

E-mail: anak.kha@kmutt.ac.th

วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อนำความรู้ และเทคโนโลยีทางด้านโลหะผสมจำรูป และความรู้ทางด้านวัสดุสิ่งทอการแพทย์ (Biomedical Textiles) มาประยุกต์ใช้ในการสร้างต้นแบบชุดลดค้ำยัน
2. เพื่อศึกษาอิทธิพลของตัวแปรที่มีผลกระทบต่อสมบัติทางกลของชุดลดค้ำยันหลอดเลือด วิเคราะห์ ออกแบบ และสร้างต้นแบบของชุดลดค้ำยันที่มีคุณสมบัติทางกล และคุณสมบัติ

บทคัดย่อ (ไทย)

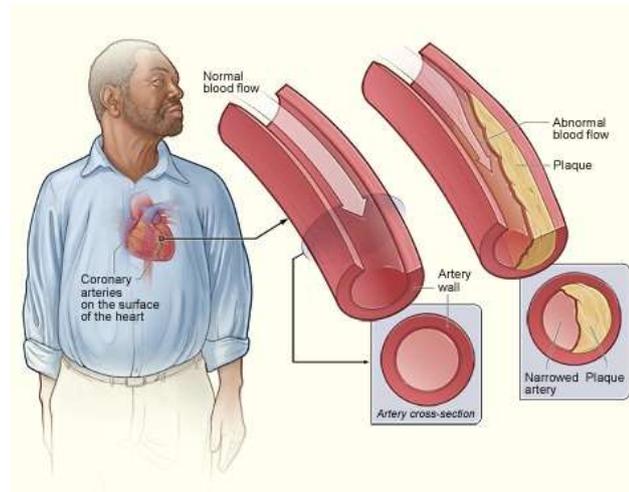
โรคหลอดเลือดหัวใจตีบนั้นเป็นหนึ่งในสาเหตุการเสียชีวิตของคนในประเทศไทยอันดับต้น ๆ ซึ่งเกิดจากการที่ไขมันไปฝังตัวในผนังหลอดเลือดกีดขวางการไหลเวียนของเลือดทำให้กล้ามเนื้อหัวใจได้รับสารอาหารและออกซิเจนไม่เพียงพอ ซึ่งวิธีในการรักษาที่นิยมในปัจจุบันคือการใช้สายสวนหัวใจโดยสอดขดลวดค้ำยันร่วมด้วยเพื่อขยายหลอดเลือดที่ตีบตันนั้น ซึ่งขดลวดค้ำยันในปัจจุบันต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาสูงมาก ดังนั้นการผลิตสร้างขดลวดค้ำยันภายในประเทศจึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือก ซึ่งงานวิจัยนี้จะมุ่งเน้นทำการออกแบบและผลิตขดลวดค้ำยันจากโลหะผสมจำรูปนิกเกิลไทเทเนียมด้วยกระบวนการสาน โดยจะแบ่งการใช้งานออกเป็นชนิดที่ใช้กับหลอดเลือดหัวใจและหลอดเลือดสมอง แบบ Self-Expandable ซึ่งจะทำให้การออกแบบเครื่องสาน ศึกษาตัวแปรที่มีผลกระทบต่อสมบัติเชิงกลได้แก่ จำนวนเส้นลวดที่ใช้ ขนาดของเส้นลวด และมุมที่ใช้ในการสาน โดยปัจจุบันได้ทำการเลือกขนาดลวด และทำการสานเพื่อทดสอบสมบัติความเป็นขดลวดค้ำยันแล้ว

Abstract (อังกฤษ)

Coronary Artery Atherosclerosis is the top three of common cause of death in Thailand. One way to treat this disease is to utilize metal wire mesh called “Stent” to expand a blood vessel. Nowadays, since it is reported that the number of patient is obviously increasing more than in the past, the number of stent imported from abroad is more required. In order to reduce the cost of import, the locally made stent is one of the solutions. The present research focuses on the fabrication of self-expansion shape memory alloy stent using the braiding technique. The objective is to clarify the effect of braiding angle, number of wires and wire diameter on the mechanical properties of braided stent. During the present year, shape memory alloy wires were selected and the stent was designed and made by hand in order to confirm the stent ability properties.

บทนำ

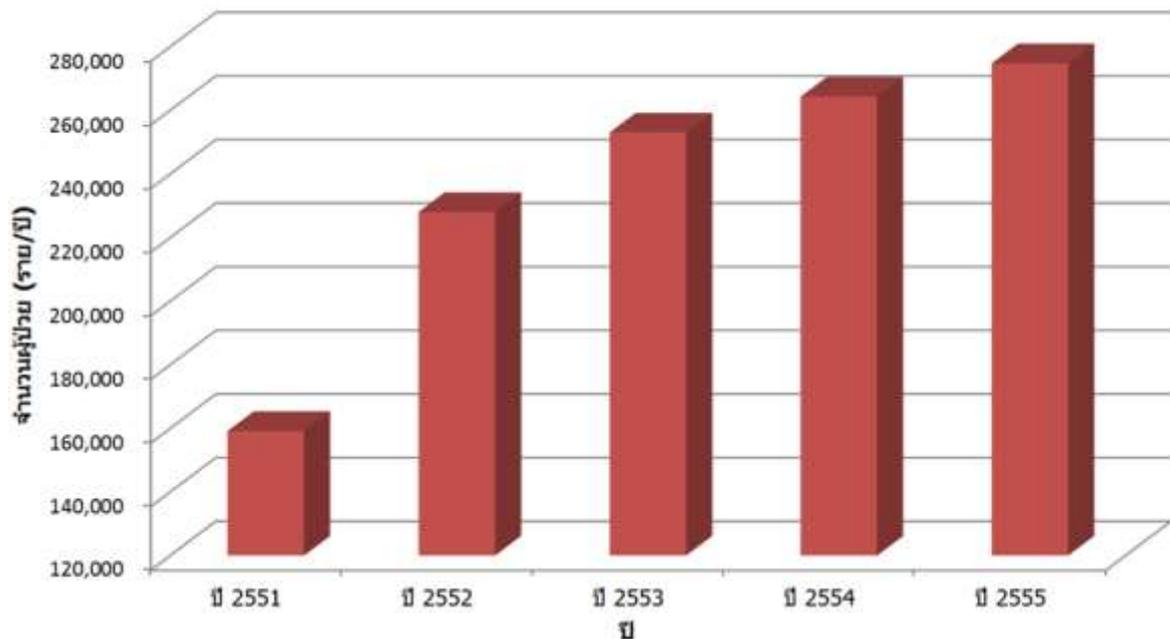
ในปัจจุบันสาเหตุที่ทำให้คนไทยเสียชีวิตเป็นอันดับต้น ๆ รองลงมาจากการเสียชีวิตด้วยโรคมะเร็งและอุบัติเหตุ คือ โรคหลอดเลือดหัวใจตีบ (Atherosclerosis) โดยเฉพาะอย่างยิ่งในหลอดเลือดแดงโคโรนารี (Coronary Artery) และพบว่าจำนวนผู้เสียชีวิตจากโรคหลอดเลือดหัวใจตีบมีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องในอนาคต ซึ่งในปัจจุบันวิธีการรักษาโรคหลอดเลือดหัวใจตีบมีหลากหลายวิธี หนึ่งในวิธีการรักษาคือการถ่างขยายหลอดเลือดโดยการใช้สายสวนหัวใจร่วมกับขดลวดค้ำยัน (Stent) โดยมีการพัฒนาจากแต่เริ่มแรกใช้บอลูนในการพองตัวเพื่อถ่างขยายขดลวดค้ำยันออก จนกระทั่งในปัจจุบันได้มีการนำเทคโนโลยีวัสดุฉลาด (Smart Materials) มาใช้ในการออกแบบและผลิตขดลวดค้ำยันโดยใช้สมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวด (Superelasticity) ที่อาศัยการเปลี่ยนรูปแบบของโครงสร้างจากการเหนี่ยวนำด้วยความเค้นและสมบัติการจำรูป (Shape Memory Effect) ที่อาศัยการเหนี่ยวนำด้วยความร้อน



รูปที่ 1 โรคหลอดเลือดหัวใจตีบ (Atherosclerosis)

จากจำนวนของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดหัวใจตีบมีแนวโน้มจะเพิ่มขึ้นทุกปีนั้น ทำให้ปริมาณการใช้ขดลวดค้ำยันเพื่อใช้รักษาอาการที่เกิดขึ้นเพิ่มขึ้นตามไปด้วย ซึ่งในการรักษาจำเป็นต้องใช้ขดลวดค้ำยันที่ผลิตจากโลหะจำรูปจำนวนมาก และต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ทำให้ค่าใช้จ่ายในการรักษามีราคาค่อนข้างสูง เนื่องจากประเทศไทยยังขาดองค์ความรู้ ประสบการณ์ และเทคโนโลยีการผลิต ซึ่งกระบวนการผลิตขดลวดค้ำยันมีหลากหลายรูปแบบขึ้นอยู่กับชนิดของวัสดุที่นำมาผลิตว่ามีลักษณะรูปร่าง และคุณสมบัติอย่างไร โดยขดลวดที่ใช้กับหลอดเลือดแดงโคโรนารีมักผลิตจากวัสดุที่มีท่อกลมกลวงหรือวัสดุที่เป็นเส้นลวดโลหะ ซึ่งการผลิตขดลวดค้ำยันนั้นส่วนใหญ่จะใช้วิธีการผลิตด้วยการตัดท่อตามรูปแบบที่ออกแบบไว้ด้วยลำแสงเลเซอร์ การใช้เทคโนโลยีเลเซอร์ในการผลิตนั้นทำให้ต้นทุนในการผลิตสูง ประกอบกับเมื่อเลเซอร์กระทบกับวัสดุทำให้วัสดุนั้นหลอมเหลวและระเหยหายไป ซึ่งเป็นการทำให้เนื้อวัสดุสูญเสียไปโดยเปล่าประโยชน์ แต่ในการผลิตขดลวดค้ำยันด้วยเส้นลวดโลหะโดยใช้วิธีการถักทอหรือนำมาขดเป็นเกลียวนั้นไม่ทำให้สูญเสียเนื้อวัสดุ ซึ่งเป็นกระบวนการผลิตที่มีต้นทุนต่ำกว่ามากและยังง่ายต่อการปรับแต่งขดลวดได้ตามต้องการ

จำนวนผู้ป่วยโรคหลอดเลือดหัวใจตีบตัน (ราย/ปี)



รูปที่ 2 สถิติของจำนวนผู้ป่วยโรคหลอดเลือดหัวใจตีบตันภายในประเทศไทย

สำหรับจุดเด่นของขดลวดค้ำยันที่ทำจากโลหะผสมจำรูปคือมีความยืดหยุ่นสูงกว่าขดลวดที่ผลิตจากสแตนเลสสตีล (Stainless Steel) ซึ่งใช้กันอย่างกว้างขวางในทางการแพทย์และสามารถทนทานต่อการกัดกร่อนได้ดีกว่า อีกทั้งยังมีความเข้ากันทางชีวภาพ (Biocompatibility) ดีกว่ามากจากกลไกของชั้นฟิล์มไทเทเนียมออกไซด์ (TiO₂ Passive Film) นอกจากนี้ยังช่วยลดขั้นตอนการขยายขดลวดออกด้วยวิธีการบอลลูนเป็นต้น ด้วยเหตุผลดังกล่าว จึงทำให้โลหะผสมจำรูปไทเทเนียมนิกเกิลมีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่มีการใช้งานภายในร่างกายของมนุษย์ ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงนำเอาเทคโนโลยีทางด้านโลหะผสมจำรูปและความรู้ทางด้านวัสดุสิ่งทอทางการแพทย์ (Biomedical Textiles) มาประยุกต์ใช้เพื่อให้สามารถสร้างต้นแบบของขดลวดค้ำยันที่ผลิตจากเส้นลวดไทเทเนียมนิกเกิล สำหรับการผลิตในอุตสาหกรรมเครื่องมือทางการแพทย์ที่มีคุณภาพเทียบเท่ากับต่างประเทศแต่มีราคาถูก ซึ่งจะเป็นถือเป็นการเปิดโอกาสให้ประชาชนที่มีฐานะปานกลางและยากจนให้มีโอกาสที่จะได้รับการรักษาอย่างเท่าเทียม

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาอิทธิพลของตัวแปรที่มีผลกระทบต่อสมบัติทางกลของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด ได้แก่ ขนาดของเส้นลวดที่ใช้สาน มุมที่ใช้ในการสาน และจำนวนเส้นลวดที่ใช้ในการสาน
2. วิเคราะห์ ออกแบบและสร้างต้นแบบของขดลวดค้ำยันจากกระบวนการสาน
3. ทดสอบคุณสมบัติทางกลและคุณสมบัติทางชีวภาพของขดลวดค้ำยันต้นแบบและเปรียบเทียบกับขดลวดค้ำยันที่ใช้จริงในทางการแพทย์

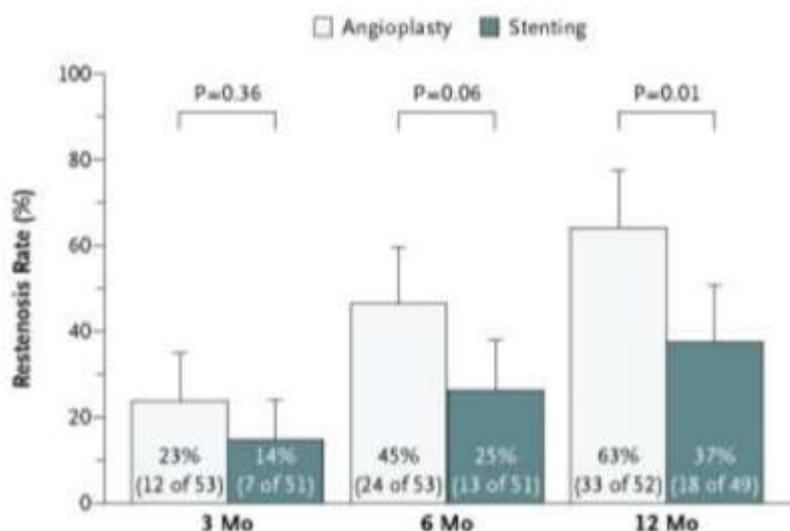
การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องสามารถแบ่งออกเป็น 4 หัวข้อหลักคือ

1. การเปรียบเทียบระหว่างการรักษาโดยใช้บอลลูนและการใช้ขดลวดค้ำยัน
2. วัสดุและคุณสมบัติที่ต้องการในการสร้างขดลวดค้ำยัน
3. การออกแบบขดลวดค้ำยัน
4. การทดสอบคุณสมบัติของขดลวดค้ำยัน

-การเปรียบเทียบระหว่างการรักษาโดยใช้บอลลูนและการใช้ขดลวดค้ำยัน

จากการวิจัยของ B. Peters and et al.[10] พบว่าในปัจจุบันมีวิธีการรักษาโรคหลอดเลือดหัวใจตีบมากมาย โดยมีการใช้ขดลวดค้ำยันที่แตกต่างกันออกไปตามการออกแบบและการผลิต ซึ่งแต่ละชนิดก็ต่างมีข้อดีและข้อเสีย ขดลวดค้ำยันแบบ Self - expandable stent (SES) มีความยืดหยุ่นสูงกว่าขดลวดค้ำยันแบบ Balloon expandable stent (BES) ทำให้ง่ายในการที่จะส่งผ่านขดลวดไปตามเส้นเลือดที่โค้งไปมา อีกทั้งยังมีความสามารถในการที่จะขยายครอบคลุมบริเวณที่ต้องการและคงสภาพไว้ได้ ทำให้ลดปัญหาของการเกิดการคืนตัวของหลอดเลือด (Elastic recoil) ได้ และนอกจากนั้นยังมีการยืนยันจาก M. Schillinger and et al.[11] ซึ่งได้ทำการติดตามและเปรียบเทียบผลการรักษาของผู้ป่วยที่ทำการรักษาโดยใช้บอลลูน (Angioplasty) และ ผู้ป่วยที่ทำการรักษาด้วยขดลวดค้ำยันแบบที่สามารถขยายตัวเองได้ ซึ่งการใช้ขดลวดค้ำยันจะช่วยลดอัตราการที่จะเกิดการตีบซ้ำได้มากกว่า



รูปที่ 3 แผ่นภูมิเปรียบเทียบอัตราการตีบซ้ำของผู้ป่วยที่รักษาด้วยบอลูนและขดลวดค้ำยัน

-วัสดุและคุณสมบัติที่ต้องการในการสร้างขดลวดค้ำยัน

วัสดุที่ใช้ในการผลิตขดลวดค้ำยันจำเป็นต้องมีคุณสมบัติที่เหมาะสมกับการใช้งานทั้งคุณสมบัติเชิงกลและคุณสมบัติเชิงชีวภาพ ซึ่งวัสดุที่จะนำมาใช้ในร่างกายต้องมีความเข้ากันได้ดีในทางชีวภาพ ซึ่ง G. Mani et al.[12] ได้นำเสนอชนิดของวัสดุและคุณสมบัติที่สำคัญ ในการใช้ทำขดลวดค้ำยัน โดยพบว่าในอดีตยุคเริ่มแรกได้มีการใช้ Stainless steel (316L SS) ซึ่งมีคุณสมบัติทางกลที่เหมาะสมแต่ด้วยองค์ประกอบทางเคมีที่มีส่วนผสมของเหล็ก 60 – 65% ทำให้ไม่สามารถใช้ร่วมกับ MRI ได้และยังมีความหนาแน่นต่ำทำให้เมื่อทำการ X-ray จะไม่สามารถมองเห็นขดลวดได้ อีกทั้งเมื่อนำไปใช้ในร่างกาย เกิดการกัดกร่อนทำให้เกิดการปลดปล่อยไอออนของนิกเกิล ซึ่งเป็นสารที่เป็นพิษต่อร่างกาย ทำให้เกิดอาการแพ้และบวมแดงบริเวณที่สัมผัส ดังนั้นจึงมีการพัฒนาไทเทเนียม (Titanium) โดยไทเทเนียมมีค่าความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพและความสามารถในการต้านทานการกัดกร่อนสูงมากเนื่องจากกลไกการเกิดฟิล์ม (Passive Film) ของ TiO_2 ที่พื้นผิว ซึ่งเป็นตัวยับยั้งการเกิดปฏิกิริยาของเลือดหรือเซลล์กับไทเทเนียม แต่เนื่องด้วยไทเทเนียมมีค่า tensile strength ที่ต่ำส่งผลให้ไม่สามารถนำไปใช้จริงได้ เพราะเมื่อเกิดการขยายตัวออก อาจเกิดการร้าวหรือแตกหักได้ ดังนั้นต่อมาจึงมีการนำไทเทเนียมมาผสมกับนิกเกิลกลายเป็นโลหะผสม Ni-Ti Alloy ซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษในการจำรูปและความยืดหยุ่นยิ่งยวด อีกทั้งยังมีคุณสมบัติในการเข้ากันดีกับเนื้อเยื่อและความสามารถในการต้านทานการกัดกร่อนที่ดีเนื่องจากฟิล์ม TiO_2 ซึ่งทำให้อัตราการปลดปล่อยไอออนของนิกเกิลน้อยกว่า 316L SS มาก

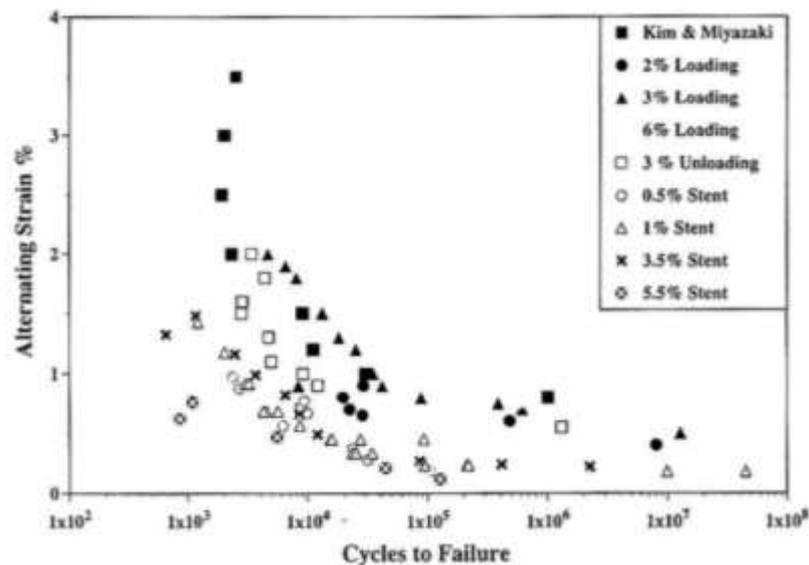
Table 1
Mechanical properties of the metals that are used for making stents

Metal	Elastic modulus (GPa)	Yield strength (MPa)	Tensile strength (MPa)	Density (g/cm ³)
316L stainless steel (ASTM F138 and F139; annealed)	190	331	586	7.9
Tantalum (annealed)	185	138	207	16.6
Cp-Titanium (F67; 30% cold worked)	110	485	760	4.5
Nitinol	83 (Austenite phase)	195-690 (Austenite phase)	895	6.7
	28-41 (Martensite phase)	70-140 (Martensite phase)		
Cobalt-chromium (ASTM F90)	210	448-648	951-1220	9.2
Pure iron	211.4	120-150	180-210	7.87
Mg alloy (WE43)	44	162	250	1.84

รูปที่

รูปที่ 4 ตารางแสดงคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการผลิตขดลวดค้ำยัน[12]

ซึ่งจากการนำ Ni-Ti alloy ไปใช้เพราะมีจุดเด่นมากมาย T. Duerig et al.[13] ได้สรุปคุณสมบัติเด่นของ Ni-Ti alloy ไว้โดยหลัก ๆ คือ ความสามารถในการจำรูปและความยืดหยุ่นยิ่งยวด ซึ่งเมื่อพิจารณาแล้ว Ni-Ti alloy มีความยืดหยุ่นมากกว่าเหล็กกล้าไร้สนิม 10 – 20 เท่า เช่นเดียวกับ Phillippe P. Poncet[14] ซึ่งได้สรุปข้อดีของ Ni-Ti alloy เพิ่มเติมจากที่กล่าวมาข้างต้น คือ ความสามารถในการต้านทานการเกิดความล้า ซึ่งได้นำข้อมูลของ Y.S. Kim and S. Miyazaki[8] ที่ทำการศึกษายอายุของเส้นลวดนิกเกิล-ไทเทเนียมที่รับโหลดแบบสลับโดยที่ไม่คิดผลของ Mean strain มาเปรียบเทียบกับ การทดสอบขดลวดค้ำยันที่ทำจากนิกเกิล-ไทเทเนียมที่คิดผลของ Mean strain พบว่าอายุของขดลวดและเส้นลวดมีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน โดยเปอร์เซ็นต์โหลดคิดจากค่า Compliance of stented blood vessel ซึ่งในคนปกติทั่วไปจะมีค่าประมาณ 0.5 - 1% ซึ่งพบว่าอายุของขดลวดนั้นมากกว่า 10^6 cycles/year ซึ่งมากกว่าอัตราการเกิดความล้าจากการเต้นของหัวใจเฉลี่ยต่อปี (อัตราการเต้นเฉลี่ย 72 ครั้ง/นาที)

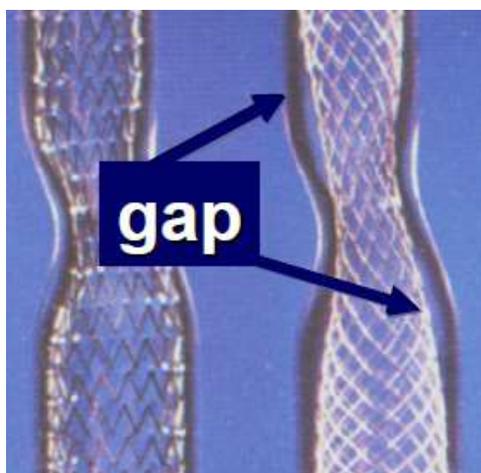


รูปที่ 5 เปอร์เซนต์โหลดต่อจำนวนรอบที่เกิดความเสียหายรายปีของเส้นลวดและขดลวดค้ำยัน

-การออกแบบขดลวดค้ำยัน

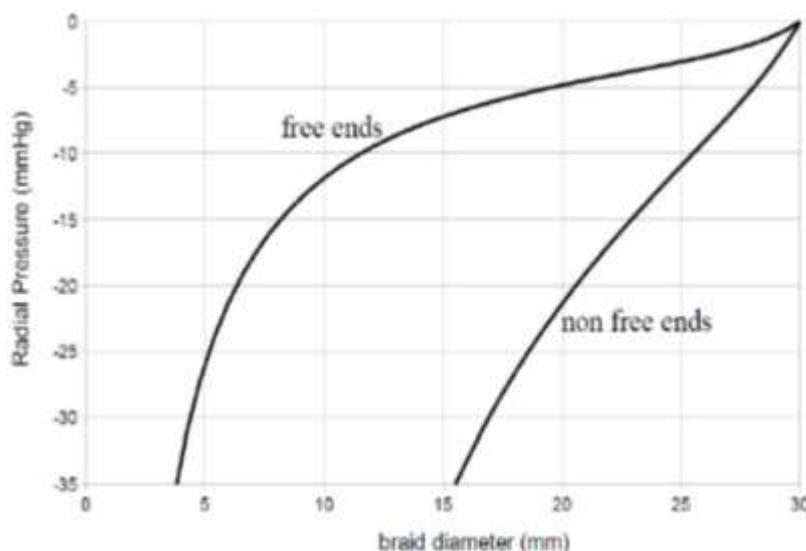
D. Stoeckel et al.[9] ได้สำรวจวิธีการและประเภทในการออกแบบขดลวดค้ำยันซึ่งพบว่าในการออกแบบนั้นสิ่งที่ต้องคำนึงมีหลายปัจจัยตั้งแต่ชนิดของวัสดุที่ใช้ ลักษณะรูปร่างของวัสดุ กระบวนการในการ

ผลิต รูปแบบของขดลวด รวมไปถึงการเพิ่มคุณสมบัติต่าง ๆ ซึ่งแต่ละประเภทก็มีข้อดีและข้อเสียที่แตกต่างกัน เช่นขดลวดแบบที่ขยายด้วยบอลลูนจะมีความสามารถในการต้านทานแรงในแนวรัศมีมากกว่าแบบขยายตัวเอง แต่จะเกิดการคืนตัวบางส่วนเพราะ Elastic recoil ซึ่งจะไม่เกิดขึ้นในขดลวดแบบที่สามารถขยายตัวเอง และ A. Machraoui[10] ได้ทำการศึกษาผลของรูปแบบเซลล์ของขดลวดโดยนิยามให้ขดลวดที่มีพื้นที่เซลล์แต่ละเซลล์คองที่ไม่สามารถขยายได้เรียกว่า เซลล์ปิด(Closed Cells) และแบบที่สามารถขยายออกเพิ่มเติมได้ว่า เซลล์เปิด (Open Cells) ซึ่งการใช้แบบเซลล์ปิดจะให้ค่าความต้านทานแรงในแนวรัศมีมากกว่าแบบเปิด แต่ความยืดหยุ่นจะน้อยกว่า แต่ข้อเสียที่ชัดเจนของแบบปิดคือ ไม่สามารถที่จะสัมผัสกับผนังของหลอดเลือดได้ทั้งหมด หากปลั๊กที่บริเวณที่รักษาไม่สมมาตรมีลักษณะเยื้องศูนย์กลาง (Eccentrics) จะทำให้เกิดช่องว่างระหว่างขดลวดและปลั๊ก แต่หากใช้ในเส้นเลือดที่เป็นเส้นตรงจะเหมาะสมกว่า ต่างจากแบบเซลล์เปิดซึ่งบางครั้งแรงในการขยายตัวอาจจะไม่เพียงพอที่จะทำให้ปลั๊กถูกบีบอัดจนติดกับผนังหลอดเลือดได้หมด ดังนั้นการใช้งานให้เหมาะสมจะขึ้นอยู่กับลักษณะของบริเวณที่ทำการรักษาด้วย



รูปที่ 6 ช่องว่างที่เกิดจากเกิดการเยื้องศูนย์กลางของขดลวดแบบเซลล์ปิด

R. Alex[12] ได้ทำการพิจารณารูปแบบของการปิดปลายของขดลวดค้ำยันที่ใช้เป็นวาล์วลิ้นหัวใจซึ่งทำจากโลหะผสม (Eligoy) ในส่วนของตัวโครงของลิ้นหัวใจเทียมซึ่งมีลักษณะคล้ายคลึงกับขดลวดค้ำยันหลอดเลือด โดยพบว่าการเชื่อมปิดปลายลวดเข้าด้วยกันจะทำให้ขดลวดมีความสามารถในการต้านทานแรงในแนวรัศมีมากกว่าการเปิดปลายลวด อีกทั้งยังช่วยลดอาการบาดเจ็บที่อาจเกิดการที่ขดลวดที่มแทงผนังของหัวใจด้วย

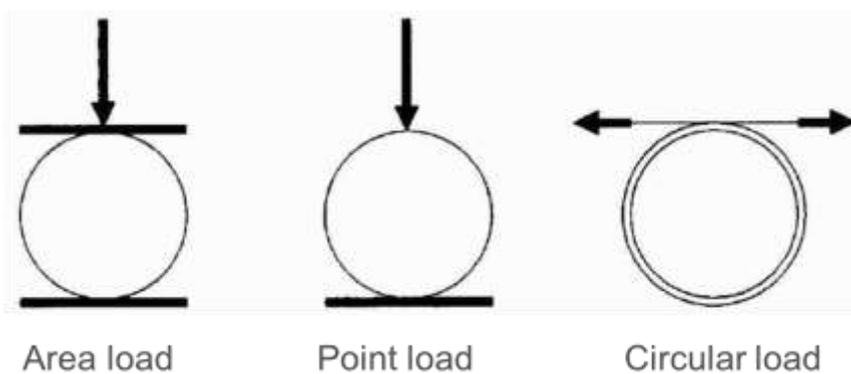


รูปที่ 7 กราฟเปรียบเทียบความดันในแนวรัศมีเทียบกับและขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางที่เปลี่ยนแปลงไปของขดลวด ที่ทำการปิดปลายและเปิดปลาย

สุดท้ายการปรับปรุงพื้นผิวของขดลวดก็มีความสำคัญโดย Trepanier et al.[13] ได้ทำการเปรียบเทียบการปลดปล่อยนิกเกิลไอออนของขดลวดที่ผ่านกระบวนการปรับปรุงพื้นผิวต่าง ๆ ซึ่งพบว่าการปรับปรุงพื้นผิวด้วยกระบวนการ Electro polishing นั้นจะทำให้อัตราการปลดปล่อยนิกเกิลไอออนน้อยกว่าการปรับปรุงผิวแบบ Mechanical มากอีกทั้งเมื่อเปรียบเทียบค่า Break-down potential ของฟิล์ม TiO₂ ของขดลวดที่ผ่านการกระบวนการ Electro polishing ซึ่งมีค่ามากกว่า 800 mV ซึ่งมากกว่าค่ามาตรฐานที่กำหนดไว้ที่ 500 mV ในขณะที่ ขดลวดที่ไม่ได้ผ่านกระบวนการปรับปรุงพื้นผิวมีค่า Break-down potential เพียง 200 mV

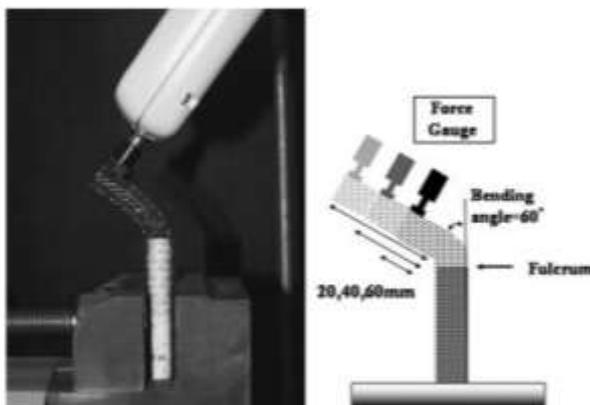
-การทดสอบคุณสมบัติของขดลวดค้ำยัน

F. Flueckiger et al.[14] ได้เสนอว่าขดลวดค้ำยันมีคุณสมบัติหลัก ๆ ที่จำเป็นต้องทดสอบคือคือความสามารถในการรับแรงในรูปแบบต่าง ๆ ได้แก่ แรงแบบพื้นที่ แรงแบบเป็นจุด และแรงในแนวรัศมี โดยได้ทำการแรงทั้ง 3 แบบกับขดลวดค้ำยัน 5 รูปแบบได้แก่ Palmaz, Cragg, Gianturco, Wallstent และ Strecker โดย Palmaz และ Strecker จะเป็นขดลวดแบบ Balloon expandable ส่วนที่เหลือจะเป็นขดลวดแบบ Self – expandable ซึ่งพบว่าขดลวดค้ำยันแบบ Balloon expandable จะมีค่าความสามารถในการรับแรงรูปแบบต่าง ๆ สูงกว่าขดลวดแบบ Self – expandable



รูปที่ 8 รูปแบบของภาระที่เกิดขึ้นบนขดลวดค้ำยัน

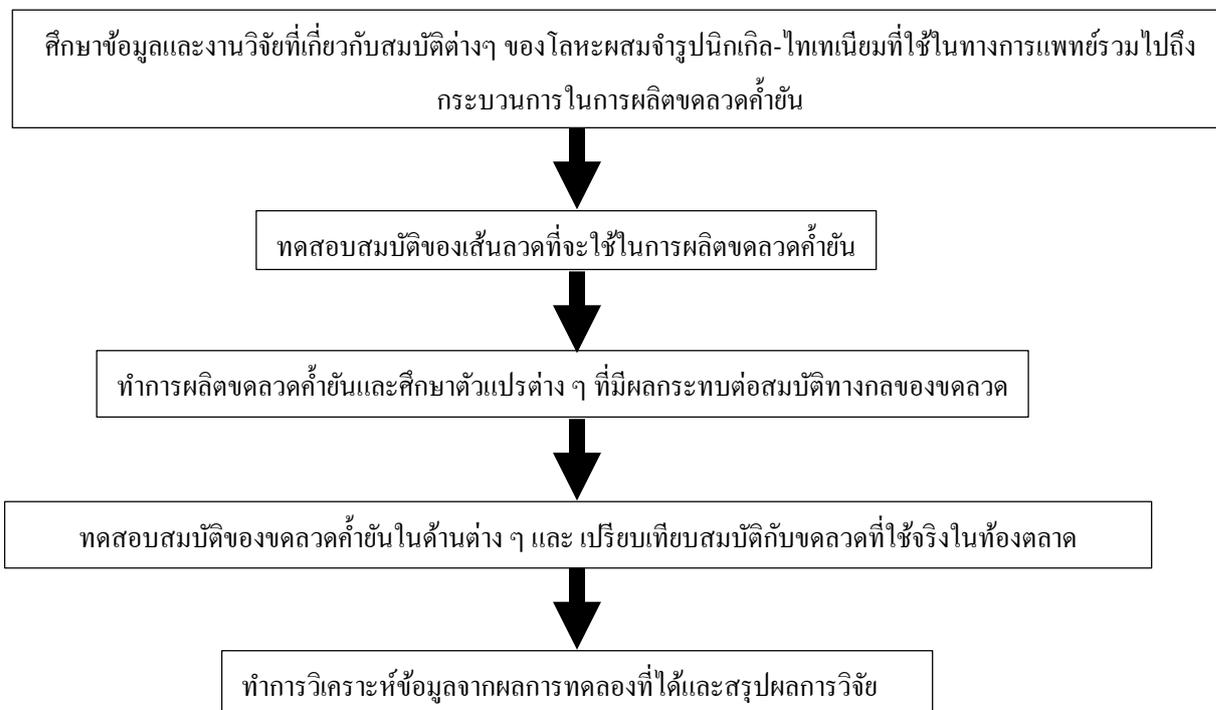
นอกจากนี้ความยืดหยุ่น (Flexibility) ก็เป็นคุณสมบัติที่จำเป็นในการใช้งาน ซึ่ง H. Isayama et al.[15] ได้ทำการเสนอการทดสอบความยืดหยุ่น โดยทำการเปรียบเทียบแรงที่เกิดขึ้นในขณะที่ทำการตัดเป็นมุมต่าง ๆ เพื่อจำลองการโค้งงอของเส้นเลือด



รูปที่ 9 การทดสอบความยืดหยุ่น (Flexibility)

ระเบียบวิธีดำเนินงานวิจัย

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อสร้างต้นแบบของขดลวดค้ำยันสำหรับใช้งานในการรักษาโรคหลอดเลือดหัวใจตีบจากโลหะผสมจำรูปร่างนิกเกิล-ไทเทเนียม โดยมุ่งเน้นศึกษาตัวแปรที่มีผลต่อสมบัติทางกลของขดลวดค้ำยันได้แก่ มุมในการสาน ขนาดของเส้นลวดที่ใช้ในการสาน และจำนวนเส้นลวดที่ใช้ในการสาน ซึ่งจำเป็นต้องทำการศึกษา เก็บข้อมูล และทำการทดลองเพื่อนำข้อมูลมาสรุปผลการวิจัย โดยมีขั้นตอนในการดำเนินงานวิจัย



รูปที่ 10 แผนผังการดำเนินงานวิจัย

การทดสอบสมบัติของเส้นลวดที่จะใช้ในการผลิตขดลวดค้ำยัน

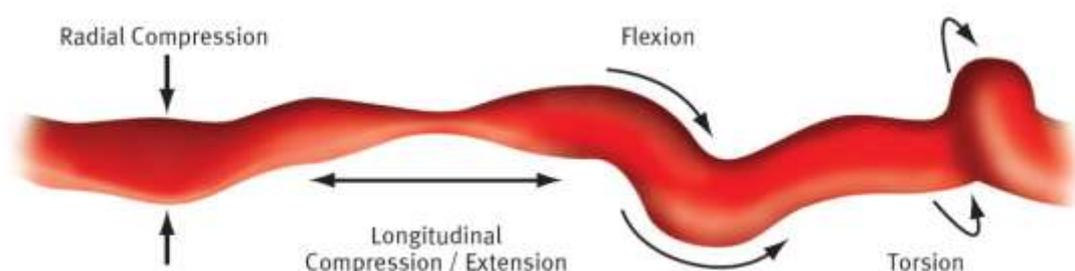
เส้นลวดที่นำมาใช้ในการผลิตขดลวดค้ำยันนั้นจะต้องมีคุณสมบัติที่เหมาะสมกับการใช้งานในร่างกายของมนุษย์ทั้งในเชิงของสมบัติทางกลและสมบัติทางชีวภาพ โดยเส้นลวดต้องสามารถคงสภาพอยู่ภายในหลอดเลือดในขณะที่หลอดเลือดมีการเคลื่อนไหวตลอดเวลา และสามารถเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อภายในร่างกาย รวมไปถึงสามารถทนต่อสภาวะการกัดกร่อนภายในร่างกายด้วย ซึ่งสามารถสรุปการทดสอบทั้งหมดได้ดังนี้

- การทดสอบองค์ประกอบทางเคมี (Chemical Composition)
- การทดสอบหาอุณหภูมิที่ใช้ในการเปลี่ยนเฟส (Transformation Temperature)
- การทดสอบสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด (Superelasticity)
- การทดสอบสมบัติทางกล (Mechanical properties testing)
- การทดสอบความเข้ากันทางชีวภาพ (Biocompatibility)
- การทดสอบความเข้ากันทางโลหิตวิทยา (Hemocompatibility)

การทดสอบสมบัติของขดลวดค้ำยัน

เมื่อทำการผลิตขดลวดค้ำยันแล้ว จะต้องมีการทดสอบสมบัติทางกลเพื่อให้ทราบพฤติกรรมที่เกิดขึ้นของขดลวดเมื่อถูกแรงกระทำในรูปแบบต่าง ๆ ดังรูปที่ 11 ซึ่งการทดสอบทั้งหมดจะทำการทดสอบภายใต้สภาวะจำลองเสมือนการทำงานในร่างกายที่อุณหภูมิ 37 °C นอกจากสมบัติทางกลแล้วสมบัติการเกาะตัวของโปรตีนก็เป็นอีกหนึ่งตัวแปรที่ต้องคำนึงถึง โดยการทดสอบทั้งหมดสามารถสรุปการทดลองได้ดังนี้

- การทดสอบแรงดึงในแนวแกน (Axial Tension)
- การทดสอบแรงอัดในแนวแกน (Axial Compression)
- การทดสอบแรงกดแบบสามจุด (Three Point Bending)
- การทดสอบแรงกดในแนวรัศมี (Circumferential Load)
- การทดสอบแรงบิด (Torsion)
- การทดสอบความสามารถในเกาะตัวของโปรตีน (Protein Absorption)

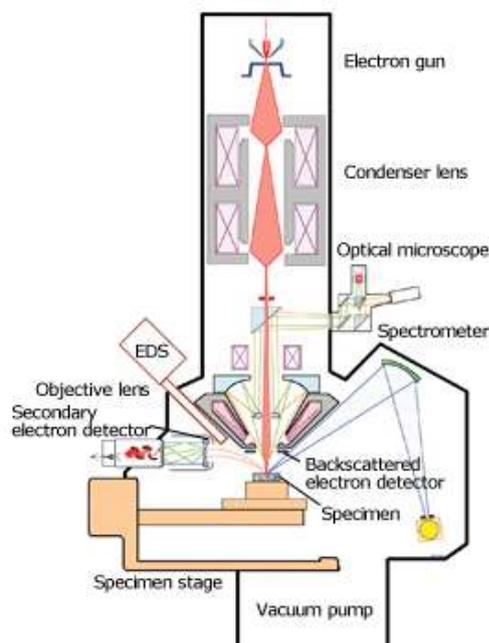


รูปที่ 11 ภาระโหลดที่อาจเกิดขึ้นกับขดลวดค้ำยันเมื่ออยู่หลอดเลือด

1 การทดสอบสมบัติของเส้นลวดที่จะใช้ในการผลิตขดลวดค้ำยัน

1.1 การทดสอบองค์ประกอบทางเคมี (Chemical Composition)

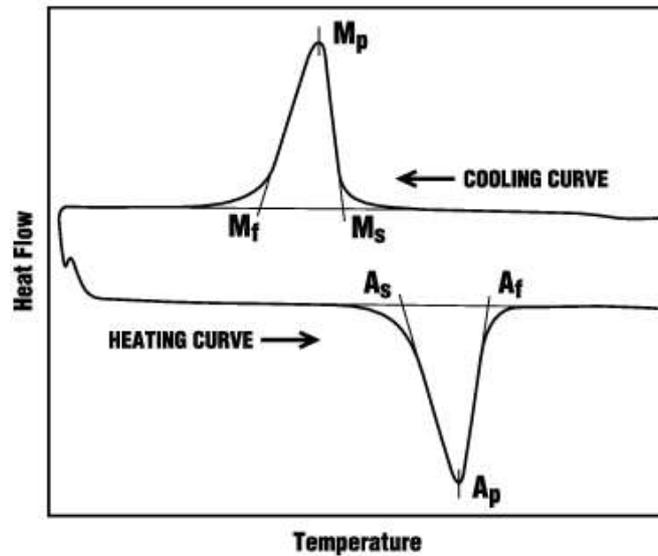
นำลวดตัดเป็นชิ้นเล็ก ๆ ไปทำการอัดเข้ากับเบกาไลท์เพื่อเตรียมขดลวดชิ้นงานโดยใช้กระดาษทราย โดยเริ่มต้นจากกระดาษทรายหยาบเบอร์ 200 ค่อย ๆ เพิ่มความละเอียดเป็น 400, 800, 1000, 1500 จนกระทั่งถึงกระดาษทรายละเอียดเบอร์ 2000 ซึ่งลวดที่ทำการขัดผิวจะมีลักษณะใสเป็นมันวาวเหมือนกระจก จากนั้นทำการขัดด้วยเครื่องขัดที่ใช้ผงอะลูมินาเพื่อให้พื้นผิวของชิ้นงานอยู่ในสภาวะที่ดีที่สุด จากนั้นนำไปทำการทดสอบด้วยวิธีการ Electron Micro Probe Analyser (EPMA) โดยหลักการคือชิ้นงานจะถูกยิงด้วยอิเล็กตรอนจำนวนมากมายหลายทิศทาง เมื่อชิ้นงานได้รับพลังงานก็จะปลดปล่อยรังสีเอ็กซ์เรย์ออกมาซึ่งธาตุแต่ละธาตุจะปลดปล่อยพลังงานออกมาไม่เท่ากัน ซึ่งสามารถทำให้วิเคราะห์องค์ประกอบของธาตุที่อยู่ในชิ้นงานได้ ซึ่งการทดสอบทั้งหมดเป็นไปตามมาตรฐานของ American Society for Testing and Materials (ASTM) โดยอ้างอิงจาก ASTM F2063 - 12 [16]



รูปที่ 12 หลักการของวิธีการ Electron Micro Probe Analyser (EPMA)

1.2 การทดสอบหาอุณหภูมิที่ใช้ในการเปลี่ยนเฟส (Transformation Temperature)

นำลวดไปอบในเตาอบสุญญากาศ (Vacuum Furnace) ภายใต้ก๊าซอาร์กอนที่อุณหภูมิ 400 °C เป็นเวลา 30 นาที แล้วทำการลดอุณหภูมิของชิ้นงานลงในน้ำอย่างรวดเร็ว (Quenching) จากนั้นนำลวดไปทำความสะอาดพื้นผิว กำจัดออกไซด์และสิ่งสกปรกออกด้วยการกัดกรดที่มีส่วนผสม น้ำ (H₂O) : กรดไนตริก (HNO₃) : กรดไฮโดรฟลูออริก (HF) ในสัดส่วน 5 : 4 : 1 โดยปริมาตร แล้วนำไปล้างกรดให้หมดด้วยน้ำกลั่น (Distilled Water) 2 ครั้งก่อนจะนำไปทำความสะอาดด้วยอะซิโตน (Acetone, CH₃COCH₃) และน้ำกลั่นภายในเครื่องทำความสะอาดด้วยแรงสั่น (Sonicator) หลังจากนั้นเป่าชิ้นงานให้แห้ง แล้วชั่งน้ำหนักชิ้นงานทดสอบให้มีน้ำหนักอยู่ระหว่าง 5 - 10 มิลลิกรัม ทำการบรรจุตัวอย่างลงในถ้วยอะลูมิเนียม แล้วนำไปใส่ในภาชนะที่เชื่อมต่อกับแหล่งความร้อน โดยขั้นแรกใส่วัสดุอ้างอิงคือ Al₂O₃ ซึ่งมีคุณสมบัติไม่เปลี่ยนเฟสและในภาชนะที่ 2 ใส่โลหะผสมจำรูปตัวอย่าง จากนั้นให้ความร้อนแก่ภาชนะทั้ง 2 ใบ โดยการทำงานของเครื่อง Differential Scanning Calorimeters (DSC) จะรักษาระดับความร้อนให้เท่ากันทั้ง 2 ภาชนะ ซึ่งเมื่อมีการเปลี่ยนเฟสจะเกิดการคายความร้อนหรือดูดความร้อนทำให้เกิดโดมขึ้นภายในกราฟโดยกราฟที่ได้จะเป็นกราฟของอัตราการเปลี่ยนแปลงความร้อนต่อเวลา (Heat Flow) โดยการทดสอบครั้งแรกจะเพิ่มอุณหภูมิจาก 30 °C ไปถึง 100 °C แล้วลดอุณหภูมิจาก 100 °C ลงมาจนกระทั่งถึง -50 °C จากนั้นจะทำการเพิ่มอุณหภูมิอีกครั้งจนกระทั่งถึง 100 °C ซึ่งจะกำหนดอัตราการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิเท่ากับ 10 °C ต่อนาที จากการทดสอบจะทำให้ทราบข้อมูลของอุณหภูมิในการเปลี่ยนเฟสได้แก่ M_s, M_f, A_s, A_f และช่วงอุณหภูมิเปลี่ยนเฟส (ΔH) ซึ่งการทดสอบทั้งหมดเป็นไปตามมาตรฐานของ American Society for Testing and Materials (ASTM) โดยอ้างอิงจาก ASTM F2004 – 05 [17]



รูปที่ 13 การหาค่าอุณหภูมิในการเปลี่ยนเฟสจากความชันในกราฟของอัตราการเปลี่ยนแปลงความร้อนต่อเวลา (Heat Flow)

1.3 การทดสอบสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด (Superelasticity)

จะทำการทดสอบสมบัติดังกล่าวด้วยวิธีการ Three-Point Bending โดยจะทำการกดชิ้นงานด้วยหัวกดในลักษณะดังรูปที่ 14 เมื่อชิ้นงานได้รับแรงมากกระทาก็จะเกิดการโก่งงอ ซึ่งหากเป็นโลหะทั่วไปจะไม่สามารถคืนรูปเดิมก่อนทำการให้โหลดได้ แต่เนื่องจากโลหะผสมจำรูปมีความยืดหยุ่นสูงกว่าโลหะทั่วไป ดังนั้นเมื่อทำการปลดแรงที่มากกระทาออกชิ้นงานก็จะสามารถกลับคืนรูปร่างเดิมได้ และการทดสอบดังกล่าวจำเป็นต้องทดสอบในสภาวะอุณหภูมิร่างกายที่ 37 °C เพื่อให้แน่ใจว่าเมื่อทำงานในร่างกายจะสามารถแสดงสมบัติดังกล่าวได้ โดยใช้เครื่อง Universal Tensile testing Machine (UTM) ในการทดสอบ กราฟแรงและระยะที่โก่งตัวของชิ้นงานจะถูกนำไปวิเคราะห์ต่อไป ซึ่งการทดสอบดังกล่าวจะดำเนินการตามมาตรฐาน Japanese Industrial Standards (JIS) [18]



รูปที่ 14 การทดสอบ Three point bending

1.4 การทดสอบสมบัติทางกล (Mechanical properties testing)

นอกจากนั้นเพื่อให้ทราบค่าต่าง ๆ ที่มีความสำคัญในเชิงกล ได้แก่ Yield strength, %Elongation และ Ultimate Tensile Strength การทดสอบ Tensile testing จึงจำเป็นในการวิเคราะห์เส้นลวดที่ใช้ในการผลิตขดลวดค้ำยัน โดยทำการนำลวดไปทำการจับยึดด้วยหัวจับที่ออกแบบเพื่อจับชิ้นงานขนาดเล็กโดยเฉพาะ แล้วทำการดึงชิ้นงานจนกระทั่งชิ้นงานขาดออกจากกัน ซึ่งจะนำผลของกราฟระหว่างแรงที่ใช้ในการดึงและระยะที่ชิ้นงานยืดไปใช้ในการวิเคราะห์ค่าต่าง ๆ

ซึ่งการทดสอบเป็นไปตามมาตรฐานของ Japanese Industrial Standards (JIS) [18]



รูปที่ 15 การทดสอบ Tensile testing กับเส้นลวด

1.5 การทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) แบบ Indirect Contact โดยวิธี MTT Assay

สำหรับการทดสอบความเป็นพิษของวัสดุด้วยวิธี MTT assay จะทำโดยการนำลวดไปทำความสะอาดด้วยการกักรัด จากนั้นล้างด้วยอะซิโตนและน้ำกลั่น แล้วนำชิ้นงานใส่ในหลอดทดลองแล้วไปทำการฆ่าเชื้อโรคโดยการอบด้วยหม้อนึ่งฆ่าเชื้อโรค (Autoclave) จากนั้นทิ้งให้แห้งในตู้อบ (Oven) เมื่อชิ้นงานแห้งแล้วทำการใส่อาหารเลี้ยงเซลล์ (Medium) ตามอัตราส่วนที่คำนวณไว้ ทำการบ่มชิ้นงานที่แช่อาหารเพื่อให้ไอออนและสารต่าง ๆ แพร่สู่อาหารเลี้ยงเซลล์ภายในตู้อบเซลล์ (Incubator) ซึ่งจะใช้เวลาแช่ทั้งหมด 3 วัน เมื่อครบกำหนดจะนำเซลล์เนื้อเยื่อของหนู (L929) ที่มีความเข้มข้น 10000 เซลล์ต่อลูกบาศก์มิลลิเมตรไปทำการถ่ายลงในจานเพาะเลี้ยงเซลล์แบบ 96 หลุมในปริมาณหลุมละ 100 ไมโครลิตรแล้วบ่มในตู้อบที่อุณหภูมิ 37 °C ความชื้น 90 % และปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ (CO₂) ร้อยละ 5 เป็นเวลา 24 ชม จากนั้นทำการเปลี่ยนจากอาหารเลี้ยงเซลล์ปกติเป็นสารละลายที่ได้จากการแช่วัสดุแล้วทำการบ่มทิ้งไว้อีก 24 ชั่วโมง โดยเมื่อครบกำหนดเวลา จะทำดูอาหารเก่าออกแล้วทำความสะอาดเซลล์ด้วย PBS แล้วเติมสาร MTT ปริมาตร 110 ไมโครลิตร บ่มอีก 2 ชั่วโมงเพื่อให้ MTT ไปทำปฏิกิริยากับของเหลวในไมโทคอนเดรีย เกิดเป็นผลิตภัณฑ์ฟอร์มazan จากนั้นทำการเติม DMSO แล้วบ่มอีก 10 นาที เพื่อละลายผลิตภัณฑ์ฟอร์มazan ให้กลายเป็นสารละลายสีม่วง แล้ววัดค่าการดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 570 นาโนเมตรโดยใช้เครื่อง Micro plate reader ซึ่งประเมินผลโดยพิจารณา

จากปริมาณการอยู่รอดของเซลล์ที่เหลืออยู่รอดจากความเข้มของแสงที่วัดได้โดยทำการทดสอบโดยอิงจากมาตรฐาน ISO 10993-5 [19]



รูปที่ 16 การวัดค่าความเข้มของแสงด้วยเครื่อง Micro plate reader

1.6 การทดสอบความเข้ากันได้ทางโลหิตวิทยา (Hemocompatibility) แบบ Indirect Contact โดยวิธี Cyanmethemoglobin Assay

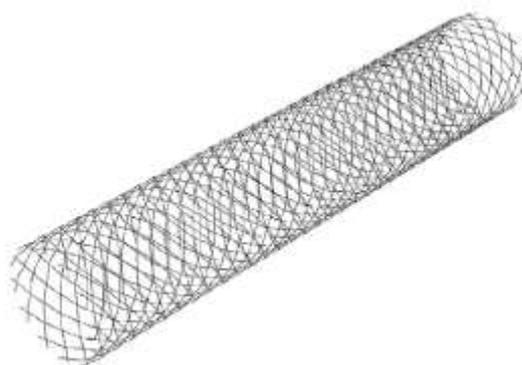
สำหรับการทดสอบความเป็นพิษต่อโลหิตของวัสดุ เนื่องจากเป็นวัสดุฝังในและมีการสัมผัสกับโลหิตตลอดเวลา โดยใช้วิธี Cyanmethemoglobin assay ซึ่งทำการนำลวดไปทำความสะอาดด้วยการกัดกรด จากนั้นล้างด้วยอะซีโตนและน้ำกลั่น แล้วนำชิ้นงานใส่ในหลอดทดลองพร้อมกันสารละลาย phosphate buffer saline (PBS) แล้วไปทำการอบด้วยหม้อนึ่งฆ่าเชื้อโรคที่อุณหภูมิ 121 °C เพื่อให้สารจากวัสดุแพร่ออกสู่ PBS จากนั้นเก็บไว้ที่อุณหภูมิ 37 °C จากนั้นนำเลือดมาทำการปั่นแยกพลาสมา และเม็ดเลือดขาวออกเหลือเพียงแต่เม็ดเลือดแดง แล้วทำความสะอาดด้วยน้ำเกลือที่มีความเข้มข้น 0.9 % จากนั้นทำการวัดความเข้มข้นของฮีโมโกลบินโดยรวมก่อนด้วยชุดทดสอบ หลังจากนั้นทำการเจือจางความเข้มข้นของฮีโมโกลบินให้เท่ากับ 10 mg/ml และทำการใส่เลือดที่มีความเข้มข้นดังกล่าวลงในสารละลาย PBS ที่เตรียมไว้ก่อนแล้ว หรือจากนั้นทำการบ่มที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 3 ชั่วโมงโดยทำการเขย่าเบา ๆ ทุกครึ่งชั่วโมง หลังจากนั้นทำการปั่นเพื่อแยกเม็ดเลือดกับสารละลายผสม แล้วดูดสารละลายผสมดังกล่าวไปทำการวัดปริมาณฮีโมโกลบินโดย การใส่สาร Cyanmethemoglobin reagent บ่มทิ้งไว้ที่อุณหภูมิห้อง 10 นาทีและทำการวัดค่า absorbance ด้วยเครื่อง microplate reader ที่ความยาวคลื่น 430 nm จากนั้นทำการเปรียบเทียบปริมาณค่าความเข้มโดยหากวัสดุเป็นพิษจะทำให้เม็ดเลือดแดงแตกตัวทำให้สารละลายมีค่าความเข้มแสงเพิ่มมากขึ้น ซึ่งทำการเปรียบเทียบกับวัสดุที่เป็น negative ถ้าค่าความเข้มแสงมีค่ามากกว่า negative ไม่เกิน 2 เท่า แสดงว่าวัสดุนั้นสามารถใช้ร่วมกับเลือดได้ โดยทำการทดสอบโดยอิงจากมาตรฐาน ASTM F756 [20]



รูปที่ 17 เลือดที่ทำการทดสอบ Hemolysis โดยฝั่งซ้ายคือเลือดปกติที่ตกตะกอน ส่วนทางขวาคือเลือดที่แตกตัวจนเป็นของเหลวใสไม่มีตะกอน

2 การผลิตขดลวดค้ำยัน

สำหรับการผลิตต้นแบบขดลวดค้ำยันนั้นได้ทำการออกแบบในลักษณะทรงกระบอกกลาง โดยมีขดลวดสานในลักษณะเหมือนแหรอบ ๆ แกนดังรูปที่ 17



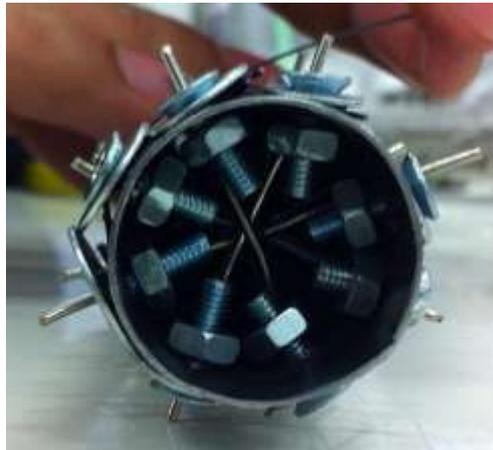
รูปที่ 18 แสดงลักษณะของขดลวดค้ำยันที่จะทำการผลิตเป็นต้นแบบ

ซึ่งจากงานวิจัยของ M. D. Beule et al. ได้ทำการหาความสัมพันธ์ของตัวแปรต่าง ๆ ที่มีผลต่อสมบัติทางกลของขดลวดที่ใช้ลักษณะการสานและสร้าง Mathematical model ขึ้นมาพบว่าจากสมการที่ได้สร้างขึ้นมานั้น สมบัติทางกลของขดลวดจะขึ้นอยู่กับ 3 ตัวแปรหลัก ๆ คือ ขนาดของขดลวดที่ใช้สาน จำนวนขดลวด และ มุมที่ใช้ในการสานดังนั้น จึงทำการสร้างแบบจำลองของขดลวดค้ำยันโดยมีขั้นตอนดังนี้

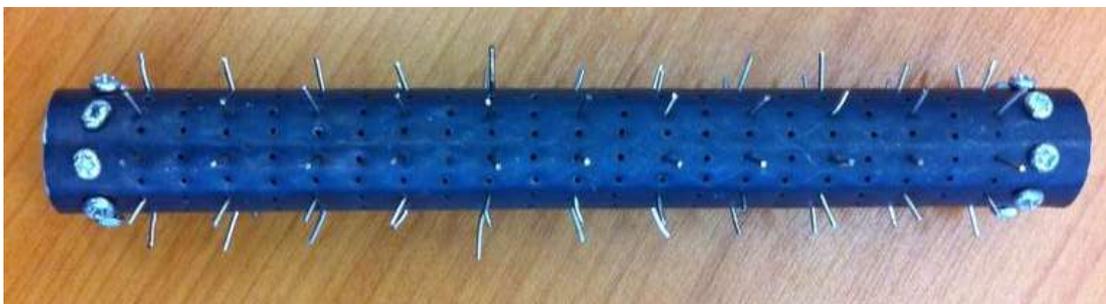
1) การออกแบบมุมการถักและจำนวนเส้นลวดที่จะใช้ โดยทำการคำนวณมุมที่ใช้ในการถักด้วยหลักการของตรีโกณมิติ ซึ่งจะทำให้ได้ระยะที่จะทำการเจาะท่อ Stainless steel เพื่อติดตั้งแกนเพื่อทำการยึดเส้นลวดต่อไป โดยจำนวนของรูที่เจาะจะเป็นครึ่งหนึ่งของจำนวนเส้นลวดที่ใช้ทั้งหมด



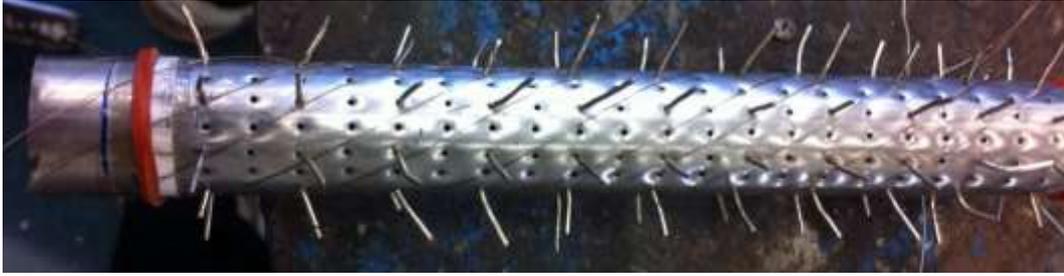
2) จากนั้นทำการสร้างจุดยึดเส้นลวดโดยการเจาะรูเพื่อใส่ถั่วและแหวนเพื่อเป็นตัวยึดลวดที่บริเวณปลายท่อแต่ละด้าน



3) ทำการสร้างแกนเพื่อใช้ในการสานลวดโดยการนำเหล็กขนาดเล็กมาทำการสวมอัดลงในรูที่ได้ทำการเจาะไว้ในตอนแรก



4) ยึดลวดกับจุดยึดแล้วทำการดึงให้ตึงไปตามแนวแกนทำมุมตามที่ออกแบบไว้ จนกระทั่งสุดปลายอีกด้านหนึ่งของท่อแล้วทำการยึด โดยทำการสานในลักษณะดังกล่าวขนานแนวที่ทำกรสานในตอนแรกจนกระทั่งครบทุกรูที่เจาะไว้

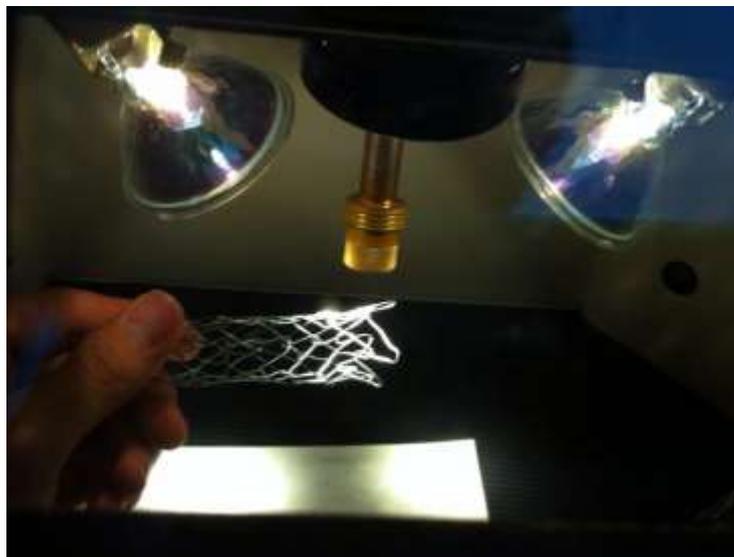


5) ทำการสานลวดสวนทางในทิศทางที่สานไปในตอนแรกโดยจะมีการขึ้นลงสลับชั้นก็เหมือนการสานแหวนดังรูป ซึ่งในขณะที่สานต้องมีการทำให้เส้นลวดตึงตลอดเวลา ทำการสานจนสุดปลายท่ออีกด้าน และทำให้ครบทุกจุดที่เจาะไว้ แล้วยึดขดลวดให้แน่นด้วยเส้นลวดอะลูมิเนียมโดยยึดรอบแกนขดลวดเป็นระยะ ๆ

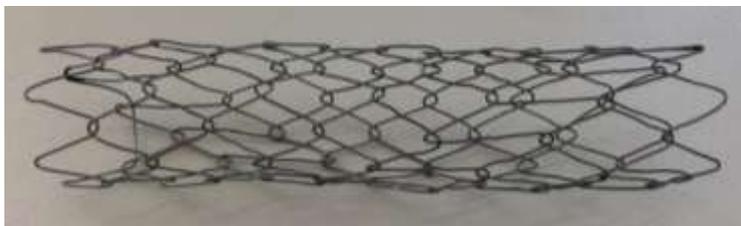


6) ทำการอบในเตาอบที่อุณหภูมิ 400 เพื่อให้โลหะผสมจำรูปเป็นเวลา 30 นาทีจากนั้นทำให้เย็นตัวลงอย่างรวดเร็วในน้ำ นำแกนและขดลวดออกอย่างระมัดระวังเพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ของขดลวดน้อยที่สุดเท่าที่จะทำได้

7) ทำการเชื่อมปลายของลวดที่ทำการสานเข้าด้วยกันด้วยเครื่องเชื่อมเลเซอร์ภายใต้บรรยากาศอาร์กอนเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการเคลื่อนที่ของลวดเคลื่อนที่เมื่อได้รับแรง



10) ได้ต้นแบบขดลวดค้ำยันเพื่อนำไปใช้ในการสร้างชุดทดสอบเพื่อคุณสมบัติของขดลวดต่อไปและใช้วิเคราะห์เพื่อสร้างกลไกของเครื่องสแกนที่จะทำการผลิตขดลวดค้ำยันนี้

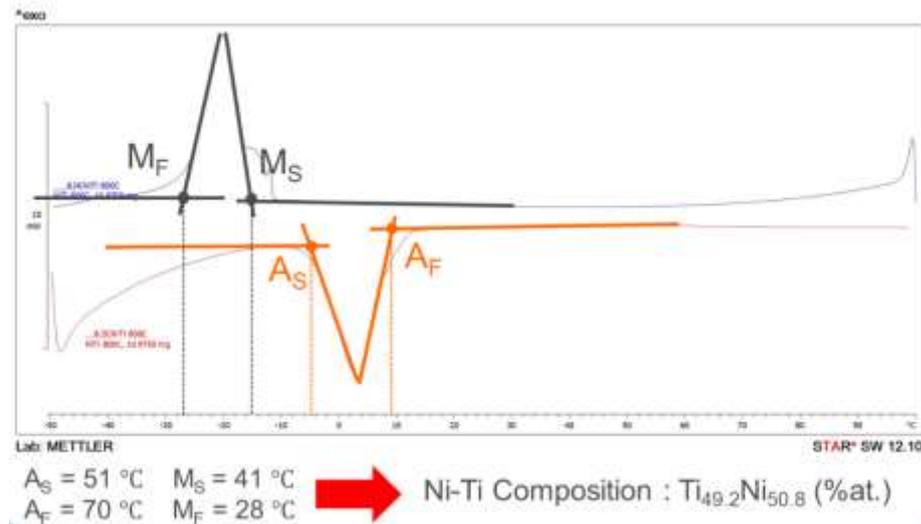


ผลการวิจัย

เนื่องจากความล่าช้าในการขนส่งเส้นลวดโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียมจากประเทศสหรัฐอเมริกา ทำให้ผู้วิจัยยังไม่สามารถทดสอบคุณสมบัติเชิงกลของเส้นลวดดังกล่าวได้ แต่เนื่องจากที่ห้องปฏิบัติการมีเส้นลวดที่มีส่วนผสมของนิกเกิลไทเทเนียมในอัตราส่วนเดียวกันกับที่สั่งซื้อไปคือ %Nickel : %Titanium เท่ากับ 50.8 %atom : 49.2 %atom จึงทำให้สามารถทดสอบคุณสมบัติบางอย่างได้เช่น องค์ประกอบทางเคมี อุณหภูมิในการเปลี่ยนเฟส รวมไปถึงคุณสมบัติทางชีวภาพได้แก่ความเข้ากันทางชีวภาพ และ ความเข้ากันทางโลหิตวิทยา ซึ่งมีผลการทดสอบดังนี้

องค์ประกอบทางเคมี(Chemical Composition)

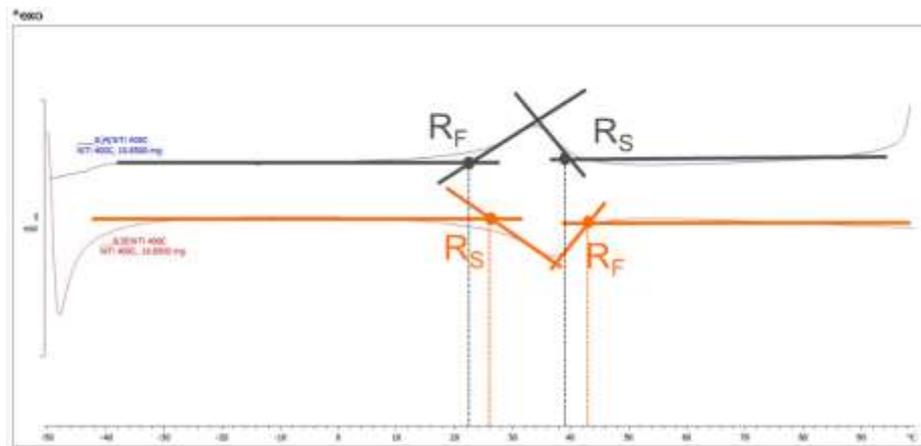
ทำการตรวจสอบโดยใช้เทคนิค DSC เทียบกับงานวิจัยที่เคยมีการทำมาแล้วแทนวิธี EPMA เนื่องจากค่าใช้จ่ายในการทดสอบที่แพงกว่า และ ต้องส่งทดสอบที่ศูนย์ทดสอบนอกมหาวิทยาลัย อีกทั้งหากเส้นลวดที่ส่งมาถึงต้องทำการทดสอบใหม่อีกครั้ง ดังนั้นการทดสอบด้วย DSC จึงมีความเหมาะสมมากกว่าเนื่องจากมีเครื่องทดสอบอยู่ภายในมหาวิทยาลัย ซึ่งจะทำการอบเส้นลวดที่อุณหภูมิ 800 °C ซึ่งสูงกว่าอุณหภูมิในการเกิดผลึกใหม่(Recrystallize Temperature) เป็นเวลา 30 นาที เพื่อให้เส้นลวดกลายเป็นสารละลายของแข็ง(Solid Solution) ปราศจากความเค้นสะสม จากนั้นนำลวดอุณหภูมิลงอย่างรวดเร็ว แล้วนำเส้นลวดดังกล่าวไปทำความสะอาดโดยการกัดกรด จากนั้นทำการทดสอบหาอุณหภูมิในการเปลี่ยนเฟสแล้วเปรียบเทียบกับงานวิจัยที่มีการตีพิมพ์มาแล้ว ซึ่งสามารถหาอุณหภูมิ A_S A_F M_S M_F แล้วทำการเปรียบเทียบพบว่า องค์ประกอบของเส้นลวดที่ทำการทดสอบมีองค์ประกอบของ %Nickel : %Titanium เท่ากับ 50.8 %atom : 49.2 %atom



รูปที่ 19 ผลการทดสอบ DSC เพื่อหาองค์ประกอบทางเคมี

อุณหภูมิในการเปลี่ยนเฟส(Transformation Temperature)

ทำการอบเส้นลวดที่ 400 °C เพื่อทำให้ลวดมีโครงสร้างภายในที่สม่ำเสมอ(Homogenization) จากนั้นทำความสะอาดด้วยการกัดกรด จากนั้นทำการทดสอบด้วยเครื่อง DSC ซึ่งได้ผลพบว่ามีพีคของกราฟที่ใกล้กันมากซึ่งพฤติกรรมดังกล่าวไม่ใช่พฤติกรรมของเฟสมาเทนไซต์และออสเทนไนต์ จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า หากจุดพีคของกราฟมีความแตกต่างกันน้อยกว่า 4 -5 °C เฟสที่เกิดขึ้นจะไม่ใช่มาเทนไซต์ แต่เป็นเฟสพิเศษที่เกิดขึ้นเรียกว่า R-phase ซึ่งทำให้ออสเทนไนต์เฟสเสถียรขึ้น ดังนั้นสิ่งที่เกิดขึ้นคือ เกิดการเปลี่ยนเฟสก่อนช่วงที่ทำการทดสอบดังนั้นโลหะผสมดังกล่าวเป็นเฟสออสเทนไนต์ตั้งแต่ -50 °C ซึ่งโลหะผสมจะแสดงสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวดได้ที่อุณหภูมิที่สูงกว่านี้รวมไปถึงอุณหภูมิร่างกายด้วย

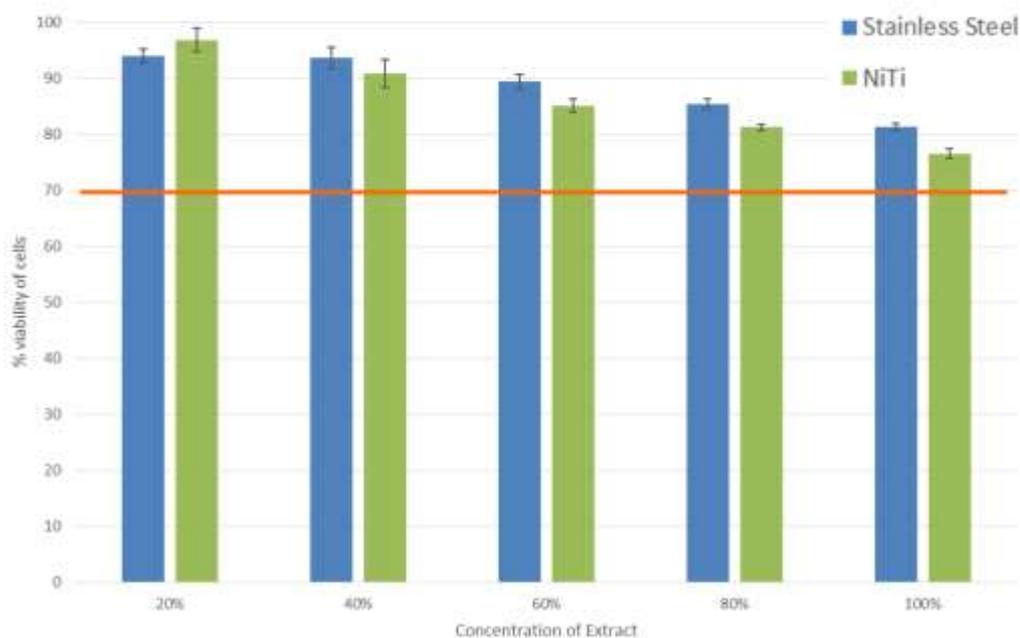


รูปที่ 20 ผลการทดสอบ DSC เพื่อหาอุณหภูมิเปลี่ยนเฟส

ความเข้ากันทางชีวภาพ(Biocompatibility)

ทำการแช่เส้นลวดในอาหารเลี้ยงเซลล์ที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 3 วันเพื่อให้สารต่าง ๆ แพร่ลงไป ในอาหาร จากนั้นนำอาหารไปเลี้ยงเซลล์แล้วทำการตรวจสอบ %viability ด้วยวิธี MTT assay พบว่าที่ความ

เข้มข้นของสารละลายอาหารที่แช่ลวดไว้ 100 % มี %viability of cells มากกว่า 70 % ซึ่งถือว่าผ่านเกณฑ์มาตรฐานของ ISO 10993-5 ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าวัสดุดังกล่าวสามารถใช้ร่วมกับเนื้อเยื่อได้เป็นอย่างดี



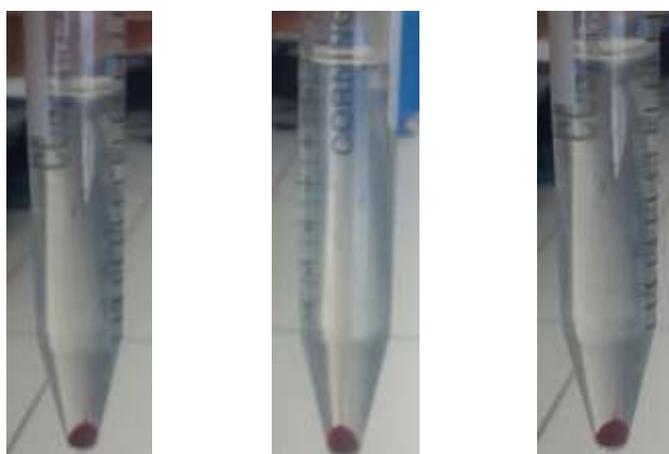
รูปที่ 21 ผลการทดสอบ Biocompatibility โดยวิธี MTT Assay

ความเข้ากันทางโลหิตวิทยา (Hemocompatibility)

หลังจากนั้นทำการผสมเลือดกับสารละลายที่เตรียมเอาไว้ แล้วทำการตรวจสอบค่า absorbance ด้วยวิธี Cyanmethemoglobin assay พบว่าที่สารละลายดังกล่าวมีการตกตะกอนและเมื่อทำการเปรียบเทียบกับ negative พบว่ามีค่ามากกว่าไม่เกิน 2 เท่า ซึ่งถือว่าผ่านเกณฑ์มาตรฐานของ ASTM F756 - 13 ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าวัสดุดังกล่าวสามารถใช้ร่วมกับเลือดได้เป็นอย่างดี

ตารางที่ 1 แสดงค่า absorbance ที่วัดได้จากเครื่อง Microplate reader ของ negative, NiTi และ stainless steel ตามลำดับ

<>	Control	NiTi	Stainless
B	0.0404	0.0425	0.0438
C	0.0439	0.0433	0.0442
D	0.0424	0.0425	0.042
E	0.0414	0.044	0.0433
F	0.0449	0.0449	0.0432
G	0.0434	0.0441	0.0427
Avg	0.042742	0.04355	0.0432
Avg-blank	0.001442	0.00225	0.0019



รูปที่ 22 สารละลายและตะกอนเม็ดเลือดแดงจากการปั่นเหวี่ยงหลังการทดสอบโดยเรียงจาก negative, NiTi และ Stainless steel ตามลำดับ

สรุปผลการวิจัย

จะเห็นว่าเส้นลวดที่ทำจากโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียมสามารถใช้งานได้อย่างเหมาะสมในการนำไปผลิตขดลวดค้ำยัน ซึ่งจากผลการวิจัยจะเห็นว่าเส้นลวดสามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อและยังแสดงสมบัติยืดหยุ่นที่ยาวทนที่อุณหภูมิร่างกาย นอกจากนี้ในส่วนของต้นแบบขดลวดค้ำยันที่ได้ทำการสร้างขึ้นยังสามารถนำไปใช้เป็นต้นแบบในการออกแบบชุดทดสอบสมบัติเชิงกลของขดลวดค้ำยันซึ่งต้องทำการปรับปรุง เครื่อง Universal tensile testing machine ให้เหมาะสมกับแต่ละการทดสอบคุณสมบัติอีกด้วยและยังเป็นต้นแบบในการศึกษา รูปแบบการสานเพื่อนำไปใช้สร้างเป็นเครื่องสแกนระบบอัตโนมัติแทนการใช้มืออีกด้วย

นอกจากนี้ ได้ออกแบบเครื่องสำหรับसानลวดโลหะผสมจำรูป และทำการสั่งซื้อโลหะผสมจำรูป หลังจากที่ได้ทำการทดสอบสมบัติทางการจำรูปและสมบัติทางกลเป็นที่เรียบร้อยแล้ว โดยได้วางเป้าหมายเพื่อสามารถผลิตขดลวดค้ำยันชนิด Self-Expandable ใช้เองได้ใน 2 ส่วนหลักๆคือ หัวใจ และสมอง นอกจากนี้ ได้ออกแบบอุปกรณ์ทดสอบขดลวดค้ำยัน เพื่อให้สามารถเป็นไปตามมาตรฐานการทดสอบที่ถูกรับรองโดย ASTM โดยมีการออกแบบอุปกรณ์ทดสอบแรงดันกลับ อุปกรณ์ทดสอบแรงดัดโค้ง อุปกรณ์ทดสอบความสามารถในการดัดงอ เป็นต้น โดยในปีต่อไปก็จะเริ่มดำเนินการสร้างขดลวดค้ำยัน และทำการทดสอบสมบัติเพื่อให้เหมาะสมต่อการนำไปใช้งานจริง ต่อไป นอกจากนี้ ยังได้กำหนดให้มีการทดสอบการใช้งานในสัตว์ เพื่อให้มั่นใจได้ถึงคุณภาพและประสิทธิภาพของการนำไปใช้งาน ก่อนที่แพทย์จะนำไปทดสอบกับคนไข้ต่อไป

อภิปรายผลการวิจัย

ขณะนี้งานวิจัยได้ดำเนินไปแบบที่ยังมีเรื่องมือไม่ครบ แต่ด้วยการแก้ปัญหาเฉพาะหน้าก็ทำให้สามารถออกแบบและผลิตขดลวดค้ำยันได้ก่อน และได้สลับสับเปลี่ยนนางานบางอย่างมาทำก่อน การทดสอบต่าง ๆ ที่ได้ทำการเตรียมไว้ก็จะทำได้อย่างเป็นแบบแผนและมีระบบ รวมไปถึงแผนงานที่จะทำต่อไปด้วย

ประโยชน์ของผลงานวิจัยที่ได้

สามารถนำองค์ความรู้ในเรื่องของโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียมมาประยุกต์ใช้งานเพื่อสร้างทางเลือกใหม่ในการรักษาโรค เปิดโอกาสให้ผู้ป่วยได้รับการรักษาที่มีราคาถูกลง อีกทั้งยังเป็นการลดการนำเข้าขดลวดค้ำยันจากต่างประเทศ นอกเหนือจากนั้นก็ยังสามารถต่อยอดออกไปสู่อุตสาหกรรมเพื่อการผลิตส่งออกไปเปรียบเสมือนงานวิจัยดังกล่าวเป็นจุดเริ่มต้นของการพัฒนาที่ยั่งยืน

บรรณานุกรม

1. วิบูลย์ หวานวารี , 2540, บทความวิชาการวัสดุฉลาด , ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติMTEC สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ, หน้า 18-22.
2. Bjoem Peters, P. E. a. F. B. (2009). "The role of stents in the treatment of congenital heart disease : Current status and future perspectives." *Annals of Pediatric Cardiology* 2(1): 3-23.
3. Martin Schilinger, M. D., Schila Sabeti, M.D. (2006). "Balloon Angioplasty versus Implantation of Nitinol Stents in the Superficial Femoral Artery." *N Eng J Med*(354): 1879-1888.
4. Peter Wenaweser, C. R., Franz R. Eberli, Mario Togni, David Tu'ller, et al. (2005). "Stent thrombosis following bare-metal stent implantation: success of emergency percutaneous coronary intervention and predictors of adverse outcome." *European Heart Journal* 26: 1180-1187.
5. Gopinath Mani, M. D. F., Devang Patel, C.Mauli Agrawal (2007). "Coronary stents: A materials perspective." *Biomaterials* 28: 1689-1710.

6. T. Duerig, A. P., D. Stockel (1999). "An overview of nitinol medical applications." *Materials science & engineering (A273-275)*: 149-160.
7. Poncet, P. P. (2007). "Applications of superelastic Nitinol tubing." *Biomaterials* 28: 1735-1739.
8. Y.S. Kim, S. Miyazaki, in: A. Pelton, D. Hodgson, R. Russel, T. Duerig (Eds.), *Proceedings of the 2nd International Conference on Shape Memory and Superplastic Technologies, SMST-97, SMST Proceedings, Pacific Grove, CA, 1997*, p.473.
9. D. Stoeckel, C. B. a. S. D. (2002). "A Survey of stent designs." *Min Invas There & Applied Technol* 11(4): 137-147.
10. *Koronarstenting, A. Machraoui, P. Grewe, A. Fischer Ed., Steinkopf, Darmstadt (2001)*.
11. Briguori C, S. C., Pagnotta P, Liistro F, Montorfano M, Chieffo A, Sgura F, Corvaja N, Albiero R, Stankovic G, Toutoutzas C, Bonizzoni E, Di Mario C, Colombo A. (2002). "In-stent restenosis in small coronary arteries: impact of strut thickness." *J Am Coll Cardiol.* 40(3): 403-409.
12. Alex, R. (2009). "Stent or percutaneous heart valve implantation." Retrieved May 22th, 2009.
13. Venugopalan, T. C. a. R. (2000). "Corrosion of Nitinol" *Proceedings of the Int'l Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies SMST-2000 (eds.) S.Russell, A.Pelton*: 261-270.
14. Fritz Flueckiger, H. S., Gunter E. Klein, et al. (1994). "Strength, Elasticity, and Plasticity of Expandable Metal Stents: In Vitro Studies with Three Types of Stress." *Journal of Vascular and interventional Radiology* 5: 745 - 750.
15. H. Isayama, Y. N., Y. Toyokawa, et al. (2009). "Measurement of radial and axial forces of biliary self-expandable metallic stents." *Gastrointestinal Endoscopy* 70(1): 37-44.
16. ASTM Standard F2063, 2012, "Standard Specification for Wrought Nickel-Titanium Shape Memory Alloys for Medical Devices and Surgical Implants," ASTM International, 2012, DOI: 10.1520/F2063-12, www.astm.org.
17. ASTM F2004 - 05, 2010, "Standard Test Method for Transformation Temperature of Nickel-Titanium Alloys by Thermal Analysis," ASTM International, 2010, DOI: 10.1520/F2004-05R10, www.astm.org.
18. JIS handbook, 1997, "Ferrous Materials & Metallurgy", JSA, 1997, p.447-449
19. ISO 10993-5:2009 Biological evaluation of medical devices Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity

20. ASTM ASTM F756 - 13, 2013, " Standard Practice for Assessment of Hemolytic Properties of Materials," ASTM International, 2013, DOI: 10.1520/F0756, www.astm.org.