รายงานวิจัย

การขึ้นรูป และปรับปรุงวัสดุฝังในชนิดโลหะผสมไทเทเนียม เพื่อเพิ่มสมบัติเชิงวิศวกรรม และการเข้ากันได้ทางชีวภาพ

Fabrication and modification of titanium alloy implant for improving engineering properties and biocompatibility

ผศ.ดร. อนรรฆ ขันธะชวนะ
หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ ชั้น 6 อาคารเรียนรวม 4
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

โครงการวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
ปีงบประมาณ 2557
ตุลาคม 2557

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ที่ได้มอบเงินทุนสนับสนุนการวิจัย ประจำปีงบประมาณ 2557 ให้แก่คณะผู้วิจัยเพื่อนำไปเป็นค่าใช้จ่ายต่างๆในการดำเนินงานวิจัย ขอขอบพระคุณบุคลากรทุกท่านในศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ ภาควิชาออโทปิดิกส์ โรงพยาบาลเลิดสิน คณะวิศวกรรมศาสตร์ หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ศูนย์ส่งเสริมงานวิจัยและทรัพย์สินทางปัญญา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ที่ให้คำแนะนำและความช่วยเหลือต่างๆในการทำงานวิจัย และสุดท้ายขอขอบผู้อำนวยการแผนงาน หัวหน้าโครงการและคณะนักวิจัยทุกท่าน ที่ทุ่มเทแรงกาย แรงใจ ในการทำงานวิจัยนี้ให้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี หากมีข้อผิดพลาดประการใดเกิดขึ้น คณะผู้วิจัยขอน้อมรับไว้ ณ ที่นี้

บทคัดย่อ

โครงการย่อยที่ 1 การพัฒนาวัสดุ Gum Metal สำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์

วัสดุทางการแพทย์สำหรับรักษาโรคกระดูกจำพวกโลหะผสมในปัจจุบันนั้นมีข้อจำกัดในเรื่องของมอดูลัสความยืดหยุ่นที่มากกว่ากระดูกจริงของมนุษย์ มีความแข็งแรงไม่เพียงพอ อีกทั้งยังมีส่วนประกอบที่เป็นพิษต่อร่างกาย โดยงานวิจัยนี้จะทำการศึกษาตัวแปรที่ใช้ในการสร้างโลหะผสมไทเทเนียมที่มีส่วนประกอบของไนโอเบียม, แทนทาลัม, เซอร์โคเนียม และออกซิเจนสำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ หรือที่มีชื่อเรียกว่า “กัมเมทัล” อันได้แก่การศึกษาอิทธิพลของการรีดเย็น อิทธิพลของส่วนประกอบออกซิเจน และเซอร์โคเนียม ตลอดจนอุณหภูมิที่ใช้ในกระบวนการบ่มที่มีต่อสมบัติของโลหะกัมเมทัล โดยเริ่มจากกระบวนการหลอมชิ้นงานด้วยวิธี 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 ความต้านทานการกัดกร่อนตลอดจนความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อของวัสดุที่สร้างขึ้น เพื่อทำการศึกษาอิทธิพลของตัวแปรที่มีผลต่อสมบัติของวัสดุ จากผลการตรวจสอบด้วย X-Ray Diffraction (XRD) พบว่าโลหะกัมเมทัลที่สร้างขึ้นนั้นมีโครงสร้างเป็นแบบ Body Centered Cubic (BCC) และจากการทดสอบ Tensile Test ที่อุณหภูมิห้องพบว่าวัสดุจะเกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกแบบ Stress-induced Martensite เมื่อได้รับความเค้น และพบว่าอิทธิพลของปริมาณออกซิเจน และเซอร์โคเนียมนั้นมีผลต่อสมบัติทางกลของวัสดุทั้งก่อน และหลังการบ่ม นอกจากนั้นยังพบว่าการบ่มนั้นจะทำให้เกิดตะกอนขึ้นภายในโครงสร้างผลึกซึ่งมีผลต่อสมบัติทางกลของชิ้นงาน 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 นาทีนั้นมีความเหมาะสมแก่การนำไปประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์มากที่สุด โดยชิ้นงานทั้งสองนั้นมีค่า Tensile Strength สูงกว่า 1,400 MPa, Yield Strength สูงกว่า 1,200 MPa และ Elastic Modulus ไม่เกิน 42 GPa ซึ่งใกล้เคียงกับกระดูกจริงของมนุษย์ และเมื่อเปรียบเทียบสมบัติของวัสดุที่ใช้งานในเชิงพาณิชย์ในปัจจุบันได้แก่เหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V แล้วพบว่าโลหะกัมเมทัลที่ผลิตได้นั้นมีความแข็งแรงสูงกว่า อีกทั้งยังมีความยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับกระดูกจริงของมนุษย์มากกว่าอีกด้วย

โรคหลอดเลือดหัวใจตีบนนั้นเป็นหนึ่งในสาเหตุการเสียชีวิตของคนในประเทศไทยอันดับต้น ๆ ซึ่งเกิดจากการที่ไขมันไปฝังตัวในผนังหลอดเลือดกีดขวางการไหลเวียนของเลือดทำให้กล้ามเนื้อหัวใจได้รับสารอาหารและออกซเจนไม่เพียงพอ ซึ่งวิธีในการรักษาที่นิยมในปัจจุบันคือการใช้สายสวนหัวใจโดยสอดขดลวดค้ำยันร่วมด้วยเพื่อขยายหลอดเลือดที่ตีบตันนั้น ซึ่งขดลวดค้ำยันในปัจจุบันต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาสูงมาก ดังนั้นการผลิตสร้างขดลวดค้ำยันภายในประเทศจึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือก ซึ่งงานวิจัยนี้จะมุ่งเน้นทำการออกแบบและผลิตขดลวดค้ำยันจากโลหะผสมจำรูปนิกเกิลไทเทเนียมด้วยกระบวนการสาน ซึ่งจะทำการศึกษาตัวแปรที่มีผลกระทบต่อสมบัติเชิงกลได้แก่ จำนวนเส้นลวดที่ใช้ ขนาดของเส้นลวด และมุมที่ใช้ในการสาน โดยปัจจุบันได้ทำการเลือกขนาดลวดและทำการสานเพื่อทดสอบสมบัติความเป็นขดลวดค้ำยันแล้ว

โครงการย่อยที่ 2 การขึ้นรูปขดลวดค้ำยันสำหรับรักษาโรคหลอดเลือดแดงโคโรนารีตีบ

โรคหลอดเลือดหัวใจตีบนนั้นเป็นหนึ่งในสาเหตุการเสียชีวิตของคนในประเทศไทยอันดับต้น ๆ ซึ่งเกิดจากการที่ไขมันไปฝังตัวในผนังหลอดเลือดกีดขวางการไหลเวียนของเลือดทำให้กล้ามเนื้อหัวใจได้รับสารอาหารและออกซเจนไม่เพียงพอ ซึ่งวิธีในการรักษาที่นิยมในปัจจุบันคือการใช้สายสวนหัวใจโดยสอดขดลวดค้ำยันร่วมด้วยเพื่อขยายหลอดเลือดที่ตีบตันนั้น ซึ่งขดลวดค้ำยันในปัจจุบันต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาสูงมาก ดังนั้นการผลิตสร้างขดลวดค้ำยันภายในประเทศจึงเป็นอีกหนึ่งทางเลือก ซึ่งงานวิจัยนี้จะมุ่งเน้นทำการออกแบบและผลิตขดลวดค้ำยันจากโลหะผสมจำรูปนิกเกิลไทเทเนียมด้วยกระบวนการสาน ซึ่งจะทำการศึกษาตัวแปรที่มีผลกระทบต่อสมบัติเชิงกลได้แก่ จำนวนเส้นลวดที่ใช้ ขนาดของเส้นลวด และมุมที่ใช้ในการสาน โดยปัจจุบันได้ออกแบบเครื่องสำหรับสานลวดโลหะผสมจำรูป และทำการสั่งซื้อโลหะผสมจำรูปหลังจากที่ได้ทำการทดสอบสมบัติทางการจำรูปและสมบัติทางกลเป็นที่เรียบร้อยแล้ว โดยได้วางเป้าหมายเพื่อสามารถผลิตขดลวดค้ำยันชนิด Self-Expandable ใช้เองได้ใน 2 ส่วนหลักๆคือ หัวใจ และสมอง นอกจากนี้ ได้ออกแบบอุปกรณ์ทดสอบขดลวดค้ำยัน เพื่อให้สามารถเป็นไปตามมาตรฐานการทดสอบที่ถูกรับรองโดย ASTM โดยมีการออกแบบอุปกรณ์ทดสอบแรงดันกลับ อุปกรณ์ทดสอบแรงดัดโค้ง อุปกรณ์ทดสอบความสามารถในการดัดงอ เป็นต้น โดยในปีต่อไปก็จะเริ่มดำเนินการสร้างขดลวดค้ำยัน และทำการทดสอบสมบัติเพื่อให้เหมาะสมต่อการนำไปใช้งานจริง ต่อไป นอกจากนี้ ยังได้กำหนดให้มีการทดสอบการใช้งานในสัตว์เพื่อให้มั่นใจได้ถึงคุณภาพและประสิทธิภาพของการนำไปใช้งาน ก่อนที่แพทย์จะนำไปทดสอบกับคนไข้ต่อไป

คำสำคัญ มอดูลัสความยืดหยุ่น กัมเมทัล หลอดเลือดหัวใจ ขดลวดค้ำยัน วัสดุฉลาด

Abstract

Sub program 1 Development of “Gum Metal” for biomedical applications

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-0.7O (wt %) alloy without aging and Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (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.

Sub program 2 Fabrication of stent using in Coronary thrombosis treatment

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 aboard 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.

Keyword Modulus of Elasticity; Gum metals; Coronary vessel; Stent; Smart material

ชื่อแผนงานวิจัย

การขึ้นรูป และปรับปรุงวัสดุฝังในชนิดโลหะผสมไทเทเนียม เพื่อเพิ่มสมบัติเชิงวิศวกรรม และการเข้ากันได้ทางชีวภาพ

Fabrication and modification of titanium alloy implant for improving engineering properties and biocompatibility

ชื่อโครงการวิจัยกรณีมีโครงการวิจัยภายใต้แผน

1. การพัฒนาวัสดุ Gum Metal สำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์
   Development of “Gum Metal” for biomedical applications
2. การขึ้นรูปขดลวดค้ำยันสำหรับรักษาโรคหลอดเลือดแดงโคโรนารีตีบ
   Fabrication of stent using in Coronary thrombosis treatment

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยประจำปี 2557 จำนวนเงิน 2,318,000 บาท
ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี เริ่มทำการวิจัยเมื่อ 31 ตุลาคม 2556
รายงานความก้าวหน้าของการวิจัยตั้งแต่ พฤศจิกายน 2556 ถึง สิงหาคม 2557

รายนามคณะผู้วิจัย พร้อมทั้งหน่วยงานที่สังกัด และหมายเลขโทรศัพท์

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

ผู้อำนวยการแผนงาน และหัวหน้าโครงการย่อยที่ 1

ชื่อ นาย อนรรฆ ขันธะชวนะ
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

ผู้ร่วมงานวิจัยโครงการย่อยที่ 1

1. ชื่อ นาย ชัยยง โกยกุล
   หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 1101401085072
   ตำแหน่ง นักวิจัย
   สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
   มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
   126 ถ.ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
   โทรศัพท์: 086-800-6311

E-mail: chaiyong.koa@gmail.com

2. ชื่อ นาย ชวิน จองวรรณศิริ
หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 1101200135081
ตำแหน่ง นักวิจัย
สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ.ประชาอุทิศ 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

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.ประชาอุทิศ 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.ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทรศัพท์: 086-800-6311
E-mail: chaiyong.koa@gmail.com

2. ชื่อ นาย กษม ศรีรัศมี
หมายเลขบัตรประจำตัวประชาชน 1101401680264
ตำแหน่ง นักวิจัย
สถานที่ติดต่อ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ.ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทรศัพท์: 087-794-6964
E-mail: kasamasri@hotmail.com

<u>ที่ปรึกษาโครงการย่อยที่ 2</u>
ชื่อ นาย อนรรฆ ขันธะชวนะ
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

สารบัญเรื่อง

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ก
บทคัดย่อ	ข
สารบัญเรื่อง	ฌ
สารบัญตาราง	ฎ
สารบัญภาพ	ฏ
รายการสัญลักษณ์	
บทนำรวม	
โครงการย่อยที่ 1	
ผู้รับผิดชอบและหน่วยงาน	1
วัตถุประสงค์ของโครงการ	3
บทคัดย่อ	4
ทฤษฎี	5
ระเบียบวิธีดำเนินงานวิจัย	19
การสังเคราะห์โลหะกัมเมทัล	19
การทดลองและบันทึกผลการทดลอง	23
อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	24
ผลการวิจัย	27
สรุปผลการวิจัย	41
อภิปรายผลการวิจัย	42
ประโยชน์ของผลงานวิจัยที่ได้	43
บรรณานุกรม	44
โครงการย่อยที่ 2	
ผู้รับผิดชอบและหน่วยงาน	46
วัตถุประสงค์ของโครงการ	48
บทคัดย่อ	49
บทนำ	49
วัตถุประสงค์ของการวิจัย	51
ทฤษฎี	51
ระเบียบวิธีดำเนินงานวิจัย	57
การทดสอบสมบัติของเส้นลวดที่จะใช้ในการผลิตขดลวดค้ำยัน	58

การผลิตขดลวดค้ำยัน 63
ผลการวิจัย 66
สรุปผลการวิจัย 69
อภิปรายผลการวิจัย 70
ประโยชน์ของผลงานวิจัยที่ได้ 70
บรรณานุกรม 70

สารบัญตาราง

ตาราง **หน้า**

โครงการย่อยที่ 1

ตารางที่ 1 สมบัติของโลหะผสมไทเทเนียมประเภทต่างๆ 6
ตารางที่ 2 ปริมาณวัตถุดิบที่ต้องเตรียมในแต่ละเงื่อนไขส่วนผสม 19
ตารางที่ 3 ส่วนผสมทางเคมีที่ตรวจสอบได้ด้วยวิธี Electron Probe Micro Analysis 28

โครงการย่อยที่ 2

ตารางที่ 1 แสดงค่า absorbance ที่วัดได้จากเครื่อง Microplate reader ของ negative, NiTi และ stainless steel ตามลำดับ 68

สารบัญรูปภาพ

รูปภาพ **หน้า**

โครงการย่อยที่ 1

รูปที่ 1 โครงสร้างผลึกแบบ Hexagonal Close Packed 6

รูปที่ 2 โรงสร้างผลึกแบบ Body Centered Cubic 6

รูปที่ 3 กราฟความเค้น-ความเครียดของเหล็กกล้าคาร์บอนต่ำที่ทำการรีดเย็นที่ % ต่างๆ 7

รูปที่ 4 อุณหภูมิการทำ Homogenization และ Aging ของโลหะ A ที่มีส่วนผสมของ B ที่ C_0 % 8

รูปที่ 5 เวลาในการทำ Homogenization และ Aging ของโลหะ A ที่มีส่วนผสมของ B ที่ C_0 % 8

รูปที่ 6 การสร้างกระดูกใหม่ที่ผิดรูปจากการทดลองในกระต่ายเป็นเวลา 24 สัปดาห์ โดยใช้โลหะผสม ไทเทเนียมที่มีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นประมาณ 60 GPa เปรียบเทียบกับเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L ที่มีมอดูลัสความยืดหยุ่นประมาณ 180 GPa 9

รูปที่ 7 ค่ามอดูลัสความยืดหยุ่มของวัสดุทางการแพทย์ชนิดต่างๆ 10

รูปที่ 8 การเปลี่ยนรูปของโลหะผสมจำรูปที่สภาวะต่างๆ 11

รูปที่ 9 ตำแหน่งของออกซิเจนในโครงสร้างผลึกของกัมเมทัล 12

รูปที่ 10 การทดสอบ XRD ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม 12

รูปที่ 11 การทดสอบ DSC ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม 13

รูปที่ 12 การทดสอบ XRD ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจนและไม่เติมขณะที่ได้รับความเค้น 13

รูปที่ 13 การทดสอบ Tensile Test โลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม 14

รูปที่ 14 การทดสอบ DNA ของโลหะผสมจำรูปที่เติมออกซิเจน และไม่เติม 14

รูปที่ 15 การเกิด Nanodisturbance ในโลหะเมทัล 15

รูปที่ 16 โครงสร้างทางจุลภาคจากกล้องจุลทรรศน์ของ TNTZ และ TNTZ-O 15

รูปที่ 17 ผลการทดสอบ XRD ของโลหะ TNTZ และ TNTZ-O. 16

รูปที่ 18 ผลการทดสอบ Tensile Test ของโลหะ TNTZ และ TNTZ-O 16

รูปที่ 19 ผลการทดสอบ XRD ของโลหะกัมเมทัล 17

รูปที่ 20 สมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลที่ไนโอเบียมปริมาณต่างๆ 17

รูปที่ 21 สมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัลที่ป่านการทำ Aging ที่เวลาต่างๆ 18

รูปที่ 22 ภาพโครงสร้างผลึกของโลหะกัมเมทัลจาก Transmission Microscope 18

รูปที่ 23 ไทเทเนียมบริสุทธิ์ 99.9% 20

รูปที่ 24 ไนโอเบียมบริสุทธิ์ 99.9% 20

รูปที่ 25 แทนทาลัมบริสุทธิ์ 99.9% 20

รูปที่ 26 เซอร์โคเนียมบริสุทธิ์ 99.9% 21

รูปที่ 27 ไทเทเนียมไดออกไซด์ 99.99% 21

รูปที่ 28 ภายในเตาหลอมขณะหลอมชิ้นงานด้วยวิธี Arc Melting 21

รูปที่ 29 ตัวอย่างชิ้นงานที่ได้จากการหลอมด้วยวิธี Arc Melting 22

รูปที่ 30 ตัวอย่างชิ้นงานที่ไม่ผ่านการรีด และชิ้นงานหลังจากรีดที่ 30%,60% และ 90% ของชิ้นงาน Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) 22

รูปที่ 31 ตู้ดูดควันยี่ห้อ PROLAB Laboratory Fume Hood รุ่น Dac2005 Plus 24
รูปที่ 32 ตู้ควบคุมความชื้นยี่ห้อ Eureka Auto Dry Box รุ่น DX-76 24
รูปที่ 33 เครื่องชั่งละเอียดยี่ห้อ Satorius รุ่น ED224S 25
รูปที่ 34 เครื่องหลอมสุญญากาศยี่ห้อ Nisshin Giken 25
รูปที่ 35 เตาอบสุญญากาศยี่ห้อ Nabertherm รุ่น RHTC 80-450/15 25
รูปที่ 36 เครื่องรีดเย็นบริษัท จิรา ไทยเทรด จำกัด รุ่น KM-01 26
รูปที่ 37 เครื่อง EDM Wirecut ยี่ห้อ Troop 26
รูปที่ 38 เครื่อง Electron Probe Micro Analyzer ยี่ห้อ JEOL รุ่น JXA-8100 26
รูปที่ 39 เครื่อง X-Ray Diffractometer ยี่ห้อ Bruker รุ่น D8 Advance 27
รูปที่ 40 เครื่องทดสอบ Universal Tensile Testing ยี่ห้อ Tinius Olsen รุ่น H50KS 27
รูปที่ 41 ผลการทดสอบ XRD ของชิ้นงานทุกส่วนประกอบทางเคมีที่ผ่านกระบวนการ Homogenization ที่อุณหภูมิ 1,473K เป็นเวลา 60 นาที 28
รูปที่ 42 ผลการทดสอบ X-Ray Diffraction (XRD) ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% 29

รูปที่ 43 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90% 30
รูปที่ 44 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90% 30
รูปที่ 45 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90% 31
รูปที่ 46 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-30Nb-2Ta-3Zr-0.5 (wt %) ที่ไม่ผ่านการรีดเย็นเปรียบเทียบกับชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 30%, 60% และ 90% 31
รูปที่ 47 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% 32
รูปที่ 48 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% 32
รูปที่ 49 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% 33
รูปที่ 50 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% 34
รูปที่ 51 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% 34
รูปที่ 52 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% 35
รูปที่ 53 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานทดสอบ 35

Ti-33Nb-2Ta-3Zr-(0.3-0.7)O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%
รูปที่ 54 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานทดสอบ 36
Ti-33Nb-2Ta-(1-5)Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%
รูปที่ 55 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานทดสอบ 37
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%
รูปที่ 56 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานทดสอบ 37
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%
รูปที่ 57 ผลการทดสอบ Tensile Test ของชิ้นงานทดสอบ 38
Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90%
และบ่มที่อุณหภูมิ 523K, 623K และ 723K เป็นเวลา 10 นาที
รูปที่ 58 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) 38
ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% และบ่มที่อุณหภูมิ 523K, 623K และ 723K เป็นเวลา 10 นาที
รูปที่ 59 ผลการทดสอบ XRD ของชิ้นงาน Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt %) 39
ที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% และบ่มที่อุณหภูมิ 723K เป็นเวลา 10 นาที
เปรียบเทียบกับชิ้นงานหลัง Homogenization ที่ไม่ได้ผ่านการรีดเย็น

รูปที่ 60 ค่า Tensile Strength ของชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% ก่อน 40
และหลังทำการบ่มเปรียบเทียบกับเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L
และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V
รูปที่ 61 ค่า Yield Strength ของชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% ก่อน 40
และหลังทำการบ่มเปรียบเทียบกับเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L
และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V
รูปที่ 62 ค่า Elastic Modulus ของชิ้นงานที่ผ่านการรีดเย็นที่ 90% ก่อน 41
และหลังทำการบ่มเปรียบเทียบกับเหล็กกล้าไร้สนิมเกรด SUS316L
และโลหะผสมไทเทเนียม Ti-6Al-4V

โครงการย่อยที่ 2

รูปที่ 1 โรคหลอดเลือดหัวใจตีบ (Atherosclerosis) 50
รูปที่ 2 สถิติของจำนวนผู้ป่วยโรคหลอดเลือดหัวใจตีบตันภายในประเทศไทย 50
รูปที่ 3 แผ่นภูมิเปรียบเทียบอัตราการตีบซ้ำของผู้ป่วยที่รักษาด้วยบอลลูนและขดลวดค้ำยัน 52
รูปที่ 4 ตารางแสดงคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการผลิตขดลวดค้ำยัน 53
รูปที่ 5 เปอร์เซนต์โหลดต่อจำนวนรอบที่เกิดความเสียหายรายปีของเส้นลวดและขดลวดค้ำยัน 53
รูปที่ 6 ช่องว่างที่เกิดจากเกิดการเยื้องศูนย์ของขดลวดแบบเซลล์ปิด 54
รูปที่ 7 กราฟเปรียบเทียบความดันในแนวรัศมีเทียบกับ 55
และขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางที่เปลี่ยนแปลงไปของขดลวดที่ทำการปิดปลายและเปิดปลาย
รูปที่ 8 รูปแบบของภาระที่เกิดขึ้นบนขดลวดค้ำยัน 56
รูปที่ 9 การทดสอบความยืดหยุ่น (Flexibility) 56
รูปที่ 10 แผนผังการดำเนินงานวิจัย 57

รูปที่ 11 ภาระโหลดที่อาจเกิดขึ้นกับขดลวดค้ำยันเมื่ออยู่หลอดเลือด 58
รูปที่ 12 หลักการของวิธีการ Electron Micro Probe Analyser (EPMA) 59
รูปที่ 13 การหาค่าอุณหภูมิในการเปลี่ยนเฟสจากความชันในกราฟของ 60
อัตราการเปลี่ยนแปลงความร้อนต่อเวลา (Heat Flow)
รูปที่ 14 การทดสอบ Three point bending 60
รูปที่ 15 การทดสอบ Tensile testing กับเส้นลวด 61
รูปที่ 16 การวัดค่าความเข้มของแสงด้วยเครื่อง Micro plate reader 62
รูปที่ 17 เลือดที่ทำการทดสอบ Hemolysis โดยฝั่งซ้ายคือเลือดปกติที่ตกตะกอน 63
ส่วนทางขวาคือเลือดที่แตกตัวจนเป็นของเหลวใสไม่มีตะกอน
รูปที่ 18 แสดงลักษณะของขดลวดค้ำยันที่จะทำการผลิตเป็นต้นแบบ 63
รูปที่ 19 ผลการทดสอบ DSC เพื่อหาองค์ประกอบทางเคมี 67
รูปที่ 20 ผลการทดสอบ DSC เพื่อหาอุณหภูมิเปลี่ยนเฟส 67
รูปที่ 21 ผลการทดสอบ Biocompatibility โดยวิธี MTT Assay 68
รูปที่ 22 สารละลายและตะกอนเม็ดเลือดแดงจากการปั่นเหวี่ยงหลังการทดสอบโดยเรียงจาก 69
negative, NiTi และ Stainless steel ตามลำดับ