อิทธิพลของอัตราส่วนการรีดลดขนาดหน้าตัดที่มีผลต่อสมบัติทางกล ของโลหะกัมเมทัลสำหรับประยุกต์ใช้ทางออร์โธปิดิกส์

Influence of Cold-Work Reduction on Mechanical Properties of Gum Metals for Orthopedic Application

ณัฏฐ์ วรพัฒนะไพบูลย์[1], อภินันท์ ภูเก้าล้วน[2] และ อนรรฆ ขันธะชวนะ[1,2]*

[1] ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ.ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
[2] หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ.ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
*ติดต่อ: E-mail: anak.kha@kmutt.ac.th, เบอร์โทรศัพท์ 0-2470-9116, เบอร์โทรสาร 0-2470-9111

บทคัดย่อ

วัสดุฝังในที่ใช้ในการรักษากระดูกที่เกิดการแตกหรือหัก ส่วนใหญ่ผลิตมาจากเหล็กกล้าไร้สนิมและโลหะผสมไทเทเนียม ซึ่งมีผลกระทบจากการใช้งานโดยเฉพาะอย่างยิ่งการเกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding Effect ที่จะทำให้มวลกระดูกโดยรอบวัสดุฝังในเกิดการเสียหาย ยิ่งไปกว่านั้นวัสดุฝังในที่ใช้ในปัจจุบันโดยเฉพาะอย่างยิ่งเหล็กกล้าไร้สนิมยังมีความแข็งแรงต่ำ ทำให้ผู้ป่วยมีความเสี่ยงที่จะต้องทำการผ่าตัดซ้ำหากวัสดุฝังในเกิดความเสียหาย แต่อย่างไรก็ตามโลหะผสมไทเทเนียมที่เรียกว่า “กัมเมทัล” มีศักยภาพในการประยุกต์เป็นวัสดุฝังในเพื่อใช้ในทางการแพทย์ งานวิจัยนี้จึงสนใจที่จะพัฒนาโลหะผสมกัมเมทัลให้มีความแข็งแรงที่สูงและค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นที่ต่ำสำหรับประยุกต์ใช้ทางออร์โธปิดิกส์ โดยตัวแปรที่ศึกษาคืออิทธิพลของการรีดเย็นที่ส่งผลต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล การศึกษาเริ่มจากการหลอมโลหะกัมเมทัลด้วยวิธีอาร์คไฟฟ้าภายใต้บรรยากาศอาร์กอน จากนั้นผ่านกระบวนการโฮโมจิไนเซชั่นที่อุณหภูมิ 1,473 เคลวิน เป็นเวลา 60 นาที และทำการรีดเย็นโดยมีอัตราส่วนการรีดเย็นที่ 20%, 40% และ 60% จากนั้นบ่มที่อุณหภูมิ 623 เคลวิน เป็นเวลา 20 นาทีแล้วแช่ในน้ำเย็น เมื่อผ่านกระบวนการบ่มแล้วนำโลหะกัมเมทัลไปตรวจสอบส่วนประกอบทางเคมี โครงสร้างผลึกและทดสอบสมบัติทางกล ผลการทดลองพบว่าโลหะกัมเมทัลที่มีส่วนผสมทางเคมี Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt.%) ซึ่งผ่านการรีดเย็นที่อัตราส่วนการรีด 60% และบ่มที่อุณหภูมิ 623 เคลวิน เป็นเวลา 20 นาที มีโครงสร้างผลึกเป็น BCC ของ β-phase Titanium และจากการทดสอบสมบัติทางกลพบว่าโลหะกัมเมทัลที่ผลิตขึ้นมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น 56 GPa ซึ่งใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์(30 GPa) ค่าแรงดึงสูงสุด 1,090 MPa ซึ่งส่งผลให้เกิดปรากฏการณ์ Stress Shielding Effect น้อยลง จึงมีความเป็นไปได้ที่จะนำโลหะกัมเมทัลมาประยุกต์ใช้เป็นวัสดุฝังในเพื่อใช้งานทางการแพทย์

คำหลัก: โลหะผสมไทเทเนียม / กัมเมทัล / วัสดุใช้งานทางการแพทย์ / การรีดเย็น / การบ่มแข็ง

Abstract

Implants made by Titanium alloys for osteopathy treatment are limited by highly difference in elastic modulus between human bone and themselves. The difference in elastic modulus is called "Stress shielding effect" which resulting in depredation of bone cell around implant. Moreover, it is known that the conventional implant materials such as stainless steel show relatively low strength and cannot serve for a long time using. Therefore, this research aims to study on developing new Ti alloys which exhibit high strength and low elastic modulus for using in orthopedic treatment, which is called "Gum metal". Since the internal stress is very important parameter to control the stability of Gum metal, influences of cold-work reduction on mechanical properties were investigated. The alloys were fabricated by vacuum arc melting furnace under Argon atmosphere followed by homogenization at 1,473 K for 60 mins. Then cold-rolling were applied until final reduction at 20%, 40% and 60% and aging treatment were conducted at 623 K for 20 mins followed by quenching in cool water. The result shows that alloy with cold-work reduction of 60% and aging treatment at 623 K for 20 mins, exhibit BCC typed β-phase. Very low elastic modulus of 56 GPa was confirmed. As a result, the stress shielding effect should be depressed since elastic modulus is closer to the bone. Moreover, the ultimate tensile strength shows relatively high value of 1,090 MPa which is larger than the conventional implants. From above mentioned, Gum metal could be a potential candidate for osteopathy treatment material.

***Keywords**:* Titanium Alloys / Gum Metal / Biomedical Alloys / Cold-work Reduction / Precipitation Hardening

1. บทนำ

จากข้อมูลสถิติขององค์การสหประชาชาติ (United Nations: UN) จำนวนผู้สูงอายุของสมาชิกกลุ่มประเทศอาเซียนปี ค.ศ. 2015 มีสัดส่วนเป็น 10.9% ของจำนวนประชากรทั้งหมดและมีการคาดการณ์ว่าจะเพิ่มขึ้นเป็น 29.4% ในปี ค.ศ. 2050 ซึ่งปัญหาที่พบสำหรับภาวะชรานั้นคือโรคกระดูก และจากรายงานของ National Joint Registry ของประเทศอังกฤษและเวลส์พบว่าในปี ค.ศ. 2007 มีประชากรเปลี่ยนสะโพกและเปลี่ยนข้อเข่าเทียมประมาณ 66,000 รายและ 7,000 รายตามลำดับ ในขณะที่ค.ศ. 2011 ตัวเลขดังกล่าวเพิ่มขึ้นเป็น 79,000 รายและ 10,000 รายตามลำดับ[1] นอกจากนี้ในอีกหลายประเทศยังมีแนวโน้มเดียวกันที่ปริมาณการเปลี่ยนสะโพกและข้อเข่าเทียมจะเพิ่มสูงขึ้นทุกปี[6]

ดังนั้นวัสดุฝังในที่ใช้ในทางการแพทย์ควรได้รับการพัฒนาเพื่อให้มีประสิทธิภาพเหมาะสมกับการใช้งานและยังต้องรองรับกับจำนวนผู้ป่วยที่เพิ่มสูงขึ้นในอนาคต โดยวัสดุฝังในที่ดีต้องมีความแข็งแรงสูง มีความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์ และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกายมนุษย์ ในปัจจุบันวัสดุฝังในที่นำมาใช้ส่วนใหญ่ทำมาจากเหล็กกล้าไร้สนิม โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม โลหะไทเทเนียมบริสุทธิ์ และโลหะผสมเบตาไทเทเนียม ซึ่งมีข้อจำกัดในเรื่องของความแข็งแรง และความยืดหยุ่นที่ต่างจากกระดูกมนุษย์อยู่มาก จึงทำให้เสี่ยงต่อการเกิดภาวะแทรกซ้อน ยิ่งไปกว่านี้วัสดุฝังในที่ยึดตรึงอาจเกิดอาการหลวมคลอนหลุดออกมา ทำให้ต้องผ่าตัดซ้ำเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว ต่อมาได้มีการศึกษาและพัฒนาโลหะผสมเบตาไทเทเนียมเพื่อประยุกต์ใช้งาน

ทางการแพทย์ ซึ่งมีค่าความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์มากขึ้น ทำให้โอกาสในการเกิดปัญหาข้างต้นน้อยลง แต่ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของความแข็งแรงที่ต่ำกว่าวัสดุฝังในที่ผ่านมา[2] ด้วยเหตุนี้จึงมีการศึกษาค้นคว้าโลหะผสมเบตาไทเทเนียมชนิดใหม่ที่เรียกว่า ***Gum Metal*** ซึ่งประกอบไปด้วยธาตุไทเทเนียม ไนโอเบียม แทนทาลัม เซอร์โคเนียมและออกซิเจน วัสดุชนิดนี้มีความแข็งแรงสูง มีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับกระดูกมนุษย์ ไม่เป็นพิษต่อร่างกายและที่สำคัญมีสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด จึงมีแนวโน้มที่จะนำมาประยุกต์ใช้ทางการแพทย์[3] อย่างไรก็ตามยังพบว่ามีปัจจัยสำคัญที่ทำให้โลหะกัมเมทัลดังกล่าวยังมีข้อจำกัดในการใช้งานจริงคือ โลหะกัมเมทัลนั้นสร้างขึ้นภายใต้เงื่อนไขที่ต้องใช้อัตราส่วนการรีดเย็นที่ 90% ดังนั้นหากต้องการผลิตวัสดุฝังในเพื่อนำไปใช้ในเชิงพาณิชย์ จะทำให้เกิดข้อจำกัดในเรื่องของเครื่องมือและวัสดุที่จะนำมาใช้ในกระบวนการผลิต[2] งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อที่จะพัฒนาโลหะกัมเมทัลให้สามารถผลิตและใช้ได้จริงในเชิงพาณิชย์ โดยการศึกษาปัจจัยของการรีดเย็นที่มีผลต่อสมบัติเชิงกลของโลหะกัมเมทัล

2. ขั้นตอนและวิธีการทดลอง

2.1 การเตรียมชิ้นงานและสังเคราะห์โลหะกัมเมทัล

เตรียมธาตุบริสุทธิ์ 4 ชนิด ได้แก่ ไทเทเนียม (Ti, 99.90%) ไนโอเบียม (Nb, 99.90%) แทนทาลัม (Ta, 99.95%) และเซอร์โคเนียม (Zr, 99.90%) และสารประกอบ 1 ชนิดได้แก่ ไทเทเนียมออกไซด์ (TiO_2, 99.99%) โดยการทำความสะอาดด้วยสารละลายผสมกรดไฮโดรฟลูออริก กรดไนตริก และน้ำ (Di-Water) ที่อัตราส่วน 1:4:5 โดยปริมาตร จากนั้นล้างทำความสะอาดวัสดุในน้ำสะอาดหลายครั้ง แล้วจึงนำวัสดุมาเป่าลมร้อนให้แห้ง จากนั้นนำมาชั่งน้ำหนักโดยให้มีน้ำหนักตามที่ออกแบบไว้ แสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 การเตรียมวัสดุก่อนการหลอมสำหรับส่วนผสมทางเคมี Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt.%)

ธาตุ	น้ำหนัก (กรัม)
ไทเทเนียม (Ti)	12.1504
ไนโอเบียม (Nb)	6.6000
แทนทาลัม (Ta)	0.4000
เซอร์โคเนียม (Zr)	0.6000
ไทเทเนียมออกไซด์ (TiO_2)	0.2496

เมื่อทำการเตรียมวัสดุแล้ว นำโลหะผสมไปหลอมด้วยวิธีอาร์คไฟฟ้าภายใต้บรรยากาศอาร์กอน พลิกกลับและหลอมซ้ำ 5 ครั้ง เพื่อให้มั่นใจว่าโลหะผสมหลอมรวมเป็นเนื้อเดียวกัน จากนั้นผ่านกระบวนการโฮโมจิไนเซชั่นที่อุณหภูมิ 1,473 เคลวิน เป็นเวลา 60 นาที แล้วจุ่มลงในน้ำเย็นอย่างรวดเร็ว ต่อมานำชิ้นงานที่ได้จากกระบวนการหลอมมาตัดด้วยเครื่อง EDM ให้เป็นแผ่นขนาดความหนา 3 มิลลิเมตร จากนั้นนำชิ้นงานมาขัดแล้วรีดเย็นที่อัตราส่วนการรีด 20%, 40% และ 60% แล้วบ่มที่อุณหภูมิ 623 เคลวิน เป็นเวลา 20 นาที จากนั้นจุ่มลงในน้ำเย็นอย่างรวดเร็ว

2.2 การตรวจสอบส่วนผสมทางเคมีและโครงสร้างผลึก

ตรวจสอบส่วนผสมทางเคมีของชิ้นงานด้วยวิธี Electron Probe Micro Analyzer (EPMA) โดยเตรียมชิ้นงานที่มีขนาด 3x3 มิลลิเมตร หล่อลงในเรซิ่น แล้วขัดด้วยกระดาษทรายตั้งแต่เบอร์ 240, 400, 600, 800, 1,200, 1,500 และ 2,000 ตามลำดับ จากนั้นขัดเงาด้วยผงอะลูมิน่าที่มีขนาด 1 ไมโครเมตร และ 0.3 ไมโครเมตร ตามลำดับ จากนั้นวิเคราะห์ส่วนผสมทางเคมีด้วยวิธี EPMA โดยวิเคราะห์ 3 ตำแหน่งต่อชิ้นทดสอบ

นำชิ้นงานที่ผ่านการทดสอบ EPMA มาทดสอบด้วยเครื่อง X-Ray Diffraction (XRD) ในช่วง $30<2\Theta<80$ เพื่อตรวจสอบโครงสร้างผลึก

2.3 การทดสอบสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

ทดสอบแรงดึงโดยเตรียมชิ้นงานโดยตัดชิ้นงานให้มีขนาดกว้าง 2 มิลลิเมตร และมีความยาวเกจ 10 มิลลิเมตร ด้วยเครื่อง EDM แล้วขัดผิวชิ้นงานด้วยกระดาษทรายตั้งแต่เบอร์ 240, 400, 600, 800, 1,200, 1,500 และ 2,000 ตามลำดับ สำหรับการทดสอบแรงดึงจะดึงชิ้นงานด้วยอัตราเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาทีจนชิ้นงานขาด

3. ผลการทดลองและวิเคราะห์ผล

3.1 การตรวจสอบส่วนผสมทางเคมีและโครงสร้างผลึก

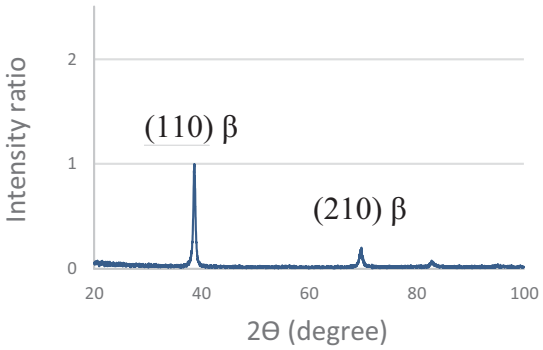
จากการตรวจสอบโดย EPMA พบว่าส่วนผสมทางเคมีที่ตรวจสอบได้นั้นคลาดเคลื่อนไปจากการคำนวณดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ส่วนผสมทางเคมีที่ตรวจสอบได้ด้วยวิธี Electron Probe Micro Analysis

ธาตุ	ส่วนผสมที่ออกแบบ (wt.%)	ส่วนผสมจากการตรวจสอบ (wt.%)
ไทเทเนียม (Ti)	61.50	69.78
ไนโอเบียม (Nb)	33.00	21.62
แทนทาลัม (Ta)	2.00	2.00
เซอร์โคเนียม (Zr)	3.00	3.90
ออกซิเจน (O)	0.50	2.70

จากตารางจะเห็นว่าธาตุที่มีความคลาดเคลื่อนสูงที่สุดก็คือออกซิเจนและไนโอเบียม โดยปัจจัยที่ทำให้ธาตุไนโอเบียมหายไปเกิดขึ้นเนื่องจากไนโอเบียมเป็นธาตุที่มีอุณหภูมิหลอมเหลวสูงถึง 2,742 เคลวิน และพบว่าเกิดการละลายไม่สมบูรณ์ของไนไนโอเบียมในชิ้นงานเป็นบางจุด อันมีสาเหตุจากกำลังไฟฟ้าที่ไม่เพียงพอ สำหรับเปอร์เซ็นต์ของธาตุออกซิเจนที่เพิ่มขึ้นมีสาเหตุจากการจุ่มชิ้นงานลงในน้ำเย็น (Quenching) ในกระบวนการโฮโมจิไนเซชั่น ซึ่งเป็นสาเหตุทำให้ออกซิเจนในบรรยากาศแพร่เข้าไปที่ชิ้นงานได้

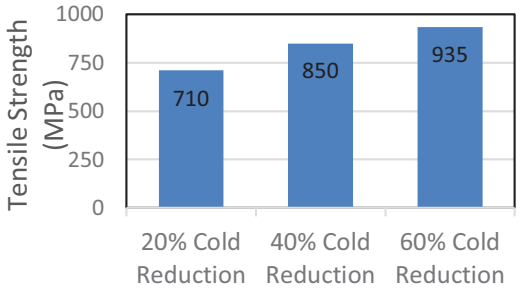
การวิเคราะห์โครงสร้างผลึกด้วย X-Ray Diffraction (XRD) ของวัสดุที่ผ่านการหลอมด้วยวิธีอาร์คไฟฟ้าในบรรยากาศอาร์กอนและผ่านกระบวนการโฮโมจิไนเซชั่นที่อุณหภูมิ 1,473 เคลวิน เป็นเวลา 1 ชั่วโมง จากการทดสอบพบว่าเกิดพีคขึ้นที่ระนาบ [110] และ [210] ของโครงสร้างเบตาไทเทเนียม และไม่พบพีคของโครงสร้างอื่นๆ เป็นผลมาจากการมีส่วนผสมของไนโอเบียมและแทนทาลัม ซึ่งเป็นธาตุ β–Stabilizer[5] ทำให้โครงสร้างของโลหะผสมไทเทเนียมชนิดเบตานั้นมีความเสถียรสูงขึ้น ดังที่แสดงในรูปที่ 1



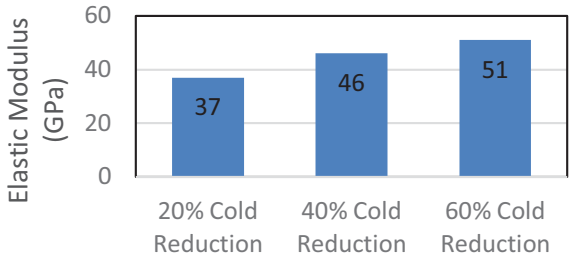
รูปที่ 1 ผลทดสอบ XRD ของชิ้นงานที่ส่วนผสมทางเคมี Ti–33Nb–2Ta–3Zr–0.5O (wt.%)

3.2 การศึกษาอิทธิพลของการรีดเย็นที่มีต่อสมบัติทางกลของโลหะกัมเมทัล

จากการทดสอบแรงดึงของชิ้นงาน Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt.%) ทำการโฮโมจิไนเซชั่นที่อุณหภูมิ 1,473 เคลวิน เป็นเวลา 60 นาที ผ่านการรีดเย็นที่อัตราส่วนการรีด 20%, 40% และ 60% ตามลำดับ พบว่าค่าแรงดึงสูงสุดของวัสดุนั้นเพิ่มขึ้นตามเปอร์เซ็นต์การรีดเย็น โดยมีค่าแรงดึงสูงสุดอยู่ที่ 710 MPa, 850 MPa และ 935 MPa ตามลำดับดังรูปที่ 2 สำหรับค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น เมื่อรีดที่ 20%, 40% และ 60% มีค่าอยู่ที่ 37 GPa, 46 GPa และ 51 GPa ตามลำดับดังรูปที่ 3 ทั้งนี้เป็นเพราะอิทธิพลจากดิสโลเคชั่นที่เกิดขึ้นจากอัตราการรีดที่สูงขึ้น ส่งผลให้ความแข็งแรงของวัสดุเพิ่มมากขึ้น



รูปที่ 2 ค่าแรงดึงสูงสุดของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt.%) ผ่านการรีดเย็นที่อัตราส่วนการรีด 20%, 40% และ 60%



รูปที่ 3 ค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นของชิ้นงานทดสอบ Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt.%) ผ่านการรีดเย็นที่อัตราส่วนการรีด 20%, 40% และ 60%

เมื่อนำชิ้นงาน Ti-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O (wt.%) ผ่านกระบวนการโฮโมจิไนเซชั่นที่อุณหภูมิ 1,473 เคลวิน เป็นเวลา 60 นาที และผ่านการรีดเย็นที่อัตราส่วนการรีด 60% ไปทำการบ่มที่อุณหภูมิ 623 เคลวิน เป็นเวลา 20 นาที พบว่าค่าแรงดึงสูงสุดที่ได้หลังจากทำการบ่มเพิ่มขึ้นมาเป็น 1,090 MPa และมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น 56 GPa ซึ่งเป็นผลมาจากขนาดของตะกอนที่มีขนาดใหญ่เพิ่มขึ้นตามระยะเวลาในการบ่ม รวมทั้งปริมาณของตะกอนที่กระจายตัวเพิ่มมากขึ้นตามระยะเวลาด้วย ซึ่งตะกอนที่มีขนาดเหมาะสมจะทำให้ความแข็งแรงของชิ้นงานเพิ่มสูงขึ้น[5]

4. สรุปผลการทดลอง

อัตราส่วนการรีดลดขนาดส่งผลให้วัสดุมีความแข็งแรงสูงขึ้นตามอัตราส่วนการรีดที่เพิ่มมากขึ้น โดยโลหะผสมTi-33Nb-2Ta-3Zr-0.5O(wt%) ที่ผ่านการรีดเย็นที่อัตราส่วนการรีด 60% และทำการบ่มที่อุณหภูมิ 623 เคลวิน เป็นเวลา 20 นาที นั้น สามารถแสดงค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นที่ต่ำใกล้เคียงกระดูกมนุษย์และค่าความแข็งแรงที่สูงเพียงพอต่อการนำไปใช้งานเวลานาน

5. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ ที่สนันสนุนงบประมาณในการทำวิจัยนี้

6. เอกสารอ้างอิง

[1] NJR, 2012, **9th Annual Report 2012**, National Joint Registry for England and Wales

[2] Callister, W.D., 2007, "**Materials Science and Engineering: An Introduction Seventh Edition**", John Wiley & Sons (Asia), Asia, pp.402-404.

[3] กษม ศรีรัศมี, 2556, **"อิทธิพลของส่วนประกอบทางเคมีและอุณหภูมิการบ่มที่มีต่อสมบัติของโลหะกัมเมทัลสำหรับประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์"**, วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

[4] Miyazaki, S., Kim, H.Y., 2007, "**TiNi-Base and Ti-Base Shape Memory Alloys**", Materials *Science Forum*, Vol. 561-565, pp. 5-21.

[5] Furuta, T., Kuramoto, S., Hwang, J., Nishino, K., Saito, T., Niiomi, M., 2007, **"Mechanical Properties and Phase Stability of Ti-Nb-Ta-Zr-O Alloys"**, *Materials Transaction*, Vol. 48, pp.1124-1130.

[6] OECD/EU, 2014, "**Hip and knee replacement**", Health at a Glance: Europe 2014, OECD Publishing, Paris