การพัฒนาพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน
เพื่อใช้เป็นแผ่นช่วยประสานแผลอัจฉริยะ

นายศิรสิทธิ์ กำแพงเศรษฐ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชานวัตกรรม วิศวชีวการแพทย์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2567

DEVELOPMENT OF POLYURETHANE-BASED
SHAPE MEMORY POLYMER TO BE USED AS SMART WOUND
CLOSURE STRIP

SIRASIT KAMPANGSAT

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree
of Master of Engineering in Biomedical Innovation Engineering
Suranaree University of Technology
Academic Year 2024

การพัฒนาพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทนเพื่อใช้เป็นแผ่นช่วยประสานแผลอัจฉริยะ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุขเกษม วัชรมัยสกุล)
ประธานกรรมการ

....

(รองศาสตราจารย์ ดร. ตติยา ตรงสถิตกุล)
กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

....

(รองศาสตราจารย์ ดร. นิธินาถ ศุภกาญจน์)
กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม)

....

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ศิริวรรณ โชคค้า)
กรรมการ

....

(รองศาสตราจารย์ ดร. ศุภกิจ สุทธิเรืองวงศ์)
กรรมการ

....

(รองศาสตราจาร ดร. ยุพาพร รักสกุลพิวัฒน์)
รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและประกันคุณภาพ

....

(รองศาสตราจารย์ ดร. พรศิริ จงกล)
คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

นายศิรสิทธิ์ กำแพงเศรษฐ : การพัฒนาพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทนเพื่อใช้เป็นแผ่นช่วยประสานแผลอัจฉริยะ (DEVELOPMENT OF POLYURETHANE-BASED SHAPE MEMORY POLYMER TO BE USED AS SMART WOUND CLOSURE STRIP) อาจารย์ที่ปรึกษา: รองศาสตราจารย์ ดร. ตติยา ตรงสถิตกุล, 68 หน้า.

คำสำคัญ : พอลิเมอร์จำรูป, พอลิยูรีเทน, แผ่นประสานบาดแผล, น้ำมันปาล์ม

งานวิจัยนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อการพัฒนาพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน โดยสังเคราะห์จากพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล และ เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต ด้วยวิธีการพอลิเมอไรเซชันแบบควบแน่น 2 ขั้นตอน มีการปรับปรุงสมบัติโมดุลัสของยัง โดยการเติมอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์ม 0, 10, 20, 30 และ 40 เปอร์เซ็นต์ เพื่อนำมาใช้เป็นแผ่นช่วยประสานบาดแผลอัจฉริยะ แทนการใช้ไหมเย็บแผล โดยอาศัยการกู้คืนรูปร่าง (Shape recovery) ของพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน ในการรั้งบาดแผลให้แนบชิดติดกัน การยืนยันพันธะทางเคมีของพอลิยูรีเทนด้วยเทคนิค FTIR พบกลุ่มฟังก์ชันของ –NH, C=O, C–O–C, Amide I, Amide II, และ Amide III และผลของการเติมอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มพบการเพิ่มขึ้นของกลุ่มฟังก์ชัน Amide I การประเมินพฤติกรรมทางความร้อนของตัวอย่างด้วยเทคนิค DSC พบอุณหภูมิในสถานะคล้ายแก้วประมาณ -60 องศาเซลเซียส จุดหลอมเหลวของพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ประมาณ 52 องศาเซลเซียส และจุดหลอมเหลวของบิวเทน ไดออล ประมาณ 75 องศาเซลเซียส การพิสูจน์ก่อผลึกด้วยเทคนิค XRD พบผลึกมีการพัฒนาขึ้นในระหว่างกระบวนการเตรียมตัวอย่าง ผลการทดสอบสมบัติเชิงกลด้วยวิธีการดึงพบว่า การเติมน้ำมันปาล์มตั้งแต่ 20 เปอร์เซ็นต์ขึ้นไป สามารถปรับปรุงค่าโมดุลัสของยังได้ถึงเกณฑ์ขั้นต่ำในการใช้งานรั้งสมานบาดแผลที่ 130 เมกะพาสคัล และพบการเพิ่มขึ้นของค่าดังกล่าวสูงสุด 327.86 เมกะพาสคัล เมื่อตัวอย่างมีปริมาณน้ำมันปาล์ม 30 เปอร์เซ็นต์ การทดสอบความสามารถในการจดจำรูปร่างชั่วคราว และการกู้คืนรูปร่างพบว่าที่ปริมาณน้ำมันปาล์ม 30 เปอร์เซ็นต์ แสดงความสามารถในการจดจำรูปร่างชั่วคราวได้ดีที่สุด 87 เปอร์เซ็นต์ และความสามารถในการกู้คืนรูปร่างที่ 98 เปอร์เซ็นต์

การจำลองการสมานบาดแผลถูกกระทำบนผิวหนังเทียมของมนุษย์ โดยศัลยแพทย์เพื่อทำให้เกิดบาดแผลจำลองที่มีลักษณะใกล้เคียงกับบาดแผลจากกระบวนการผ่าตัด การจำลองการรั้งบาดแผลหลังจากการปิดบาดแผล กระทำภายในห้องควบคุมอุณหภูมิที่ 25 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 15 วัน ผลการทดลองแสดงให้เห็นถึงความสามารถในการรั้งบาดแผลให้แนบชิดกัน โดย

อาศัยพฤติกรรมการกู้คืนรูปร่างของพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน ที่ถูกกระตุ้นโดยการให้ความร้อนที่อุณหภูมิที่ 70 องศาเซลเซียส และพบว่ามีความสามารถในการรั้งบาดแผลไว้ด้วยกันเป็นระยะเวลา 15 วัน ซึ่งสอดคล้องกับระยะเวลาในการรักษาตัวของบาดแผลของมนุษย์ตามวัตถุประสงค์ของการศึกษาครั้งนี้

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สาขาวิชา นวัตกรรม วิศวชีวการแพทย์

ปีการศึกษา 2567

ลายมือชื่อนักศึกษา ....

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา ....

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ....

SIRASIT KAMPANGSAT : DEVELOPMENT OF POLYURETHANE-BASED SHAPE MEMORY POLYMER TO BE USED AS SMART WOUND CLOSURE STRIP
THESIS ADVISOR : TATIYA TRONGSATITKUL, 68 PP.

Keyword : SHAPE MEMORY POLYMER, POLYURETHANE, WOUND CLOSURE, PALM OIL

The research aims to develop polyurethane-based a shape memory polymer. The synthesis of polyurethane included a two-step polymerization procedure using polycaprolactone diol and 44,4'-Methylenebis isocyanate. Enhancing Young's modulus to be used as smart wound closure by including molar ratios of palm oil 0, 10, 20, 30, and 40%. Through principle of shape memory polymer to recovery the wound until the wound pull convergence of the two edges of the wound. The chemical bonding of polyurethane was confirmed by FTIR, which revealed the functional groups of –NH, C=O, C–O–C, Amide I, Amide II, and Amide III. It was shown that the inclusion of palm oil molar ratios resulted in an increase in the Amide I functional group. The DSC evaluated the thermal behavior. The glass temperatures were found to be around -60 °C, though the melting temperature of polycaprolactone diol was around 52 °C and butane diol was around 75 °C. Crystallization was detected by XRD, showing the development of a crystalline structure during the sample preparation process. By using the tensile method to test the mechanical properties, it was found that increasing the molar ratio of palm oil from 20% to above could raise the Young's modulus to 130 MPa, the minimum requirement for a wound closure strip, and the maximum increase was observed to be 327.86 MPa at a palm oil molar ratio of 30%. At a palm oil molar ratio of 30%, the shape fixity and shape recovery were found to be optimal, with values of 87% and 98%, respectively. In order to create a wound that was similar to the wound that would result from the surgical operation, surgeons created a wound on human artificial skin. The wound closure simulation was conducted in a temperature-controlled environment setting at 25 °C. The test results showed that heating polyurethane-based shape memory polymers to 70 °C started their shape

recovery behavior, which was able to keep wound closure. Further, the suffered wound adhesion was observed for a duration of 15 days, which approximates the healing time of human wounds as stated in the objective of this study.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

School of Biomedical Innovation Engineering
Academic Teay 2024

Student's Signature ....
Advisor's Signature ....
Co-Advisor's Signature ....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จด้วยดี ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. ตติยา ตรงสถิตกุล ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาแนะนำและช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ทั้งทางด้านวิชาการ ด้านการดำเนินการวิจัย ตลอดจนแนะนำในการเขียน การตรวจแก้วิทยานิพนธ์ และสนับสนุนค่าใช้จ่ายต่าง ๆ ในการวิจัย

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. นิธินาถ ศุภกาญจน์ กรรมการที่ปรึกษาร่วมในวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำและช่วยเหลือทั้งด้านวิชาการ ด้านการวิเคราะห์ดำเนินการวิจัย ตลอดจนแนะนำในการเขียน การตรวจแก้วิทยานิพนธ์ และสนับสนุนค่าใช้จ่ายต่าง ๆ ในการวิจัย

ขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์ ดร.มัลลิกา สังข์สนิท ที่ให้คำแนะนำวิเคราะห์ปัญหาและความต้องการ เพื่อทำให้ผลิตภัณฑ์แผ่นประสานบาดแผลตอบสนองต่อความต้องการในการนำไปใช้งานของศัลยแพทย์ จนเกิดเกิดเป็นแนวทางในการนำผลิตภัณฑ์จากการศึกษานี้ต่อยอดสู่ตลาดต่อไปในอนาคต

ขอขอบคุณ ศูนย์ความเป็นเลิศด้านชีวกลศาสตร์ทางการแพทย์ ที่ให้การสนับสนุนทุนค่าใช้จ่ายต่าง ๆ ในการวิจัย

ขอขอบคุณ สาขาวิชาวิศวกรรมพอลิเมอร์และวิศวกรรมเคมี ที่ให้ความอนุเคราะห์อุปกรณ์และเครื่องมือในการวิเคราะห์ผลการทดลอง ตลอดจนสถานที่ในการดำเนินการวิจัย

ขอขอบคุณ บุคลากรประจำอาคารเครื่องมือ 2, 4, 5, และ 11 ศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ที่ให้ความช่วยเหลือในการใช้อุปกรณ์และเครื่องมือต่าง ๆ ในงานวิจัยครั้งนี้

ศิรสิทธิ์ กำแพงเศรษฐ

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย)....................ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ)....................ค
กิตติกรรมประกาศ....................จ
สารบัญ....................ฉ
สารบัญตาราง....................ฌ
สารบัญรูป....................ญ

บทที่

1 **บทนำ**....................1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย....................1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย....................4
1.3 ขอบเขตการวิจัย....................4
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ....................4

2 **ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง**....................6
2.1 โครงสร้างของผิวหนัง....................6
2.2 ไหมเย็บแผล....................7
2.3 วัสดุพอลิเมอร์....................8
2.4 พอลิยูรีเทน....................9
2.5 พอลิเมอร์จำรูป....................10
2.6 งานวิจับที่เกี่ยวข้อง....................13
2.6.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการรั้งบาดแผล....................13
2.6.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับน้ำมันปาล์ม....................13
2.6.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับพอลิเมอร์จำรูป....................14

3 **วิธีดำเนินงานวิจัย**....................16

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

3.1 สารเคมี.....16
3.2 การสังเคราะห์พอลิยูรีเทน.....17
3.3 การขึ้นรูปพอลิยูรีเทนด้วยเครื่องอัด.....19
3.4 การวิเคราะห์และทดสอบสมบัติของตัวอย่าง.....19
3.4.1 การยืนยันการเกิดพันธะทางเคมี ด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานฟอร์ม อินฟราเรด สเปกโตรสโคปี.....19
3.4.2 การพิสูจน์พฤติกรรมทางความร้อนของวัสดุ ด้วยเทคนิคดิฟเฟอเรนเชียล สแกนนิงแคลอริมิเตอร์.....20
3.4.3 การพิสูจน์การก่อผลึก ด้วยเทคนิคเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์.....20
3.4.4 การทดสอบสมบัติเชิงกล.....21
3.4.5 การพิสูจน์สมบัติการจำรูป.....21
3.4.6 การพิสูจน์สมบัติการรั้งบาดแผลผ่าตัดด้วยหนังเทียมของมนุษย์.....22
4 ผลการวิจัยและอภิปรายผล.....24
4.1 การยืนยันการเกิดพันธะทางเคมี ด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานฟอร์ม อินฟราเรด สเปกโตรสโคปี.....24
4.2 การพิสูจน์พฤติกรรมทางความร้อนของวัสดุ ด้วยเทคนิคดิฟเฟอเรนเชียล สแกนนิง แคลอริมิเตอร์.....25
4.3 การพิสูจน์การก่อผลึก ด้วยเทคนิคเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์.....27
4.4 การทดสอบสมบัติทางกลของพอลิยูรีเทน.....28
4.5 การพิสูจน์สมบัติการจำรูปของพอลิยูรีเทน.....29
4.6 การทดสอบจำลองการปิดรั้งบาดแผลโดยใช้ผิวหนังเทียมของมนุษย์.....33
5 สรุปและข้อเสนอแนะ.....37
5.1 สรุปผลการวิจัย.....37

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

5.2 ข้อเสนอแนะ...37

รายการอ้างอิง..38

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา....................46

ภาคผนวก ข การเข้าร่วมนำเสนอผลงานในระดับนานาชาติระหว่างการศึกษา..........................65

ประวัติผู้เขียน...68

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญตาราง

ตารางที่ **หน้า**

3.1 ตารางแสดงอัตราส่วนของการสังเคราะห์พอลิยูรีเทน..19
4.1 ตารางแสดงการเกิดขึ้นของกลุ่มฟังก์ชันพันธะทางเคมีของพอลิยูรีเทน 25
4.2 ตารางแสดงสมบัติของอุณหภูมิในการเปลี่ยนผ่านในช่วงต่าง ๆ ของพอลิยูรีเทน.........................27
4.3 ตารางแสดงสมบัติทางกลของพอลิยูรีเทน..29

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญรูป

รูปที่ **หน้า**

2.1 โครงสร้างผิวหนังมนุษย์ 6

2.2 สารประกอบอินทรีย์ที่มีหมู่ไอโซไซยาเนต 9

2.3 มอนอเมอร์ชนิดไดออลที่มีส่วนประกอบจากกลุ่มไฮดรอกซิล 9

2.4 แสดงวัฏจักรการทำงานของพอลิยูรีเทนจำรูป.. 11

3.1 อุปกรณ์จำลองการปิดบาดแผลผ่าตัด (A) ผิวหนังเทียมของมนุษย์ (B) ใบมีดที่ใช้ในการผ่าตัด (C) บาดแผลผ่าตัด (D) การจำลองการปิดบาดแผลผ่าตัดด้วยพอลิยูรีเทน..22

3.2 บาดแผลจำลองบนผิวหนังเทียมของมนุษย์ ที่ถูกสร้างขึ้นโดยศัลยแพทย์.......................................23

3.3 การติดตั้งชิ้นงาน และแหล่งกำเนิดความร้อน ที่ใช้ในการกระตุ้นการทำงานของพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน...23

4.1 เทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโคปี ของพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล, เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต และ พอลิยูรีเทน..25

4.2 อุณหภูมิการเปลี่ยนผ่านของพอลิยูรีเทน...26

4.3 การพิสูจน์ผลของการตกผลึกด้วยการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์..28

4.4 สมบัติในการคงรูปร่างชั่วคราวของพอลิยูรีเทนภายใต้และอุณหภูมิที่ต่างกัน..............................30

4.5 สมบัติในการกู้คืนรูปร่างของพอลิยูรีเทนภายใต้และอุณหภูมิที่ต่างกัน.......................................31

4.6 สมบัติในการคงรูปร่างชั่วคราวรูปของพอลิยูรีเทนแบบทำซ้ำ...32

4.7 สมบัติในการกู้คืนรูปร่างของพอลิยูรีเทนแบบทำซ้ำ...33

4.8 การจำลองการปิดบาดแผลด้วยแผ่นพอลิยูรีเทนจำรูปบนผิวหนังเทียมของมนุษย์......................34

4.9 การแสดงการจำลองการทำงานในการปิดสมานบาดแผล (ก) พอลิยูรีเทนที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม 20 เปอร์เซ็นต์ (ข) พอลิยูรีเทนที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม 30 เปอร์เซ็นต์.........................35

4.10 แสดงแนวโน้มในการรั้งบาดแผลบนผิวหนังจำลองของมนุษย์ระยะเวลา 15 วัน ของพอลิยูรี เทนที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม 20 เปอร์เซ็นต์..35

4.11 แสดงแนวโน้มในการรั้งบาดแผลบนผิวหนังจำลองของมนุษย์ระยะเวลา 15 วัน ของพอลิยูรี เทนที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม 30 เปอร์เซ็นต์..36

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย

การผ่าตัดเป็นวิธีทางการแพทย์ที่กระทำโดยศัลยแพทย์ ซึ่งใช้ในการรักษาสภาพทางพยาธิวิทยา เช่น โรคหรือการบาดเจ็บ เพื่อช่วยปรับปรุงการทำงานของร่างกาย หรือเพื่อกำจัดสิ่งแปลกปลอมภายในร่างกาย ภายหลังจากกระบวนการรักษาของศัลยแพทย์จะเข้าสู่กระบวนการปิดบาดแผลผ่าตัด โดยการใช้วัสดุที่ได้รับความนิยมในการใช้งานอย่างแพร่หลายในปัจจุบันอย่างไหมเย็บแผล โดยการปิดบาดแผลผ่าตัดนั้นมีจุดมุ่งหมาย เพื่อให้เนื้อเยื่อที่เกิดจากการผ่าตัดเชื่อมต่อกันของเนื้อเยื่อ การสมานบาดแผลจะเกิดขึ้นได้ดีก็ต่อเมื่อเนื้อเยื่อบริเวณรอยแผลผ่าตัดอยู่ชิดติดกัน ช่วยให้กระบวนการรักษาตัวเกิดขึ้นได้อย่างรวดเร็ว ลดโอกาสในการติดเชื้อ และทำให้เกิดรอยแผลเป็นน้อยลง หรืออาจไม่เกิดรอยแผลเป็นหลงเหลืออยู่ภายหลังการผ่าตัด ในขั้นตอนของกระบวนการปิดบาดแผลผ่าตัด โดยเฉลี่ยศัลยแพทย์ใช้เวลาประมาณ 30 นาที และหากมีการผิดพลาดเกิดขึ้น อาจส่งผลร้ายต่อผู้เข้ารับการรักษา เช่น บาดแผลหลังการผ่าตัดเกิดการติดเชื้อหรือการอักเสบ ซึ่งในกรณีร้ายแรงอาจทำให้ผู้เข้ารับการรักษาเสียชีวิตได้

จากที่กล่าวมาข้างต้นจะเห็นได้ว่าการรักษาบาดแผลผ่าตัด เป็นกระบวนการที่มีความสำคัญกระบวนการหนึ่ง การหาแนวทางหรือวัสดุทดแทนการปิดสมานบาดแผลผ่าตัดด้วยไหมเย็บแผลแบบเดิมที่มีอยู่ในปัจจุบัน จะช่วยลดความเหนื่อยล้าของศัลยแพทย์ได้ ซึ่งในปัจจุบันนั้นได้มีผู้ผลิตหลายรายได้เล็งเห็นถึงปัญหาข้างต้น และมีผลิตภัณฑ์ทดแทนการใช้ไหมเย็บเพื่อเหนี่ยวรั้งบาดแผลจากการผ่าตัดดังตัวอย่างต่อไปนี้

1) ผลิตภัณฑ์แผ่นปิดแทนการเย็บ (Sterile strip) ใช้งานเพื่อประสานบาดแผลผ่าตัดเพื่อลดขั้นตอนในการเย็บบาดแผลผ่าตัด ข้อดีคือใช้งานสะดวกรวดเร็ว แต่มีข้อด้อยในด้านประสิทธิภาพการทำงาน เนื่องจากต้องอาศัยประสบการณ์และความชำนาญของศัลยแพทย์ หากมีปัญหาในใช้งานไม่ถูกต้อง เนื่องจากความเหนื่อยล้า หรือประสบการณ์ในการใช้งานของศัลยแพทย์ อาจทำให้บาดแผลปริออกได้

2) ผลิตภัณฑ์กาวติดเนื้อเยื่อ (Tissue glue) การใช้งานของกาวติดเนื้อเยื่อโดยวิธีการหยดกาว หรือให้ความร้อนแก่แท่งกาวชนิดพิเศษที่ถูกคิดค้นโดยผู้ผลิต เพื่อใช้ในการยึดติดเนื้อเยื่อโดยเฉพาะ ข้อดีคือความสะดวกและรวดเร็วในการใช้งาน แต่มีข้อด้อยในการทำงานเนื่องจากปฏิกิริยาทางเคมีของกาวในการติดเนื้อเยื่อ นั้นไม่สม่ำเสมอเนื่องจากปัจจัยต่าง ๆ เช่น ความชื้นจากเนื้อเยื่อบริเวณบาดแผลผ่าตัด เป็นต้น
3) ผลิตภัณฑ์ลวดเย็บบาดแผล (Surgical staple) หลักการทำงานคือการยิงลวดบริเวณบาดแผลเพื่อให้เกิดการยึดติดบาดแผล ทำให้แผลไม่เกิดการแยกออกจากกัน หลังจากบาดแผลเกิดการสมานตัวแล้ว ลวดเย็บบาดแผลจะถูกดึงออกจากบาดแผลด้วยอุปกรณ์เฉพาะ ผลิตภัณฑ์นี้มีข้อดีคือระยะเวลาในการทำงานสั้นที่สุดในปัจจุบัน แต่พบข้อด้อยในเรื่องการอักเสบบริเวณบาดแผล และพบการทิ้งร่องรอยแผลเป็นภายหลังกระบวนการรักษาที่ชัดเจน และเรื่องของราคาต่อหน่วยที่สูงที่สุดเมื่อเทียบกับผลิตภัณฑ์ทั้งหมดที่มีอยู่ในปัจจุบัน

จากการสัมภาษณ์ศัลยแพทย์และผู้มีส่วนเกี่ยวข้องในกระบวนการรักษาด้วยวิธีการผ่าตัด สามารถอนุมานได้ว่า วัสดุทดแทนที่มีอยู่ในปัจจุบันยังไม่สามารถทดแทนการใช้ไหมเย็บแผลได้อย่างสมบูรณ์ เนื่องจากไม่สามารถแก้ไขปัญหาในการปิดบาดแผลผ่าตัดได้อย่างมีประสิทธิภาพ หากมีผลิตภัณฑ์ทางเลือกที่สามารถยึดติดเนื้อเยื่อ บริเวณบาดแผลผ่าตัดแทนการใช้ไหมเย็บแผล จะเป็นการช่วยเพิ่มความสามารถในการรักษาบาดแผลของผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

วัสดุทางวิศกรรมชนิดพอลิเมอร์จำรูป (Shape memory polymers) เป็นพอลิเมอร์ (Polymer) ที่สามารถจดจำรูปร่างในขณะที่ทำการขึ้นรูปไว้ได้ เมื่อมีการให้พลังงานความร้อนและมีการให้แรงภายนอกมากระทำกับชิ้นงาน เมื่อนำพลังงานความร้อนออกชิ้นงานจะเกิดการจดจำรูปร่างชั่วคราว (Shape fixity) ไว้ได้ตามลักษณะการให้แรงเอาไว้ได้ ภายหลังการจดจำรูปร่างชั่วคราว หากมีการกระตุ้นพอลิเมอร์จำรูปด้วยสิ่งเร้า เช่น การให้พลังงานความร้อน หรือไฟฟ้า พอลิเมอร์จำรูปสามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Shape recovery) กลับไปเป็นรูปร่างดั้งเดิม (Primary shape) ในขณะทำการขึ้นรูปได้ จากคุณสมบัติในการจดจำรูปดังกล่าว สามารถนำมาประยุกต์ใช้ทำเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยรั้งเนื้อเยื้อบริเวณบาดแผลผ่าตัด ให้สามารถรั้งเข้าหากันจนอยู่แนบชิดติดกันได้โดยไม่ต้องใช้อุปกรณ์อื่น ๆ โดยการนำพอลิเมอร์จำรูปมาทำเป็นแผ่นยึดติดบาดแผล แล้วทำการยืดแผ่นปิดบาดแผลออกด้วยแรงทางกล เมื่อนำไปติดบริเวณรอยบาดแผลผ่าตัด และอาศัยหลักการคืนรูปของทำพอลิเมอร์จำรูป โดยการกระตุ้นโดยการให้พลังงานความร้อน พอลิเมอร์จำรูปจะเกิดการหดกลับคืนสู่รูปร่างดั้งเดิม

ทำให้เกิดการรั้งรอยแผลผ่าตัดให้เกิดการรั้งเข้าหากันตามการคืนรูปร่างและเข้าสู่กระบวนการรักษาตัวของรอยแผลต่อไป

จากการศึกษางานวิจัยที่ผ่านมาวัสดุพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน สามารถปรังแต่งสมบัติให้เหมาะสมตามความต้องการในการใช้งานเป็นแผ่นประสานบาดแผลจากการผ่าตัดได้ และพบความสามารถในการกู้คืนรูปร่างได้อย่างทันที เมื่อมีการกระตุ้นด้วยการให้พลังงานความร้อน ทำให้แพทย์ไม่จำเป็นต้องเสียเวลาให้การรั้งบาดแผลผ่าตัดด้วยตนเอง ไม่ก่อให้เกิดการระคายเคืองหรือเกิดการอักเสบต่อเนื้อเยื่อของผู้รับการผ่าตัด สามารถรั้งบาดแผลเข้าหากันด้วยการกู้คืนรูปร่างของแผ่นประสานบาดแผลอย่างสม่ำเสมอ ทำให้บาดแผลเกิดการประกบติดกันได้อย่างนุ่มนวลไม่ก่อให้เกิดรอยแผลเป็นภายหลังการรักษา จึงทำให้พอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน มีความน่าสนใจในการนำมาประยุกต์ใช้ทำเป็นผลิตภัณฑ์แผ่นประสานบาดแผลจากการผ่าตัด

จากการศึกษางานวิจัยสมบัติเชิงกลของวัสดุไหมไหมเย็บแผล มีการรายงานค่าโมดุลัสของยัง (Young's modulus) สำหรับไหมเย็บแผล จะมีค่าแตกต่างกันตามขนาด หรือเบอร์ของไหมเย็บแผล โดยมีการระบุค่าพื้นฐานต่ำสุด ที่ใช้ในงานหัตถการต้องมีค่า 130 เมกกะพาสคัลเป็นอย่างน้อย และจากการศึกษายังพบว่าวัสดุพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน ที่เกิดจากการสังเคราะห์สารเคมี พอลิคา-โพรแล็กโทน ไดออล เพียงชนิดเดียวนั้นพบว่าค่ามอดุลัสของยังที่ต่ำเกินไปตำเป็นต้องมีการปรังปรุงค่าดังกล่าว เพื่อให้สามารถนำมาใช้งานแทนไหมเย็บแผลได้

จากการศึกษางานวิจัยเกี่ยวกับการปรับปรุงสมบัติสมบัติของพอลิยูรีเทน โดยการเติมน้ำมันปาล์มในขั้นตอนการสังเคราะห์พอลิยูรีเทน สามารถช่วยให้การเชื่อมโยมของหมู่ยูริเทน (Urethane linkages) และ พันธะไฮโดนเจน (Hydrogen bonding) เกิดการการเชื่อมโยงกันได้มากขึ้น ส่งผลให้ค่ายังมอดุลัสของยังมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้น และความเป็นไปได้ที่จะเพิ่มขึ้นตามความต้องการขั้นต่ำที่ 130 เมกกะพาสคัล น้ำมันปาล์มจึงได้รับความสนในการศึกษานี้

การศึกษานี้มุ่งเน้นในเรื่องของการปรับปรุงสมบัติของพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน โดยการเติมส่วนผสมของน้ำมันปาล์ม ลงในกระบวนการสังเคราะห์พอลิยูรีเทน ในอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มตั้งแต่ 10 ถึง 40 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนัก เพื่อปรับปรุงสมบัติเชิงกลค่ามอดูลัสของยัง เพื่อทำให้เกิดเป็นผลิตภัณฑ์พอลิยูรีเทน ที่มีความสามารถในการประสานบาดแผลผ่าตัด ในการศึกษานี้มีการจำลองการทำงานประสานบาดแผลผ่าตัด โดยการใช้ผิวหนังเทียมของมนุษย์เพื่อจำลองบาดแผล

จากการผ่าตัด ซึ่งรอยบาดแผลผ่าตัดถูกสร้างขึ้นโดยศัลยแพทย์ เพื่อใช้ในการจำลองการประสานบาดแผลผ่าตัดที่ของมนุษย์อีกด้วย

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1.2.1 การพัฒนาผลิตภัณฑ์แผ่นประสานบาดแผลผ่าตัด จากวัสดุพอลิยูรีเทนจำรูป ที่ถูกกระตุ้นด้วยวิธีการให้พลังงานความร้อน ที่มีการเติมน้ำมันปาล์ม เพื่อปรับปรุงค่ายังมอดุลัสของพอลิยูรีเทน

1.2.2 เพื่อศึกษาความเป็นไปได้สำหรับพอลิยูรีเทนจำรูป สำหรับใช้เป็นแผ่นประสานบาดแผลโดยวิธีการจำลองการทำงานกับผิวหนังเทียมของมนุษย์

1.3 ขอบเขตงานวิจัย

3.1.1 การสังเคราะห์พอลิยูรีเทนจำรูปจาก พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล (Polycaprolactone diol) กับ เมทธิลีนบิส ไอโซไซยาเนต (4,4'-Methylenebis isocyanate) ที่ได้รับการปรับปรุงอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์ม (Palm oil) ในอัตราส่วน 0, 10, 20, 30 และ 40 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนัก

1.3.1 การสังเคราะห์พอลิยูรีเทนด้วยวิธีพอลิเมอไรเซชันด้วยปฏิกิริยาแบบควบแน่น 2 ขั้น (Two-step polymerization)

1.3.2 กระบวนการขึ้นรูปพอลิยูรีเทนด้วยวิธีการกดอัดขึ้นรูปชิ้นงาน

1.3.3 ทดสอบสมบัติของพอลิยูรีเทนจำรูปทางด้าน แรงดึง (Tensile) สมบัติทางความร้อน (Thermal properties) การจดจำรูปร่างชั่วคราว การกู้คืนรูปร่าง และการทดสอบปิดสมานบาดแผลบนผิวหนังเทียมของมนุษย์

1.3.4 การพัฒนาผลิตภัณฑ์แผ่นประสานบาดแผลผ่าตัด ของผิวหนังชั้นหนังกำพร้า และหนังแท้ ขนาดบาดแผล 10 มิลลิเมตร ให้เนื้อเยื่อประกบติดกันเป็นระยะเวลา 15 วัน

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

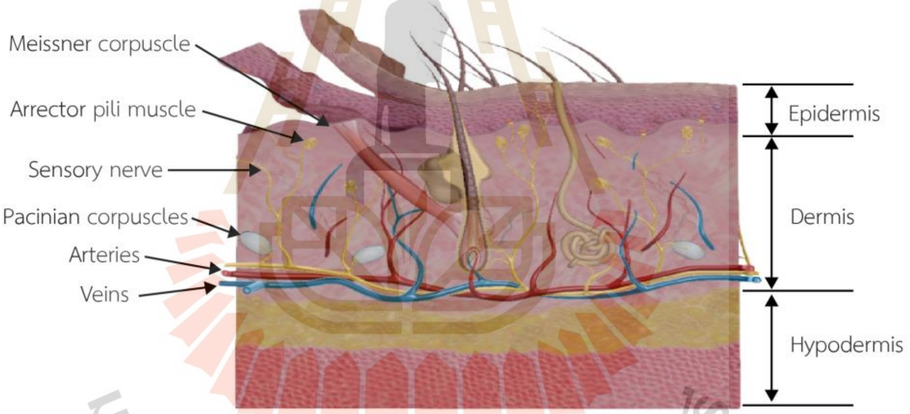
1.4.1 สามารถสังเคราะห์พอลิยูรีเทนจำรูปที่ถูกกระตุ้นด้วยการให้พลังงานความร้อน และใช้เป็นผลิตภัณฑ์ต้นแบบในการทำหน้าที่เป็นแผ่นประสานสมานบาดแผลผ่าตัด

1.4.2 องค์ความรู้เกี่ยวกับการสังเคราะห์พอลิยูรีเทนจำรูปร่างอย่างเป็นระบบ สามารถต่อยอดเป็นผลิตภัณฑ์แผ่นปิดเหนี่ยวรั้งบาดแผลจากกระบวนการผ่าตัดที่สามารถใช้งานได้จริง

บทที่ 2
ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 โครงสร้างของผิวหนัง

ผิวหนังคือส่วนที่อยู่ด้านนอกสุดของร่างกายมนุษย์ ประกอบด้วยเซลล์และเนื้อเยื่อหลายชนิด ทำหน้าที่ปกป้องร่างกายจากสิ่งแปลกปลอมต่าง ๆ เช่น เชื้อโรค แบคทีเรีย เพื่อไม่ให้สิ่งแปลกปลอมเข้าสู่ร่างกายของมนุษย์ ช่วยรักษาอุณหภูมิของร่างกายไม่ให้สูง หรือต่ำจนเกิดอันตรายต่อมนุษย์ อีกทั้งสามารถรับรู้ได้ถึง บาดแผล ความรู้สึกที่ และยังส่งผลต่อภาวะจิตใจในด้านของรูปลักษณ์ความงามอีกด้วย โดยโครงสร้างหลักของชั้นผิวหนังประกอบด้วย 3 ส่วนหลักดังนี้



รูปที่ 2.1 โครงสร้างผิวหนังของมนุษย์
(ที่มา Human Anatomy Atlas 2020)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

หนังกำพร้า (Epidermis) มีความหนาประมาณ 0.4 ถึง 1.5 มิลลิเมตร มีการเกิดใหม่ของเซลล์อยู่ตลอดเวลาที่ และเซลล์ที่เกิดขึ้นก่อนจะเรียงซ้อนอยู่ด้านบน ทำให้เกิดเป็นชั้นผิวหนังเรียงกันเป็นชั้น ๆ เซลล์ผิวหนังที่เกิดขึ้นก่อนจะอยู่อยู่ด้านบนสุด หรือที่เรียกว่าชั้นขี้ไคลจะถูกผลัดออกจากผิวหนังของมนุษย์โดยวิธีการตามธรรมชาติ ในชั้นของหนังกำพร้าไม่มีหลอดเลือด เส้นประสาท หรือต่อมต่าง ๆ เป็นเพียงทางผ่านของรูเหงื่อ เส้นขน และไขมันเท่านั้น

หนังแท้ (Dermis) ที่อยู่ด้านล่างถัดจากหนังกำพร้า หนาประมาณ 25 เท่าของหนังกำพร้า เซลล์ที่สำคัญในหนังแท้ประกอบด้วย ไฟโบรบลาสต์ (Fibroblasts) ทำหน้าที่ในการสร้างเส้นใย

คอลลาเจน (Collagen) และเส้นใยอิลาสติก (Elastic fibers) และสารพื้น (Ground substance) ซึ่งเป็นสารพวกพอลิแซ็กคาไรด์ (Polysaccharides) ในชั้นหนังแท้นี้ยังเป็นที่อยู่ของ หลอดเลือด เส้นประสาท กล้ามเนื้อเกาะเส้นขน ต่อมไขมัน ต่อมเหงื่อ โดยมีการกระจายตัวอยู่ทั่วไปตลอดชั้นผิวหนัง

ผิวหนังชั้นไขมัน (Hypodermis หรือ Subcutis หรือ Subcutaneous fat หรือ Panniculus) ประกอบด้วยเซลล์ไขมัน เรียกว่า แอดิโพไซต์ (Adipocytes) ซึ่งจะอยู่กันเป็นก้อน (Fat lobule) และกั้นด้วยผนังเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Fat septum) มีคอลลาเจน หลอดเลือด (Blood vessel) หลอดน้ำเหลือง (Lymph vessels) เป็นส่วนประกอบ ทำหน้าที่รับแรงกระแทกป้องกันการบาดเจ็บจากภายนอก และควบคุมการเผาผลาญของไขมันในร่างกายมนุษย์

สำหรับการเย็บปิดบาดแผลจากการผ่าตัด จะกระทำเพื่อให้เกิดการเชื่อมต่อกันของเนื้อเยื่อหนังกำพร้า และ หนังแท้ ซึ่งเป็นส่วนด้านนอกสุดหรือด้านบนสุดของกายวิภาคศาสตร์ของผิวหนัง

2.2 ไหมเย็บแผล

ไหมเย็บแผลคืออุปกรณ์ทางการแพทย์ชนิดหนึ่ง มีหน้าที่ในการลดช่องว่างของเนื้อเยื่อ เพื่อเชื่อมประสานเนื้อเยื่อให้เข้าหากัน การจำแนกประเภทของไหมเย็บแผลผ่าตัด สามารถจำแนกได้จากระยะเวลาของการคงอยู่ของไหมเย็บแผลดังนี้

ไหมเย็บแผลประเภทที่สามารถดูดซึมได้โดยร่างกายของสิ่งมีชีวิต สามารถย่อยสลายหรือหายไปได้ในร่างกายของสิ่งมีชีวิต ภายในระยะเวลาไม่เกิน 90 วัน ไหมเย็บแผลในกลุ่มนี้ได้แก่

1) พอลิไกลโคไลด์ (Polyglycolide หรือ Polyglycolic acid, Dexon) ไหมสังเคราะห์เส้นใยแบบถัก มีความฝืดมาก นิยมเคลือบสารสังเคราะห์เพื่อเพิ่มการหล่อลื่น ช่วยให้ง่ายต่อการใช้งาน นิยมใช้เย็บบาดแผลภายใน (Deep closure)
2) พอลิไดออกซาโนน (Polydioxanone) ไหมสังเคราะห์แบบเส้นเดี่ยว มีความฝืดน้อย สามารถใช้งานได้กับเนื้อเยื่อค้ำจุนอวัยวะต่าง ๆ (Soft tissue) เช่น การปิดช่องท้องหรือหัวใจในเด็ก นิยมใช้เย็บบาดแผลภายใน
3) พอลิไตรเมทิลคาร์บอเนต (Polytrimethylene carbonate, Maxon) ไหมสังเคราะห์แบบเส้นเดี่ยว มีจุดเด่นที่สามารถผูกปมได้ง่าย แต่ปมลื่นหลุดออกได้ยาก ทำให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อน้อยมาก นิยมใช้เย็บบาดแผลภายใน

4) เส้นเอ็น (Catgut หรือ Gut) ไหมจากเส้นใยธรรมชาติ ทำจากลำไส้ของสัตว์จำพวกแกะหรือวัว ทำการเคลือบผิวด้วยโครเมียม เพื่อป้องกันการย่อยสลายจากเอนไซม์ ใช้กับบาดแผลภายใน ศัลยกรรมตกแต่ง หรือบริเวณที่เป็นเนื้อเยื่อค้ำจุนอวัยวะ

ไหมเย็บแผลประเภทที่สามารถอยู่ได้นานกว่า 60 วันขึ้นไป หรือสามารถคงอยู่ได้ตลอดไป สามารถใช้กับบาดแผลได้ในทุกประเภท ไหมในกลุ่มนี้ได้แก่

1) ไหม ลินิน และฝ้าย เป็นเส้นใยธรรมชาติ ปัจจุบันไม่นิยมใช้เนื่องจากมีความแข็งแรงต่ำ และก่อให้เกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อได้โดยง่าย ปัจจุบันจึงมีการใช้ไหมสังเคราะห์เพื่อทดแทนไหมประเภทดังกล่าว
2) ไนลอน ไหมสังเคราะห์ที่มีทั้งแบบเส้นเดี่ยว และแบบถัก เป็นที่นิยมในการใช้งานเนื่องจาก มีความแข็งแรงและยืดหยุ่นสูง เนื้อเยื่อเกิดการอักเสบน้อย สามารถใช้งานได้หลากหลายตามลักษณะของบาดแผล
3) พอลิโพรพิลีน (Polypropylenes) ไหมสังเคราะห์ ที่มีความแข็งแรงและความยืดหยุ่นสูงเมื่อผูกปมไหม แต่ต้องทำการผูกปมหลายชั้นเพื่อป้องกันการหลุดออกของปมไหม นิยมใช้เย็บพังผืด (Fascia) และแผลที่คาดว่าจะเกิดการบวมขึ้นได้ง่าย

ประเภทของไหมเย็บแผล จะมีการแยกลักษณะของไหมออกเป็น 2 แบบย่อย ได้แก่ ไหมเย็บแผลแบบถัก (Multifilament หรือ Braided suture) คือ ไหมที่มีการนำมาถักเข้าด้วยกัน เพื่อทำให้เกิดความแข็งแรงที่เพียงพอต่อการใช้งาน และไหมเย็บแผลแบบเส้นเดี่ยว (Monofilament suture) มีลักษณะเป็นไหมเส้นเดี่ยวไม่มีการถักไหมเข้าด้วยกันเพื่อการใช้งาน

2.3 วัสดุพอลิเมอร์

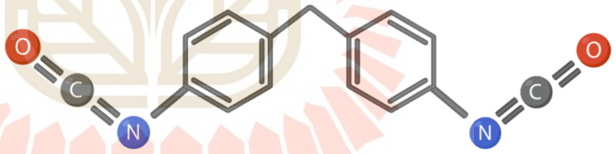
วัสดุพอลิเมอร์ คือ สารที่มีโมเลกุลขนาดใหญ่ประกอบขึ้นจากหน่วยซ้ำ ของสารมอนอเมอร์ (Monomer) หลายหน่วยที่อาจจะเหมือน หรือไม่เหมือนกันเชื่อมต่อกันด้วยพันธะโคเวเลนต์ (Covalent bond) จากการทำปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน (Polymerization) เกิดขึ้นได้ 2 แบบ คือ การเกิดพอลิเมอร์แบบเติม (Addition polymerization) เป็นปฏิกิริยาที่เกิดจากการเติมสารอินทรีย์เข้าด้วยกัน จนเกิดขึ้นเป็นพอลิเมอร์ชนิดเดียวกัน และการเกิดพอลิเมอร์แบบควบแน่น (Condensation polymerization) เป็นปฏิกิริยาที่เกิดจากมอนอเมอร์มากกว่า 1 ชนิดทำปฏิกิริยากับสารโมเลกุลขนาดเล็ก เช่น น้ำ ก๊าซ จนเกิดเป็นพอลิเมอร์ชนิดใหม่ขึ้น สามารถเกิดขึ้นเองได้ตามธรรมชาติ (Natural polymer) ซึ่งมีความเข้ากันได้กับร่างกายของมนุษย์

โครงสร้างของวัสดุประเภทพอลิเมอร์ตามลักษณะการจัดเรียงสายโมเลกุลภายในพอลิเมอร์ประกอบด้วย พอลิเมอร์เชิงเส้น (Linear polymer) มีลักษณะของสายโซ่โมเลกุลแบบเรียงต่อกันเกิดเป็นเส้นยาว แบบพอลิเมอร์โซ่กิ่ง (Branched polymer) มีลักษณะเป็นแขนยื่นออกมาจากสายโซ่พอลิเมอร์ มีลักษณะของสายโซ่โมเลกุลที่มีสายโซ่หลักเรียงเป็นเส้น แล้วมีกิ่งหรือแขนยื่นออกมาจากสายโซ่หลัก อาจมีได้ทั้งสายโซ่สั้นและสายโซ่ยาว และแบบเชื่อมขวาง (Crosslinked or three dimensional network polymer) มีลักษณะการเชื่อต่อกันของสายโซ่เชื่อต่อกันคล้ายตาข่ายหรือร่างแห

2.4 พอลิยูรีเทน

พอลิยูรีเทน เป็นพอลิเมอร์ที่เกิดจากการสังเคราะห์ด้วยการทำปฏิกิริยาแบบควบแน่นของสาร อาศัยการเติมตัวเร่งปฏิกิริยา ที่เหมาะสมกับพอลิยูรีเทนชนิดที่ต้องการสังเคราะห์ช่วยทำให้เกิดปฏิกิริยาทางเคมี เกิดขึ้นสารตั้งต้นตั้งแต่สำคัญ 2 ชนิดดังนี้

1) ไดไอโซไซยาเนต (Diisocyanate) เป็นสารประกอบอินทรีย์ที่มีหมู่ไอโซไซยาเนต 2 กลุ่มรวมเข้าด้วยกัน



รูปที่ 2.2 สารประกอบอินทรีย์ที่มีหมู่ไดไอโซไซยาเนต

2) ไดออล (Diol) เป็นมอนอเมอร์ชนิดหนึ่งมีส่วนประกอบเกิดจากกลุ่มไฮดรอกซิล (Hydroxy group) 2 กลุ่มประกอบเข้าด้วยกัน

รูปที่ 2.3 มอนอเมอร์ชนิดไดออลที่ส่วนประกอบจากกลุ่มไฮดรอกซิล

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.5 พอลิเมอร์จำรูป

พอลิเมอร์จำรูป เกิดจากพอลิเมอร์ที่ผ่านกระบวนการขึ้นรูปด้วยกระบวนการต่าง ๆ เช่น การฉีดขึ้นรูป การกดอัดขึ้นรูป การขึ้นรูปแบบ 3 มิติ จนเกิดเป็นรูปร่างตามที่ต้องการ เรียกรูปร่างในสถานะนี้ว่า รูปร่างถาวร (Original shape) หรือสถานะถาวร (Permanent state) เป็นรูปร่างที่จะเกิดการกู้คืนรูปร่าง เมื่อพอลิเมอร์จำรูปได้รับการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าต่าง ๆ เช่น การกระตุ้นด้วยการให้พลังงานความร้อน เป็นต้น

โครงสร้างภายในของพอลิเมอร์จำรูปในระดับโมเลกุล ประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ จุดเชื่อมขวาง (Net-points) ทำหน้าที่กำหนดรูปร่างถาวร และหน่วยเปลี่ยนแปลง (Switch units) เป็นส่วนของสายโซ่ที่จะถูกยืดออกเมื่อมีการให้แรงภายนอกมากระทำ ทำหน้าที่กำหนดรูปร่างชั่วคราว และการกู้คืนรูปร่างของพอลิเมอร์จำรูป

การทำงานของพอลิเมอร์จำรูป ขั้นตอนการเปลี่ยนรูปร่างชั่วคราว และการกระตุ้นให้เกิดการกู้คืนรูปร่าง สามารถแบ่งออกเป็น 4 ขั้นตอนดังนี้

1. ขั้นตอนการขึ้นรูปร่างถาวร ในขั้นตอนนี้พอลิเมอร์จะถูกทำให้เกิดเป็นรูปร่างที่ตามความต้องการ เช่น แผ่นฟิล์มทรงจัตุรัส รูปดัมเบล ซึ่งรูปร่างดังกล่าวจะเป็นรูปร่างที่พอลิเมอร์จำรูปจะมีการกู้คืนรูปร่างกลับมาเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าต่าง ๆ

2. ขั้นตอนการแก้ไขรูปร่าง (Programing) พอลิเมอร์จำรูปจะได้รับพลังงานความร้อนจากแหล่งกำเนิด เช่น การให้ความร้อนภายในตู้ควบคุมอุณหภูมิ และในขณะเดียวกันมีการให้แรงภายนอกมากระทำในทิศทางต่าง ๆ จนเกิดการเคลื่อนที่ของหน่วยเปลี่ยนแปลง จนทำให้สายโซ่ของพอลิเมอร์เกิดการยืดออกหรือพับตัว

3. ขั้นตอนการกำจัดพลังงานความร้อน และหยุดการให้แรงภายนอกที่กระทำต่อพอลิเมอร์ ทำให้เกิดการจดจำรูปร่างชั่วคราวตามลักษณะการให้แรง รูปร่างที่ได้สามารถคงรูปไว้ได้เหมือนตอนที่มีแรงมากระทำ หรือสามารถเกิดการคืนรูปออกบางส่วนได้ ซึ่งเราสามารถคำนวนหาสิ่งที่เรียกว่า เปอร์เซ็นต์การคงรูปของพอลิเมอร์จำรูปได้จากสมการดังนี้

$$\%\ shape\ fixity = \frac{\varepsilon_u}{\varepsilon_m} \times 100$$

สมการที่ 2.1 เปอร์เซ็นต์การคงรูป (% Shape fixity)

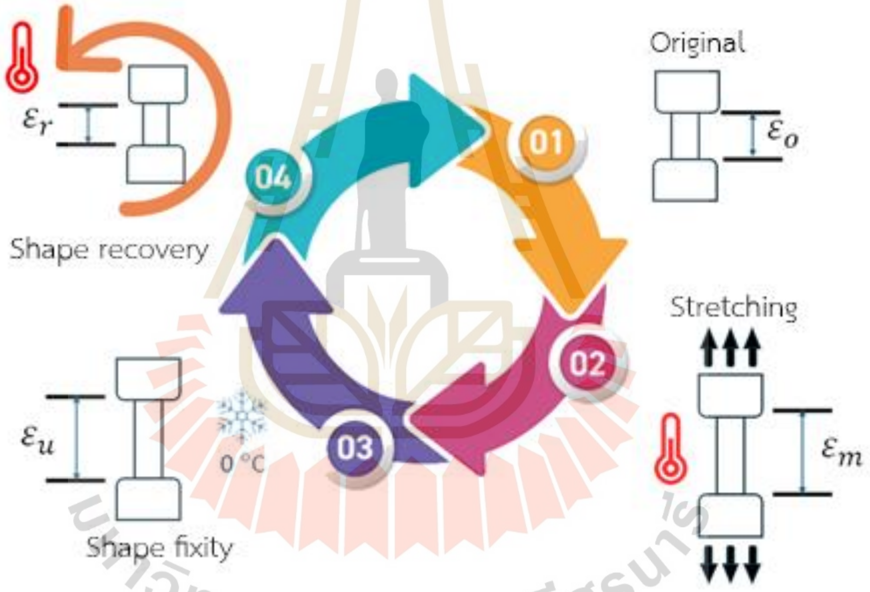
โดยที่ ε_u คือ ระยะสุดที่ที่ปรากฎ, ε_m คือ ระยะยืดสูงสุดของชิ้นงาน

4. ขั้นตอนการกู้คืนรูปร่าง ภายหลังการจดจำรูปร่างชั่วคราว หากมีการกระตุ้นพอลิเมอร์ด้วยสิ่งเร้า เช่น การให้พลังงานความร้อน พอลิเมอร์จำรูปนั้นจะถูกกระตุ้นให้เกิดการกู้คืนรูปร่างกลับไปยังรูปร่างถาวรของชิ้นงาน ความสามารถในการกู้คืนรูปดังกล่าวสามารถคำนวณหาได้จากสมการทางคณิตศาสตร์ดังนี้

$$\%\ shape\ recovery = \frac{\varepsilon_o - \varepsilon_r}{\varepsilon_o} \times 100$$

สมการที่ 2.2 เปอร์เซ็นต์การกู้คืนรูปร่าง (% Shape fixity)

โดยที่ ε_o คือ ระยะยืดเริ่มต้น, ε_r คือ ระยะยืดภายหลังการคืนรูป



รูปที่ 2.4 แสดงวัฏจักรการทำงานของพอลิยูรีเทนจำรูป

การทำงานของพอลิเมอร์จำรูปนั้นสามารถแยกประเภท ตามลักษณะทางทำงานของพอลิเมอร์จำรูป ออกเป็น 2 ประเภทดังนี้

1) พอลิเมอร์จำรูปแบบทางเดียว คือพอลิเมอร์จำรูปที่สามารถจดจำรูปร่างชั่วราวได้เพียงรูปร่างเดียวเท่านั้น เมื่อมีการกระตุ้นจะทำให้กลับคืนสู่รูปร่างถาวร การนำไปใช้ในปัจจุบัน เช่น อุปกรณ์ขดลวดถ่างขยาย (Stent) ที่เมื่อถูกกระตุ้นแล้วจะทำการขยายตัวออกเพื่อขยายเส้นเลือดแก้ไขระบบหมุนเวียนโลหิตของผู้ป่วยเป็นต้น

2) พอลิเมอร์จำรูปแบบสองทาง คือพอลิเมอร์จำรูปที่สามารถจดจำรูปร่างชั่วคราวได้ตั้งแต่ 2 รูปร่าง โดยการทำให้เกิดการกู้คืนรูปร่างด้วยการอาศัยตัวกระตุ้นที่แตกต่างกัน เช่น การนำพอลิเมอร์จำรูปแบบสองทางไปเคลือบกับเสื้อผ้า เมื่อมีฝนตกพอลิเมอร์จำรูปจะถูกกระตุ้นให้หดตัวทำให้น้ำไม่สามารถซึมผ่านเสื้อผ้าได้ แต่หากมีการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิ พอลิเมอร์จำรูปจะถูกกระตุ้นให้ขยายตัวออก ทำให้เสื้อผ้าสามารถระบายอากาศได้ดีไม่ร้อนเป็นต้น

การกระตุ้นพอลิเมอร์ให้เกิดการคืนรูปนั้นสามารถกระทำได้ด้วยสิ่งเร้าที่แตกต่างกัน เนื่องจากส่วนผสมของพอลิเมอร์ที่แตกต่างกันส่งผลให้จุดเชื่อมขวาง และหน่วยเปลี่ยนแปลงของพอลิเมอร์จำรูปนั้นมีความแตกต่างกัน ทำให้การกระตุ้นพอลิเมอร์จำรูปด้วยสิ่งเร้านั้นสามารถกระทำได้หลากหลายวิธีดังนี้

1) การกระตุ้นด้วยพลังงานความร้อน (Thermo responsive shape memory polymers) การกระตุ้นแบบพื้นฐานโดยการกระตุ้นให้พอลิเมอร์จำรูป เกิดการกู้คืนรูปร่างด้วยการให้พลังงานความร้อนโดยตรง เพื่อกระตุ้นให้เกิดการกู้คืนรูปร่าง
2) การกระตุ้นด้วยพลังงานไฟฟ้า (Electrical heating induced shape memory effect) โดยปกติตามธรรมชาติของวัสดุประเภทพอลิเมอร์นั้น จะไม่เหนี่ยวนำไฟฟ้า (เป็นฉนวนไฟฟ้า) การกระตุ้นพอลิเมอร์จำรูปด้วยไฟฟ้าจึงต้องอาศัยการผสมผงคาร์บอนนาโน (Carbon nano powders) ลงไปในส่วนผสมของพอลิเมอร์ เพื่อให้สามารถเกิดการเหนี่ยวนำไฟขึ้นได้ เมื่อมีการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้า โครงสร้างภายในของพอลิเมอร์จำรูปจะเกิดการไหลของกระแสไฟฟ้าขึ้น ทำให้เกิดการแปลงกระแสไฟฟ้าก่อให้เกิดการกู้คืนรูปร่างกลับสู่รูปร่างถาวรของพอลิเมอร์จำรูป
3) การกระตุ้นด้วยแสง (Light induced shape memory polymers) วัสดุทุกชนิดรวมถึงพอลิเมอร์นั้นจะมีความยาวคลื่นที่เฉพาะเจาะจงเป็นของตัวเอง ซึ่งการให้แสงจากแหล่งกำเนิดที่มีความยาวคลื่นที่เฉพาะเจาะจง ที่สอดคล้องกับพอลิเมอร์จำรูปแต่ละชนิด สามารถทำให้พันธะทางเคมีของพอลิเมอร์นั้นถูกกระตุ้นให้เกิดการกู้คืนรูปร่างเกิดขึ้นได้
4) การกระตุ้นด้วยแม่เหล็ก (Magnetically induced shape memory effect) โดยปกติตามธรรมชาติของวัสดุประเภทพอลิเมอร์นั้น ไม่สามารถถูกกระตุ้นด้วยแม่เหล็ก การกระตุ้นพอลิเมอร์จำรูปด้วยแม่เหล็ก ต้องอาศัยการผสมอนุภาคแม่เหล็กขนาด

เล็ก (Magnetic nanoparticles) ซึ่งอนุภาคนี้จะทำให้พอลิเมอร์จำรูปสามารถถูกกระตุ้นด้วยการให้แม่เหล็กเกิดขึ้นได้

5) การกระตุ้นด้วยน้ำ (Water activated shape memory) เป็นการกระตุ้นโดยการนำพอลิเมอร์จำรูปนำไปแช่ในน้ำ โดยไม่ต้องมีการผสมส่วนผสมใด ๆ เมื่อทิ้งไว้ช่วงระยะเวลาหนึ่ง พอลิเมอร์จำรูปจะทำการกลับคืนรูปร่างสู่รูปร่างถาวรด้วยตัวเอง

พอลิเมอร์จำรูปนั้นในปัจจุบันนั้นได้รับการยอมรับ และมีการนำมาประยุกต์ใช้ทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย ตัวอย่างของอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ได้มีการนำพอลิเมอร์จำรูปมาใช้งานจริง เช่น อุปกรณ์ในการขยายหลอดเลือด ใช้สำหรับการรักษาอาการเส้นเลือดอุดตัน สายสวน (Catheters) สำหรับการส่วนปัสสาวะของผู้ป่วย อุปกรณ์ช่วยในการจัดฟัน (Dental braces) ที่มีการค่อย ๆ คืนตัวอย่างช้า ๆ เพื่อให้ฟันเข้ารูปที่สวยงาม ซึ่งความหลากหลายทางการใช้งานนั้นจะขึ้นอยู่กับสมบัติและวิธีการกระตุ้นที่แตกต่างกันไปตามโครงสร้างของพอลิเมอร์จำรูปแต่ละประเภท

2.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.6.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการรั้งบาดแผล

Arnab chanda and Vinu unnikrishnan (2017) ได้เสนอแบบจำลองการปิดบาดแผลในอุดมคติ เพื่อให้การรั้งปิดสมานบาดแผลอย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด ป้องกันโอกาศในการติดเชื้อของบาดแผล และส่งผลให้บาดแผลไม่เกิดรอยแผลเป็นภายหลังการรักษาตัวของผู้ป่วยโดยสิ้นเชิง ภายในงานวิจัยดังกล่าวมีการวิเคราะห์องค์ประกอบของชั้นผิวหนัง เนื้อเยื่อ และแรงที่ใช้ในการประสานบาดแผลอย่างเป็นระบบ และสอดคล้องกัน เพื่อใช้เป็นแนวทางจำลองการทำงานของแผ่นประสานบาดแผล ให้มีความใกล้เคียงกับการประสานบาดแผลของศัลยแพทย์ในความเป็นจริงมากที่สุด

Daniel Greenwald et a (1994) ได้นำเสนอการเปรียบเทียบสมบัติเชิงกลของไหมเย็บแผล 10 ชนิด ด้วยวิธีการดึงทดสอบด้วยความเร็วคงที่ โดยการทดสอบแบบผูกปม และไม่มีการผูกปมไหม ผลจากงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นถึงความสามารถทางกลขั้นต่ำของไหมเย็บแผล ที่จำเป็นต่อการรั้งสมานบาดแผลเข้าไว้ด้วยกัน ค่าโมดุลัสของยังสำหรับไหมเย็บแผลที่ได้จากการทดสอบในงานวิจัยนี้ ถูกนำมาใช้เป็นค่าอ้างอิงเพื่อประเมินสมบัติเชิงกลของวัสดุปิดสมานบาดแผล

2.6.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับน้ำมันปาล์ม

Norshahli Mat Saad et al (2019) ได้นำเสนอเกี่ยวกับวัสดุทดแทน การสังเคราะห์พอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทนแบบเดิม จากการสังเคราะห์พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล เป็นส่วนผสม

พื้นฐาน ผสมเข้ากับน้ำมันเมล็ดปาล์ม พอลิออล ซึ่งเป็นของเสียจากกกระบวนการผลิตน้ำมันปาล์ม ทำให้เกิดเป็นพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน ในงานวิจัยนี้มีการเปรียบเทียบความแตกต่างของพอลิเมอร์จำรูป ที่มีอัตราส่วนผสมของพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล กับน้ำมันเมล็ดปาล์ม พอลิออล ที่แตกต่างกันส่งผลต่อคุณสมบัติต่าง ๆ เช่น การรับความเค้น ระยะยืดออก ความสามารถในการจดจำรูปร่างชั่วคราว ความสามารถในการกู้คืนรูปร่าง โดยผลจากงานวิจัยนี้ถูกนำมาใช้เป็นแนบทางในการสังเคราะห์พอลิยูรีเทนในการศึกษานี้

Khairiah Haji Badri (2012) ได้นำเสนอการสังเคราะห์พอลิยูรีเทนด้วยการเติมน้ำมันเมล็ดปาล์ม เพื่อทดแทนการสังเคราะห์พอลิยูรีเทนแบบเดิม ที่ถูกสังเคราะห์จากวัสดุประเภทปิโตรเลียม เพื่อเป็นการลดค่าใช้จ่ายในการผลิตวัสดุประเภทพอลิยูรีเทน และพบว่าน้ำมันปาล์มสามารถปรับปรุงสมบัติของวัสดุพอลิยูรีเทนให้ดียิ่งขึ้น และเป็นการเพิ่มมูลค่าของของเสียจากกระบวนการผลิตน้ำมันปาล์ม จากการศึกษานี้แนวคิดในการปรับปรุงสมบัติเชิงกลของพอลิยูรีเทนโดยการเติมอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม ถูกนำมาใช้เป็นแนวทางในการปรับปรุงสมบัติค่ายังมอดุลัสของยังภายในการศึกษานี้

2.6.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับพอลิเมอร์จำรูป

Subrat Kumar Barik et al (2019) การนำเสนอเกี่ยวกับโครงสร้างปฐมภูมิ ของพอลิเมอร์จำรูป ความสำคัญของรูปแบบโครงสร้างของพอลิเมอร์จำรูป ทำให้เกิดพอลิเมอร์จำรูปแบบทางเดียวหรือพอลิเมอร์จำรูปแบบสองทาง หลักการทำงานการตอบสนองต่อสิ่งเร้าที่แตกต่างกัน ส่งผลต่อวิธีการกระตุ้นการกู้คืนรูปร่างของพอลิเมอร์จำรูป และแนวคิดการประยุกต์พอลิเมอร์จำรูปเพื่อการนำไปใช้ในงานที่แตกต่างกัน

Mahyar Panahi Sarmad et al (2019) การศึกษาเกี่ยวกับการสังเคราะห์พอลิเมอร์จำรูปที่ใช้วัสดุผสม เพื่อปรับปรุงแก้ไขข้อจำกัดของวัสดุ ให้มีขีดความสามารถในการใช้งานที่มากยิ่งขึ้น เช่น การปรับปรุงค่ายังมอดุลัสของยัง การเพิ่มความสามารถของความแข็งแรงดึงสูงสุด ทำให้เกิดการประยุกต์ใช้พอลิเมอร์จำรูปได้หลากหลายแนวทางมากยิ่งขึ้น เพิ่มขีดจำกัดในการใช้งานของพอลิเมอร์จำรูป

John A. Hiltz (2002) ได้มีการนำเสนอการสังเคราะห์พอลิยูรี ให้เกิดเป็นพอลิยูรีเทนหน่วยความจำรูปร่าง การนำเสนอสมบัติทางวิศวกรรม เช่น ความเค้น ความเครียด การเปลี่ยนแปลงรูปร่างชั่วคราว การกู้คืนรูปร่าง ความแตกต่างในการทำงานของพอลิยูรีเทนหน่วยความจำรูปร่าง ภายใต้จุด

ที่ต่ำ และสูงกว่าจุดอุณหภูมิเปลี่ยนผ่าน และการนำเสนอแนวทางการนำพอลิยูรีเทนหน่วยความจำรูปร่างประยุกต์ใช้กับสิ่งต่าง ๆ เช่น อุปกรณ์ขยายหลอดเลือด หลอดเลือดเทียม เป็นต้น

Byung Kyu Kim et al (1996) การนำเสนอเกี่ยวกับผลกระทบในด้านประสิทธิภาพ ของพอลิยูรีเทนหน่วยความจำรูปร่าง ปัจจัยที่มีผลกระทบต่อประสิทธิภาพในการกู้คืนรูปร่าง โดยมีพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล เป็นส่วนผสมหลัก ในงานวิจัยนี้มีการศึกษาเปรียบเทียบปัจจัยที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพการคืนรูปร่าง เช่น น้ำหนักของมวลโมเลกุล อุณหภูมิการสังเคราะห์ที่ส่งผลต่อการเกิดส่วนอ่อน และส่วนแข็งภายในของพอลิยูรีเทนหน่วยความจำรูปร่าง สมบัติเชิงกล ระยะการยืดออกก่อนชิ้นงานจะขาดออกจากกัน และการรับแรงภายในอุณหภูมิห้องเปรียบเทียบกับการรับแรงเมื่อมีการให้อุณหภูมิ ซึ่งส่งผลต่อประสิทธิภาพที่มีการเปลี่ยนแปลงไปตามอุณหภูมิในการใช้งาน

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 3
วิธีดำเนินการวิจัย

การดำเนินงานวิจัยชิ้นนี้แบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน เริ่มจากกระบวนการสังเคราะห์พอลิยูรีเทน โดยวิธีการพอลิเมอไรเซชันด้วยปฏิกิริยาแบบควบแน่น 2 ขั้น แล้วนำผลิตภัณฑ์ที่ได้ไปทำการขึ้นรูปด้วยกระบวนการกดอัด นำชิ้นงานที่ได้ไปสอบด้วยกระบวนการทางวิทยศาสตร์ในขั้นตอนที่สองเพื่อศึกษาวัสดุ เช่น การยืนยันการเกิดพอลิยูรีเทน พฤติกรรมทางความร้อนของวัสดุ สมบัติเชิงกล การศึกษาความสามารถของพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน และขั้นตอนการนำเสนอการประยุกต์ใช้งานพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน เพื่อใช้เป็นแผ่นปิดสมานบาดแผลผ่าตัด โดยการจำลองการทำงานบนผิวหนังเทียมของมนุษย์

3.1 สารเคมี

3.1.1 พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล

พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นของบริษัท ของบริษัท Sigma-Aldrich (USA) น้ำหนักโมเลกุลเฉลี่ยโดยน้ำหนัก 2000 กรัมต่อโมล ค่าความหนาแน่น 1.071 กรัมต่อมิลลิลิตร ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส ใช้เพื่อเป็นวัสดุตั้งต้นของการสังเคราะห์พอลิยูรีเทนเทน

3.1.2 เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต

เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต ที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นของบริษัท Sigma-Aldrich (USA) ผลิตภัณฑ์ของผสมของไอโซเมอร์ ความบริสุทธิ์ 90 เปอร์เซ็นต์ ค่าความหนาแน่น 1.066 กรัมต่อมิลลิลิตร ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส เป็นผลิตภัณฑ์ที่มีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี มีความเสถียรต่อแสงและทนทานต่อการไฮโดรไลซิส ใช้เพื่อเป็นวัสดุตั้งต้นของการสังเคราะห์โพลียูรีเทน

3.1.3 น้ำมันปาล์ม

น้ำมันปาล์ม ที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นของ บริษัท ล่ำสูง (ประเทศไทย) จำกัด (มหาชน) มีลักษณะเป็นของเหลวสีเหลืองทอง มีค่าความถ่วงจำเพาะ 0.9202 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร สามารถใช้บริโภคหรือประกอบอาหาร น้ำมันปาล์มถูกนำมาใช้เติมในกระบวนการสังเคราะห์พอลิยูรีเทน เพื่อมุ่งหวังให้เกิดการปรับปรุงสมบัติค่ายังมอดุลัสของผลิตภัณฑ์พอลิยูรีเทน

3.1.4 บิวเทน ไดออล

บิวเทน ไดออล ที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นของบริษัท Sigma-Aldrich (USA) เป็นสารประกอบอินทรีย์ ในกลุ่มแอลกอฮอล์ปฐมภูมิ (Primary alcohol) ความบริสุทธิ์ 99 เปอร์เซ็นต์ ค่าความหนาแน่นที่ 1.066 กรัมต่อมิลลิลิตร ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส ใช้เป็นตัวทำละลายในการสังเคราะห์พอลิยูรีเทน

3.1.5 ไดบิวทิลตินไดลอเรต

ไดบิวทิลตินไดลอเรต ที่ใช้ในงานวิจัยนี้เป็นเป็นของบริษัท Sigma-Aldrich (USA) เป็นสารประกอบดีบุกอินทรีย์ ใช้เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาในการเกิดพอลิยูรีเทน

3.2 การสังเคราะห์พอลิยูรีเทน

ในงานวิจัยนี้การสังเคราะห์พอลิยูรีเทน โดยการควบคุมอัตราส่วนของสารเคมี 2 ชนิดคือ พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล และ น้ำมันปาล์มในอัตราส่วนที่แตกต่างกัน ด้วยวิธีพอลิเมอไรเซชันด้วยปฏิกิริยาแบบควบแน่น 2 ขั้น ดังนี้

ปฏิกิริยาขั้นที่ 1

3.2.1 จัดเตรียมสาร พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ก่อนเริ่มกระบวนการสังเคราะห์นำไปอบที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อเป็นการไล่ความชื้นออกจากสาร

3.2.2 จัดเตรียมขวดก้นกลมแบบห้าคอขนาด 1000 มิลลิลิตร ใส่ลงในอ่างน้ำมัน ที่จัดเตรียมไว้เหนือเตาไฟฟ้ากวนสาร

3.2.3 เตรียมโถหรือขวดดักจับไอน้ำต่อเข้ากับเครื่องดูดอากาศ จัดเตรียมลงในภาชนะที่ล้อมรอบด้วยน้ำแข็ง เติมน้ำภายในภาชนะเล็กน้อยเพื่อช่วยในเรื่องการรักษาอุณภูมิให้สม่ำเสมอ ต่อคอขวดก้นกลมเข้ากับสายยางให้ปลายทางออกของอากาศต่อเข้ากับโถหรือขวดดักจับไอน้ำ

3.2.4 ทำการเติมเมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต และ พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ที่ผ่านกระบวนการอบไล่ความชื้น ใส่แท่งแม่เหล็กกวนสารลงไปในขวดห้าคอ

3.2.5 ทำการปิดฝาขวดห้าคอให้สนิท เปิดเครื่องดูดอากาศเพื่อดูดอากาศภายในขวดห้าคอออก ตรวจสอบระบบภายในขวดห้าคอว่าเข้าสู่สภาวะสุญญากาศหรือไม่

3.2.6 เปิดแม่เหล็กเพื่อเหนี่ยวนำแท่งแม่เหล็กกวนสาร โดยกำหนดความเร็วรอบที่ 190 รอบต่อนาที ทำการให้อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส ด้วยเตาไฟฟ้ากวนสารเป็นระยะเวลา 2 ชั่วโมง 30 นาที เพื่อให้เกิดการทำปฏิกิริยาทางเคมี

3.2.7 ทำการปิดเครื่องดูดอากาศ เปิดฝาขวดห้าคอออกเพื่อเติมน้ำมันปาล์ม ตามอัตราส่วนโมล 0, 10, 20, 30 และ 40 เปอร์เซ็นต์ ปิดฝาขวดห้าคอเปิดเครื่องดูดอากาศ เพื่อทำให้ระบบกลับสู่สภาวะสุญญากาศอีกครั้ง

3.2.8 ทำการกำหนดความเร็วรอบในการกวนของแท่งแม่เหล็กกวนสารที่ 190 รอบต่อนาที ทำการให้อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส ด้วยเตาไฟฟ้ากวนสารเป็นระยะเวลา 2 ชั่วโมง จนได้ผลิตภัณฑ์พรีพอลิเมอร์

3.2.9 นำผลิตภัณฑ์พรีพอลิเมอร์ไปอบในเตาอบสุญญากาศที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 20 ชั่วโมง

ปฏิกิริยาขั้นที่ 2

3.2.10 จัดเตรียมโหลแก้วขนาด 1000 มิลลิลิตร ใส่ลงในอ่างน้ำมัน ที่ถูกจัดเตรียมไว้บนเตาไฟฟ้ากวนสาร

3.2.11 จัดเตรียมเครื่องกวนสารแบบใบพัดต่อหัวใบพัดเข้ากับโหลแก้ว โดยให้ส่วนปลายของใบพัดอยู่ใกล้บริเวณก้นโหลแก้วให้มากที่ สุดแต่ห้ามไม่ให้ส่วนปลายใบพัดชิดกับก้นของโหลแก้ว ทำการให้อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส

3.2.12 นำผลิตภัณฑ์พรีพอลิเมอร์ที่ผ่านกระบวนการอบเติมลงในโหลแก้ว ทำการเปิดเครื่องกวนสารแบบใบพัด กำหนดความเร็วรอบในการกวนของใบพัดที่ 50 รอบต่อนาที

3.2.13 ทำการเติมบิวเทนไดออลลงในโหลแก้ว ใช้ใบพัดกวนสารเคมี 1 นาที หยดสาร ไดบิวทิลตินไดลอเรต 1-2 หยด เพื่อเป็นตัวเร่งปฏิกิริยาทางเคมี ทิ้งไว้ 20 นาที เพื่อให้เกิดเป็นผลิตภัณฑ์พอลิยูรีเทน

อัตราส่วนของปริมาณของพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ต่อ น้ำมันปาล์ม และอัตราส่วนแข็ง (Hard segment content, HSC) แสดงในตารางที่ 3.1 การคำนวนหาอัตราส่วนส่วนแข็งสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$\frac{(n_{PO} \times M_{PO}) + (n_{HMDI} \times M_{HMDI}) + (n_{BDO} \times M_{BDO})}{(n_{PCL} \times M_{PCL}) + (n_{PO} \times M_{PO}) + (n_{HMDI} \times M_{HMDI}) + (n_{BDO} \times M_{BDO})} \times 100$$

สมการที่ 3.1 การคำนวณหาอัตราส่วนส่วนแข็ง

โดยที่ M_{PO}, M_{HDMI}, M_{BDO}, M_{PCL} คือ นำหนักโมเลกุลของสารเคมี, n_{PO}, n_{HMDI}, n_{BDO}, n_{PCL} คือ ค่าของเลขโมลของสารเคมี

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงอัตราส่วนของการสังเคราะห์พอลิยูรีเทน

Code name	Molar ratio				HSC (%)
	PCL	PO	HMDI	BDO	
PU0	1	0	6	5	50.31
PU10	0.9	0.1	6	5	53.47
PU20	0.8	0.2	6	5	56.89
PU30	0.7	0.3	6	5	60.62
PU40	0.6	0.4	6	5	64.69

3.3 การขึ้นรูปพอลิยูรีเทนด้วยเครื่องอัด

การขึ้นรูปผลิตภัณฑ์พอลิยูรีเทนที่ได้จากการสังเคราะห์ด้วยเครื่องขึ้นรูปแบบกดอัด ภายในแม่พิมพ์รูปดัมเบล นำพอลิเมอร์ที่สังเคราะห์ได้ไปบดก่อนทำการอบในตู้อบลมร้อนด้วยอุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 12 ชั่วโมง เพื่อเป็นการอบไล่ความชื้นก่อนการขึ้นรูป อุ่นแม่พิมพ์ชิ้นงานภายในเครื่องกดอัดขึ้นรูปที่อุณหภูมิ 150 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 10 นาที เพื่อทำให้แม่พิมพ์มีความร้อนสม่ำเสมอ เติมเม็ดพอลิเมอร์ลงในช่องว่างของแม่พิมพ์ ให้ความร้อนพอลิเมอร์ภายในแม่พิมพ์เป็นระยะเวลา 1 นาที แล้วจึงกดอัดด้วยแรงดัน 15 เมกะพาสคัล 5 นาที นำแม่พิมพ์ออกมาทิ้งไว้เป็นระยะเวลา 45 นาที ทำการแกะชิ้นงานรูปดัมเบลออกจากแม่พิมพ์ นำแม่พิมพ์ไปอุ่นเพื่อเตรียมขึ้นรูปชิ้นจากต่อไป

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

3.4 การวิเคราะห์และทดสอบสมบัติของตัวอย่าง

3.4.1 การยืนยันการเกิดพันธะทางเคมี ด้วยเทคนิคฟูเรียร์ ทรานส์ฟอร์ม อินฟราเรด สเปกโตรสโคปี (Fourier transform Infrared (FTIR) Spectroscopy) (BRUKER, VERTEX 70, USA)

การพิสูจน์พันธะทางเคมีหรือหมู่ฟังก์ชันของวัสดุในระดับโมเลกุล แบบไม่ทำลาย ชิ้นงานทดสอบมีลักษณะเป็นแผ่นฟิล์มขนาด 10 x 10 มิลลิเมตร หนา 0.5 มิลลิเมตร กำลังแยกภาพ (Resolution) 4 cm^{-1} คลื่นความถี่ในช่วง 4000 ถึง 500 cm^{-1} ด้วยวิธีการส่องผ่าน (Transmission) และการสะท้อน (Reflection) เพื่อดูค่าการดูดกลืนแสงในช่วงที่กำหนด แล้วนำค่าความถี่ของคลื่นที่ไปเทียบกับตารางคลื่นความถี่ของสาร เพื่อแปลงค่าความถี่เป็นพันธะทางเคมี ยืนยันการเกิดพันธะเคมีของพอลิยูรีเทนที่ได้จากการสังเคราะห์

3.4.2 การพิสูจน์พฤติกรรมทางความร้อนของวัสดุ ด้วยเทคนิคดิฟเฟอเรนเชียล สแกนนิง แคลอริมิเตอร์ (Differential scanning calorimeter, DSC) (METTLER TOLEDO, DSC3, USA)

การพิสูจน์พฤติกรรมทางความร้อนของวัสดุ ชิ้นงานน้ำหนักประมาณ 5 มิลลิลิตร ถูกตัดและปิดผนึกภายในถ้วยอลูมิเนียม ภายใต้บรรยากาศของแก๊สไนโตรเจน ควบคุมอัตราการไหลของไนโตรเจนที่ 50 มิลลิลิตรต่อนาที ตลอดการทดสอบ เริ่มต้นชิ้นงานถูกทำให้อุณหภูมิลดลงไปจนถึง -100 องศาเซลเซียส ทิ้งไว้ 2 นาที แล้วจึงทำการให้อุณหภูมิจนขึ้นไปถึง 120 องศาเซลเซียส ด้วยอัตราการให้ความร้อนที่ 5 องศาเซลเซียสต่อนาที เพื่อวิเคราะห์ข้อมูลอุณหภูมิการเปลี่ยนผ่านของวัสดุ (Transition temperature) อุณหภูมิเปลี่ยนสภาพแก้ว (Glass transition temperature, T_g) อุณหภูมิการหลอมเหลวของวัสดุ (Melting temperature, T_m) และพลังงานที่ใช้ในการหลอมเหลมของผลึก (ΔH_m) จากพื้นที่ใต้กราฟ และการคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ความเป็นผลึกของพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล สามารถคำนวนได้จากสมการดังนี้

$$X_c(\%) = \frac{\Delta H_m}{w \times \Delta H_m^{\circ}}$$

สมการที่ 3.2 การคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ความเป็นผลึก

โดยที่ w คือ เศษส่วนโดยน้ำหนัก (Weight fraction) ของ พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล, ΔH_m° คือ เอนทัลปีการหลอมเหลว 100 เปอร์เซ็นต์ของ พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล มีค่าคงตัวที่ 140 จูลต่อกรัม

3.4.3 การพิสูจน์การก่อผลึก ด้วยเทคนิคเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ (X-Ray Diffractometer, XRD) (Bruker, D8 Advance, USA)

การพิสูจน์การก่อผลึกของวัสดุ การทดสอบดำเนินการภายใต้อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส โดยการใช้ Cu-Kα ในช่วง 10° ถึง 80° ด้วยวิธีการยิงรังสีเอ็กซ์ไปที่ชิ้นงาน จนเกิดการตกกระทบ และทำให้เกิดการเลี้ยวเบนของรังสีกับชิ้นงาน รูปแบบการเลี้ยวเบนที่เกิดขึ้นถูกบันทึกไว้ในมุม 2θ ในช่วง 10° ถึง 80° องค์ประกอบของโครงสร้างและปริมาณผลึกที่เกิดขึ้น จะก่อให้เกิดเป็นมุมตกกระทบที่แตกต่างกันตามรูปแบบลักษณะโครงสร้างในการก่อผลึก

3.4.4 การทดสอบสมบัติเชิงกล

การทดสอบสมบัติเชิงกลของพอลิยูรีเทน ดำเนินการตามมาตรฐานการทดสอบ ASTM D638 ด้วยรูปร่างชิ้นงานแบบดัมเบลความหนาที่ 0.5 มิลลิเมตร เพื่อระบุพฤติกรรมการเสียรูปของวัสดุ ค่าความเค้น ความเครียด จุดที่วัสดุเสียรูปแบบถาวร และจุดสูงสุดที่วัสดุสามารถรับความเค้นที่มากระทำได้ก่อนการเสียรูปอย่างถาวร ชิ้นงานพอลิยูรีเทนในปริมาณน้ำมันปาล์มที่แตกต่างกันถูกทดสอบเป็นจำนวน 20 ชิ้นงาน เพื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยของความสามารถทางกลของวัสดุ

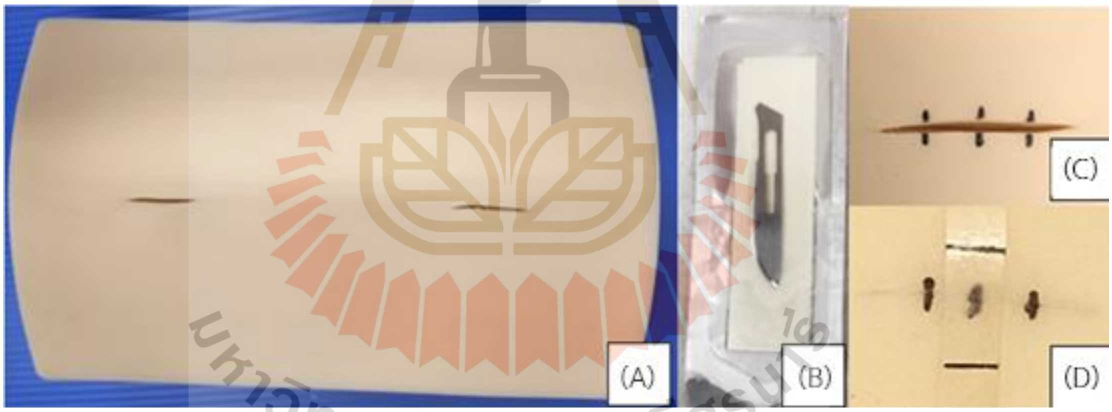
3.4.5 การพิสูจน์สมบัติการจำรูป

การศึกษาสมบัติการจำรูปถูกกระทำผ่าน 2 ขั้นตอน ตามกระบวนการทำงานของพอลิเมอร์จำรูปที่ได้กล่าวไว้ก่อนหน้า เพื่อทดสอบสมบัติการจดจำรูปร่างชั่วคราว และการกู้คืนรูปร่าง ชิ้นงานถูกทำการทดสอบภายในตู้ให้ความร้อน (Instron, 3119-406, USA) ที่ต่อเข้ากับเครื่องทดสอบแรงดึง เพื่อใช้เป็นแหล่งกำเนิดแรงภายนอก ที่กระทำต่อชิ้นงานพอลิยูรีเทนจำรูป ทำการบันทึกค่าระยะยืดที่เกิดขึ้น เพื่อนำไปคำนวนหาสมบัติการจดจำรูปชั่วคราว และการกู้คืนรูปร่าง ตามสมการทางคณิตศาสตร์ต่อไป

1) ขั้นตอนแรกการศึกษาผลกระทบของอุณหภูมิ เพื่อหาอุณหภูมิที่มีประสิทธิภาพต่อความสามารถในการจดจำรูปชั่วคราว และการกู้คืนรูปร่างของพอลิยูรีเทนจำรูป
2) ขั้นตอนที่สองการศึกษาผลกระทบของการเติมปริมาณน้ำมันปาล์มต่อสมบัติการจดจำรูป และการกู้คืนรูปร่าง โดยวิธีตามกระบวนการทำงานของพอลิเมอร์จำรูปแบบทำซ้ำ (Cycle testing)

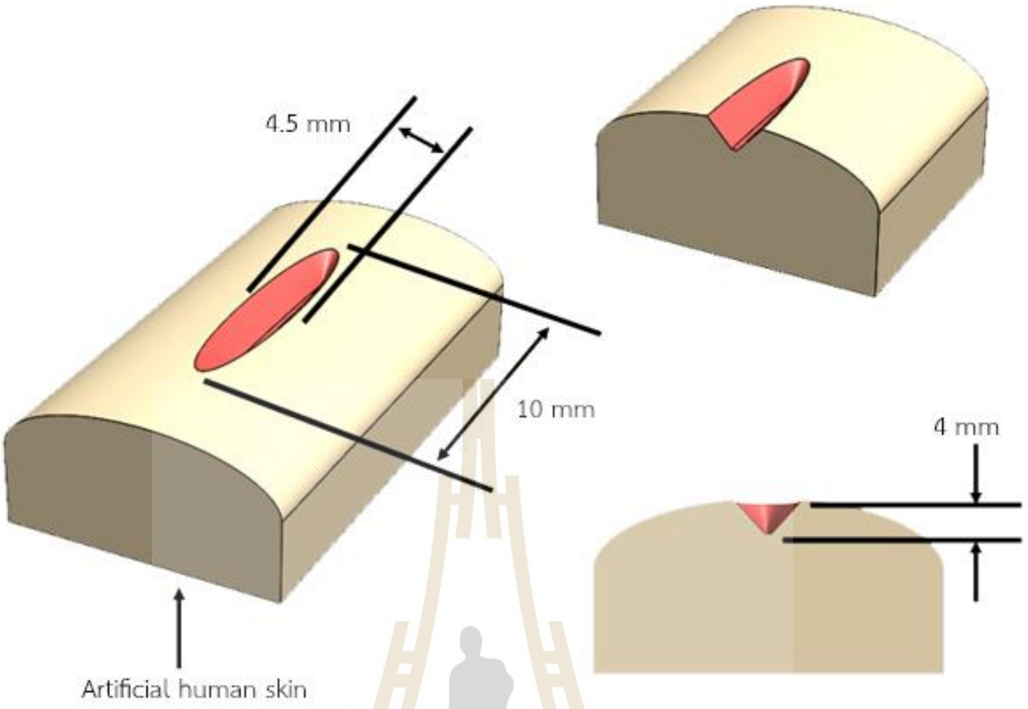
3.4.6 การพิสูจน์สมบัติการรั้งบาดแผลผ่าตัดด้วยหนังเทียมของมนุษย์

การพิสูจน์สมบัติการรั้งบาดแผลด้วยหนังเทียมของมนุษย์ อุปกรณ์ในการจำลองการทำงานแสดงในรูป 3.1 บาดแผลถูกจำลองขึ้นมาโดยศัลยแพทย์ผู้มีประสพการณ์ในการผ่าตัดด้วยอุปกรณ์ทางการแพทย์ในการผ่าตัดจริง เพื่อจำลองบาดแผลจากการผ่าตัดขนาด 10 มิลลิเมตร ลักษณะบาดแผลจำลองแสดงในรูป 3.2 แผ่นพอลิยูรีเทนที่ผ่านการจดจำรูปร่างชั่วคราว ถูกปิดทับลงบริเวณกึ่งกลางของบาดแผล ก่อนถูกนำไปวางไว้ภายใต้แหล่งกำเนิดความร้อนที่ระยะห่าง 50 มิลลิเมตร แล้วจึงทำการกระตุ้นให้เกิดการกู้คืนรูปร่างโดยการให้พลังงานความร้อน การติดตั้งอุปกรณ์ทดสอบแสดงในรูป 3.3 ภายหลังการกระตุ้นด้วยวิธีการให้พลังงานความร้อน ชิ้นงานผิวหนังเทียมของมนุษย์ ได้รับการเก็บรักษาไว้เป็นระยะเวลา 15 วัน ภายในห้องที่มีการควบคุมอุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส เพื่อศึกษาความสามารถในการรั้งบาดแผลเข้าไว้ด้วยกัน ตลอดระยะเวลาในการศึกษาทำการบันทึกภาพการทดลองทุก 24 ชั่วโมง เพื่อนำมาวิเคราะห์ผลความสามารถในการรั้งบาดแผลผ่านโปรแกรมวิเคราะห์ภาพถ่าย ImageJ

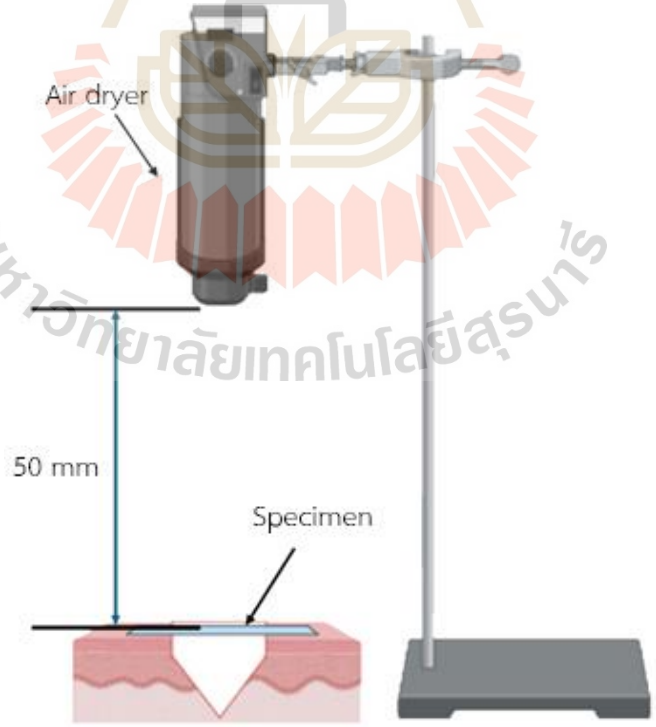


รูปที่ 3.1 อุปกรณ์จำลองการปิดบาดแผลผ่าตัด (A) ผิวหนังเทียมของมนุษย์ (B) ใบมีดที่ใช้ในการผ่าตัด (C) บาดแผลผ่าตัด (D) การจำลองการปิดบาดแผลผ่าตัดด้วยพอลิยูรีเทน

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 3.2 บาดแผลจำลองบนผิวหนังเทียมของมนุษย์ ที่ถูกสร้างขึ้นโดยศัลยแพทย์



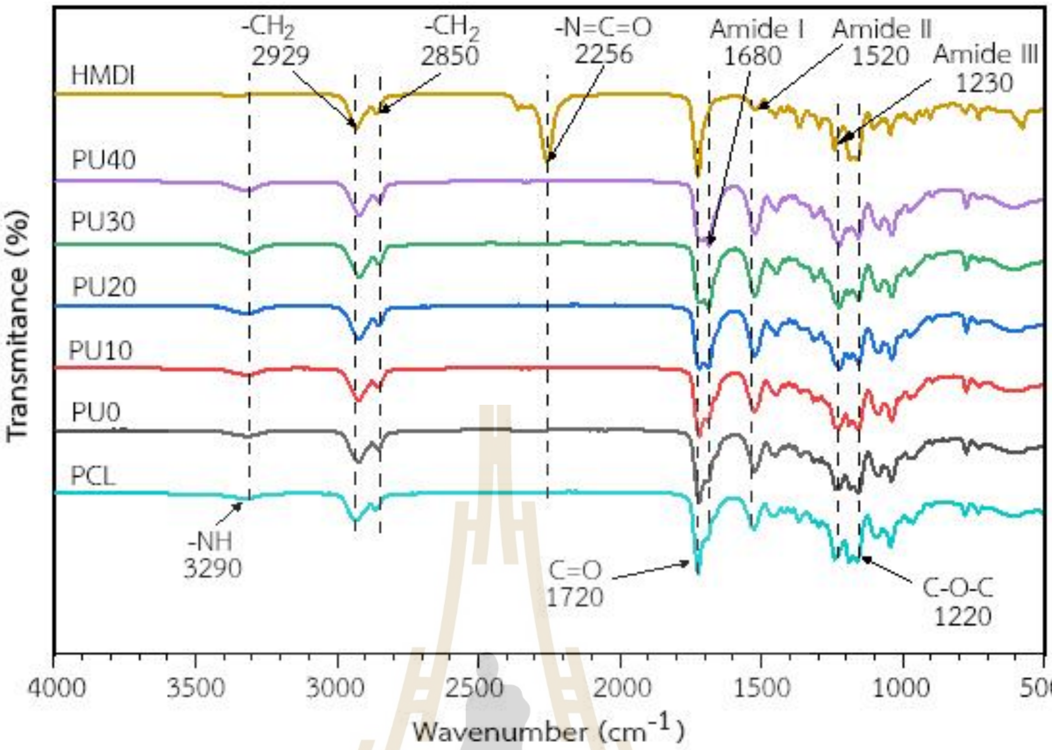
รูปที่ 3.3 การติดตั้งชิ้นงาน และแหล่งกำเนิดความร้อน ที่ใช้ในการกระตุ้นการทำงานของพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน

บทที่ 4
ผลการวิจัยและอภิปรายผล

4.1 การยืนยันการเกิดพันธะทางเคมี ด้วยเทคนิคฟูเรียร์ ทรานส์ฟอร์ม อินฟราเรดสเปกโตรสโคปี

การยืนยันการเกิดขึ้นของกลุ่มฟังก์ชันพันธะทางเคมีของ พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล กับ เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต ด้วยเทคนิคเทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโคปี แสดงในภาพที่ 4.1 ฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโคปี แสดงให้เห็นว่า พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล มีความสามารถในการดูดกลืนแสงในช่วงความถี่คลื่นที่ 1720 และ 1220 cm^{-1} อย่างชัดเจน ซึ่งสอดคล้องกับกลุ่มพันธะทางเคมีของ C=O และ C–O–C ตามลำดับ และพันธะทางเคมีของ เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต ถูกแสดงให้เห็นว่ามีการดูดกลืนแสงในช่วงความถี่ 2256 cm^{-1} แสดงถึงกลุ่มพันธะทางเคมีของ –N=C=O และ การดูดกลืนแสงในช่วงความถี่ 1680, 1520, และ 1230 cm^{-1} แสดงถึงกลุ่มพันธะของ Amide I, Amide II และ Amide III ตามลำดับ

การเกิดพันธะทางเคมีของพอลิยูรีเทน แสดงในตาราง 4.1 แสดงการเกิดพันธะของ –NH, C=O, C–O–C, Amide I, Amide II และ Amide III ซึ่งสามารถยืนยันการเกิดผลิตภัณฑ์พอลิยูรีเทน และการที่ไม่พบการดูดกลืนแสงช่วงความถี่ 2256 cm^{-1} ในพอลิยูรีเทน แสดงให้เห็นว่าไม่มีกลุ่มพันธะทางเคมี –N=C=O ของ เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต เกิดขึ้นใน พอลิยูรีเทน นอกจากนี้จากผลของการเติมอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มเข้าไปในผลิตภัณฑ์พอลิยูรีเทน ทำให้มีการเพิ่มขึ้นของจุดสูงสุดในช่วงความถี่คลื่นที่ 1680 cm^{-1} ของกลุ่มพันธะทางเคมีของ Amide I แสดงถึงความสัมพันธ์กับการเกิดขึ้นของพันธะทางเคมีระหว่าง ไอโซไซยาเนต กับ น้ำมันปาล์ม การเพิ่มขึ้นของจุดสูงสุดในพันธะดังกล่าวสามารถเห็นได้อย่างชัดเจน เมื่อเปรียบเทียบการเพิ่มขึ้นระหว่าง PU0 กับ PU40 พบการเพิ่มขึ้นของจุดสูงสุดในช่วงการดูดกลืนแสงดังกล่างประมาณ 1.5 เท่า



รูปที่ 4.1 เทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโคปี ของพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล, เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต และ พอลิยูรีเทน

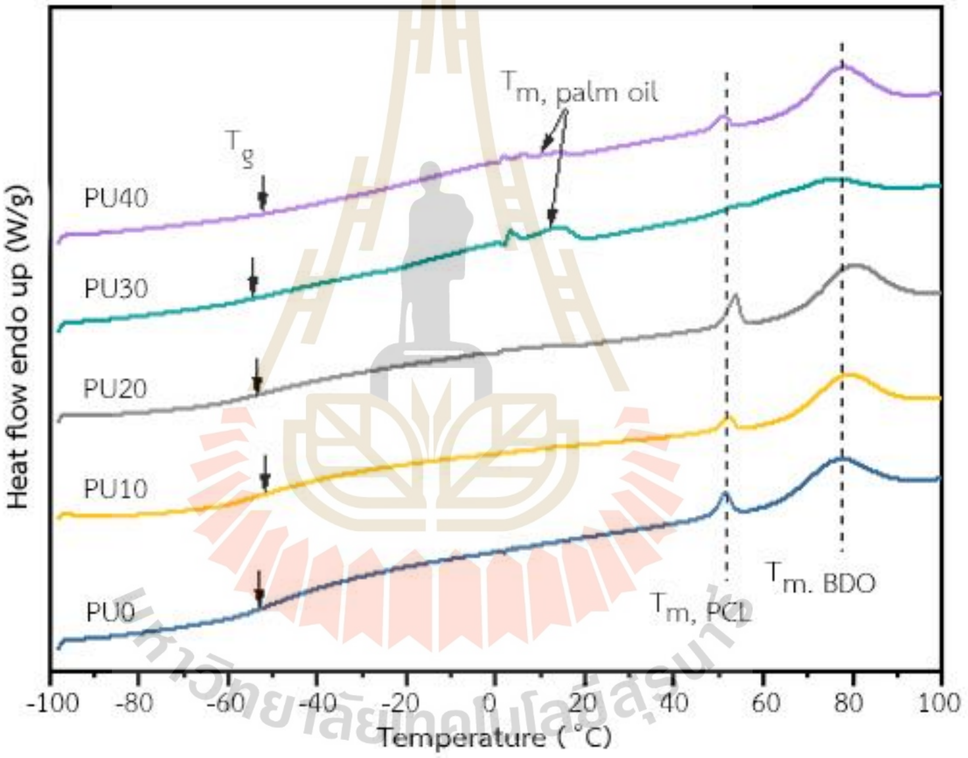
ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงการเกิดขึ้นของกลุ่มฟังก์ชันพันธะทางเคมีของพอลิยูรีเทน

กลุ่มฟังก์ชัน	ช่วงความถี่คลื่น (cm-1)
–NH	3290
C=O	1720
C–O–C	1220
Amide I	1680
Amide II	1520
Amide III	1230

4.2 การพิสูจน์พฤติกรรมทางความร้อนของวัสดุ ด้วยเทคนิค ดิฟเฟอเรนเชียลสแกนนิงแคลอริมิเตอร์

การพิสูจน์พฤติกรรมทางความร้อนของวัสดุ แสดงดังรูปที่ 4.2 และตาราง 4.2 อุณหภูมิการเปลี่ยนผ่านของพอลิยูรีเทน ที่มีการเติมอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มที่แตกต่างกันลงไปนั้น พบ

อุณหภูมิการเปลี่ยนผ่านสถานะคล้ายแก้วของพอลิยูรีเทนอยู่ที่ช่วง -53 ถึง -63 องศาเซลเซียส บ่งบอกว่าวัสดุจะมีลักษณะยืดหยุ่นคล้ายยาง (Rubbery state) ภายในอุณหภูมิห้อง พบอุณหภูมิการหลอมเหลมผลึกของ พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ถูกระบุในช่วง 51 ถึง 53 องศาเซลเซียส และพบอุณหภูมิการหลอมเหลวผลึกของ บิวเทนไดออล ที่ช่วง 74 ถึง 81 องศาเซลเซียส และในช่วง 12 ถึง 14 องศาเซลเซียส พบจุดหลอมเหลวของน้ำมันปาล์มในตัวอย่าง PU30 และ PU40 แนวโน้มการก่อตัวขึ้นของจุดสูงสุดใน PU20 แต่ไม่พฤติกรรมการหลอมเหลมดังกล่าวใน PU0 และ PU10 พฤติกรรมดังกล่าวนี้เกิดจากผลกระทบของน้ำมันปาล์มที่ได้เติมลงไป ส่งผลต่อการพฤติกรรมทางความร้อน ทำให้มีการพบเห็นอุณหภูมิการหลอมเหลวในช่วงดังกล่าวเกิดขึ้น



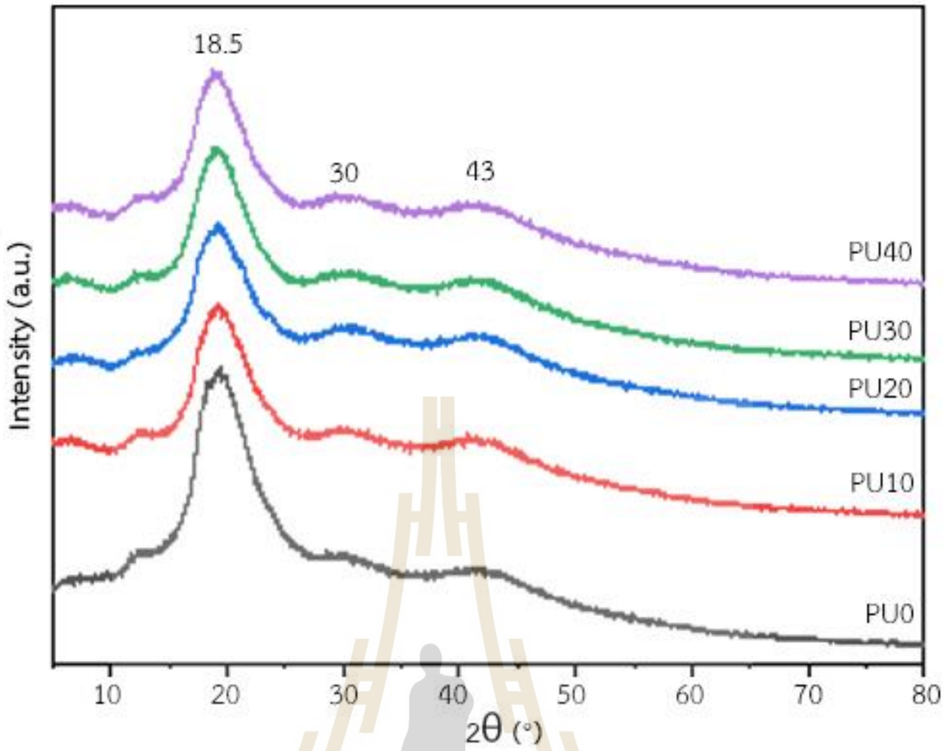
รูปที่ 4.2 อุณหภูมิการเปลี่ยนผ่านของพอลิยูรีเทน

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงสมบัติของอุณหภูมิการเปลี่ยนผ่านในช่วงต่าง ๆ ของพอลิยูรีเทน

Sample	T_g (°C)	$T_{m, PO}$ (°C)	$\Delta H_{m, PO}$ (J/g)	$T_{m, PCL}$ (°C)	$\Delta H_{m, PCL}$ (J/g)	$X_{c, PCL}$ (%)	$T_{m, BD}$ (°C)	$\Delta H_{m, BD}$ (J/g)
PU0	–55.50	–	–	51.33	0.64	0.91	76.92	5.99
PU10	–53.98	–	–	52.25	0.34	0.51	78.75	5.28
PU20	–57.21	–	–	53.67	0.84	1.28	80.25	6.53
PU30	–62.54	14.33	1.25	44.25	0.24	0.37	74.50	5.50
PU40	–54.00	12.17	0.75	50.92	0.43	0.43	77.83	6.66

4.3 การพิสูจน์การก่อผลึก ด้วยเทคนิคเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์

การพิสูจน์การก่อผลึกของพอลิยูรีเทน และผลกระทบจากการเติมน้ำมันปาล์ม ในอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มที่แตกต่างกัน ด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์ แสดงในรูปที่ 4.3 การก่อตัวจุดสูงสุดของผลึกพบรูปแบบการเลี้ยวเบน ซึ่งบ่งชี้ว่าโครงสร้างผลึกมีการพัฒนาขึ้นในระหว่างกระบวนการเตรียมตัวอย่าง พบจุดสูงสุดของการเลี้ยวเบนที่ 18.5°, 30° และ 43° ลำดับ รูปแบบการเลี้ยวเบนดังกล่าวสอดคล้องกับรูปแบบการเลี้ยวเบนของพอลิยูรีเทน ที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์มเป็นส่วนประกอบ โดยปกติการก่อตัวของผลึกพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ซึ่งเป็นพอลิเมอร์กึ่งผลึกจะพบจุดสูงสุดที่ 21.6° และ 24.1° ตามลำดับ เมื่อพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ทำปฏิกิริยาทางเคมีเกิดเป็นพอลิยูรีเทน ฐานความเข้มข้น (Intensity) ของจุดสูงสุดพบแนวโน้มกว้างขึ้น เนื่องจากส่วนแข็งของพอลิยูรีเทนซึ่งเกิดจาก เมทธิลีนบิส ไดไอโซไซยาเนต ซึ่งมีขั้วที่สูงกว่าจากหมู่ไอโซไซยาเนต และการที่โมเลกุลไม่มีระนาบสมมาตร (Asymmetric molecule) ส่งผลให้ส่วนแข็งเกิดการตกผลึกได้ยากและมีสภาพความเป็นผลึกต่ำ อย่างไรก็ตาม บิวเทนไดออล ซึ่งเป็นโมเลกุลที่มีระนาบสมมาตร (Symmetric molecule) นั้นสามารถก่อให้เกิดการตกผลึกได้ ส่งผลให้พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออลในพอลิยูรีเทน เกิดการทับซ้อนกันของรูปแบบการเลี้ยวเบนของผลึก ทำให้ความเข้มของการเลี้ยวเบนมีแนวโน้มที่จะลดลง เมื่อปริมาณน้ำมันปาล์มเพิ่มขึ้นเนื่องจากการลดลงของอัตราส่วน พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ซึ่งเป็นพอลิเมอร์กึ่งผลึกมีอัตราส่วนที่ลดลงตามการเพิ่มขึ้นของน้ำมันปาล์ม โดยพบการลดลงประมาณ 1.5 เท่า เมื่อเปรียบเทียบระหว่าง PU0 กับ PU40



รูปที่ 4.3 การพิสูจน์ผลของการตกผลึกของพอลิยูรีเทนด้วยการเลี้ยวเบนของรังสีเอ็กซ์

4.4 สมบัติเชิงกลของพอลิยูรีเทน

สมบัติเชิงกลของพอลิยูรีเทนถูกดำเนินการทดสอบตามมาตรฐาน ASTM D638 ค่าที่ได้จากการทดสอบแสดงในตารางที่ 4.3 แสดงสมบัติเชิงกลของพอลิยูรีเทน จากการทดสอบพบพฤติกรรมการเสียรูปแบบความเหนียว (Ductile behavior) ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดสอบพฤติกรรมทางความร้อนที่ระยุว่าวัสดุจะอยู่ในสถานะที่มีความยืดหยุ่นคล้ายยาง การทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุพบว่าที่ PU0 พบมอดุลัสของยังมีค่า 88.60 ± 3.2×10^{-2} เมกะพาสคัล ความแข็งแรงดึงของวัสดุมีค่าอยู่ที่ 10.15 ± 2.09 เมกะพาสคัล เปอร์เซ็นต์การยืดตัวที่จุดแตกหักที่ 113.64 ± 15.37 เปอร์เซ็นต์ พบการเพิ่มขึ้นจนถึงจุดสูงสุดที่ PU30 พบค่ามอดูลัสของยังมีค่าอยู่ที่ 327.60 ± 2.80×10^{-2} เมกะพาสคัล ความแข็งแรงดึงของวัสดุ 22.64 ± 5.54 เมกะพาสคัล และ เปอร์เซ็นต์การยืดตัวของวัสดุที่จุดแตกหัก 184.13 ± 12.43 เปอร์เซ็นต์ จากการทดสอบการก่อผลึกบ่งชี้ว่าความเป็นผลึกมีแนวโน้มลดลงตามอัตราส่วนน้ำมันปาล์มที่**เพิ่ม**ขึ้น แต่จากการทดสอบแสดงให้เห็นว่าโมดุลัสของยัง และความแข็งแรงดึง มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ผลลัพธ์นี้เกิดจากการเพิ่มอัตราส่วนปริมาณน้ำมันปาล์มที่สูงขึ้น

สามารถช่วยให้การเชื่อมโยมของหมู่ยูริเทน เกิดการการเชื่อมโยงกันได้มากขึ้น ทำให้ค่าโมดุลัสของยังและความแข็งแรงดึงมีการเพิ่มขึ้น

ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงสมบัติเชิงกลของพอลิยูรีเทน

Sample	Young's modulus (MPa)	Tensile strength (MPa)	Elongation at break (%)
PU0	88.60 ± 3.20×10^{-2}	10.15 ± 2.09	113.64 ± 15.37
PU10	81.40 ± 6.26×10^{-2}	15.70 ± 1.22	118.82 ± 10.18
PU20	155.60 ± 6.22×10^{-2}	13.01 ± 2.15	191.67 ± 22.16
PU30	327.60 ± 2.80×10^{-2}	22.64 ± 5.54	184.13 ± 12.43
PU40	235.60 ± 0.82×10^{-2}	20.75 ± 7.02	145.43 ± 22.52

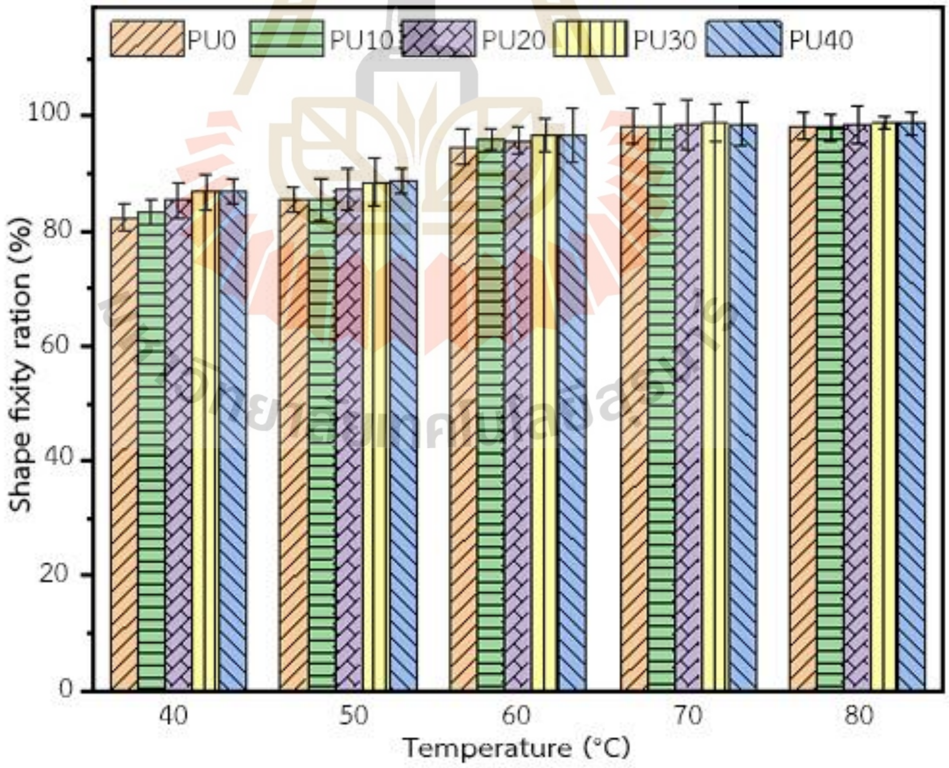
4.5 สมบัติการจำรูปของพอลิยูรีเทน

สมบัติการจำรูปของพอลิยูรีเทนถูกทดสอบ 2 กระบวนการ กระบวนการแรกการศึกษาผลกระทบของอุณหภูมิ เพื่อยืนยันอุณหภูมิที่มีประสิทธิภาพในนำมาใช้ในขั้นตอนการจำรูปชั่วคราวและการกู้คืนรูปร่าง ขั้นตอนที่สองขั้นตอนการศึกษาแบบวงจรการทำซ้ำ เพื่อระบุจุดที่ชิ้นงานมีสถานะที่มั่นคงในการทำงาน ซึ่งสถานะนี้ถูกกำหนดให้เป็นจุดที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการจำลองการทดสอบแถบปิดแผล

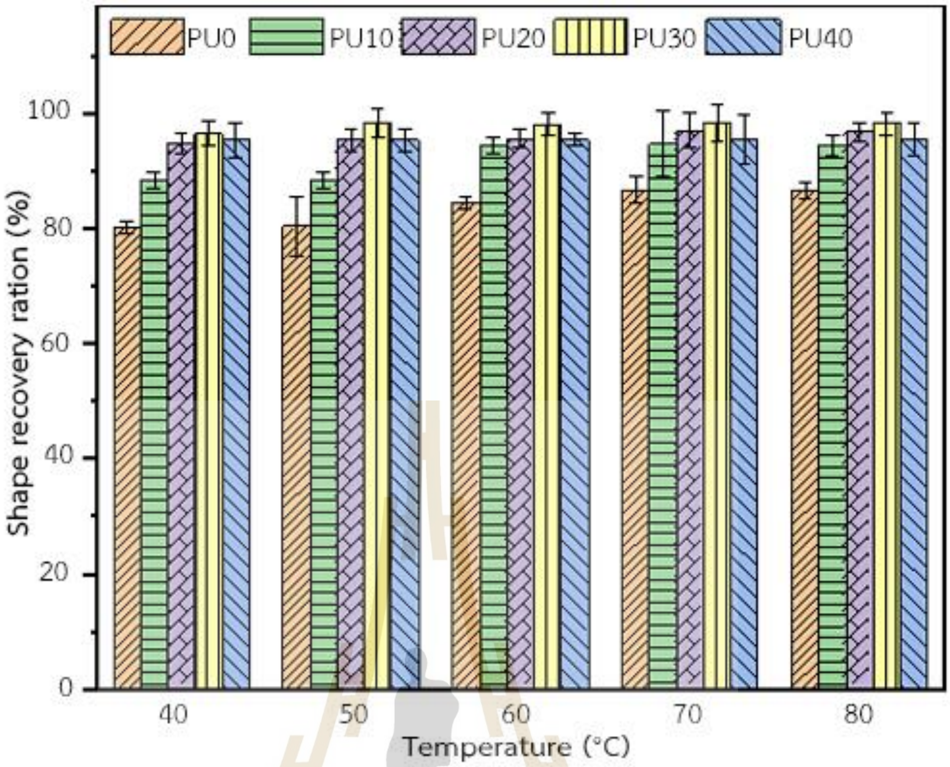
ขั้นตอนแรกอุณหภูมิที่ 40, 50, 60, 70 และ 80 องศาเซลเซียส ซึ่งอุณหภูมิต่ำสุดถูกเลือกจากอุณหภูมิการหลอมเหลวของที่ต่ำกว่าพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล และ อุณหภูมิสูงสุดที่มากกว่าอุณหภูมิการหลอมเหลวของ บิวเทนไดออล จากผลการทดสอบพฤติกรรมทางความร้อนก่อนหน้าผลจากการทดสอบ แสดงดังรูปที่ 4.4 ผลของอุณหภูมิในขั้นตอนการแก้ไขรูปร่างชั่วคราว และ การกู้คืนรูปร่าง เมื่อพิจารณาที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส ซึ่งอยู่ต่ำกว่าอุณหภูมิการหลอมเหลวของพอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ที่ PU0 ความสามารถในการจำรูปร่างชั่วคราวอยู่ที่ประมาณ 82 เปอร์เซ็นต์ เปรียบเทียบกับ PU40 การจำรูปร่างชั่วคราวเพิ่มขึ้นสูงสุดเป็น 87 เปอร์เซ็นต์ สิ่งนี้เกิดจากผลกระทบของการเติมน้ำมันปาล์มทำให้ความสามารถในการจำรูปร่างชั่วคราวเพิ่มสูงขึ้น ผลลัพธ์ที่คล้ายกันนี้พบได้ที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส แต่เมื่อพิจารณาที่อุณหภูมิที่ 60–80 องศาเซลเซียส ในขั้นตอนแก้ไขรูปร่างพบการจดจำรูปร่างชั่วคราวได้ 95–98 เปอร์เซ็นต์ เนื่องจากที่อุณหภูมิที่ต่ำกว่า 60 องศาเซลเซียส นั้นมีทั้งส่วนที่เป็นผลึกของ โพรแล็กโทน ไดออล และ บิวเทนไดออล อยู่รวมกันอยู่เมื่อมีการทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างชั่วคราว พลังงานความยืนหยุ่น (Elastic energy stored)

นั้นมีค่าที่สูง ส่งผลทำให้เกิดการบังคับชิ้นงานให้กลับคืนสู่รูปร่างเดิมของชิ้นงาน ทำให้ความสามารถในการคงรูปร่างชั่วคราวมีค่าต่ำ แต่เมื่อพิจารณาที่อุณหภูมิ 60–80 องศาเซลเซียส ซึ่งสูงกว่าอุณหภูมิการหลอมเหลวของ พอลิคาโพรแล็กโทน ไดออล ส่วนของผลึกมีการลดลง การจัดเก็บพลังงานความยืนหยุ่น จึงลดลงตามไปด้วยทำให้ความสามารถในการคงรูปร่างชั่วคราวมีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้น และจากผลของการกู้คืนรูปร่าง แสดงดังรูป 4.5 ผลของการกู้คืนรูปร่างนั้นไม่ขึ้นอยู่กับการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิ แต่ขึ้นอยู่กับอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์ม เมื่อพิจารณาที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส PU0 มีความสามารถในการกู้คืนรูปร่างที่ 80 เปอร์เซ็นต์ และที่ PU40 แสดงความสามารถในการกู้คืนรูปร่างที่ประมาณ 95.58 เปอร์เซ็นต์

ผลจากการทดสอบในขั้นตอนดังกล่าวทั้งหมดแสดงให้เห็นว่า ผลกระทบของอุณหภูมิส่งผลต่อความสามารถในการจดจำรูปร่างชั่วคราว แต่ไม่ส่งผลต่อความสามารถในการกู้คืนรูปร่าง แต่ปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อความสามารถในการกู้คืนรูปร่างนั้น ขึ้นอยู่กับอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มที่เติมลงไปในพอลิยูรีเทน



รูปที่ 4.4 สมบัติในการคงรูปร่างชั่วคราวของพอลิยูรีเทนภายใต้และอุณหภูมิที่ต่างกัน

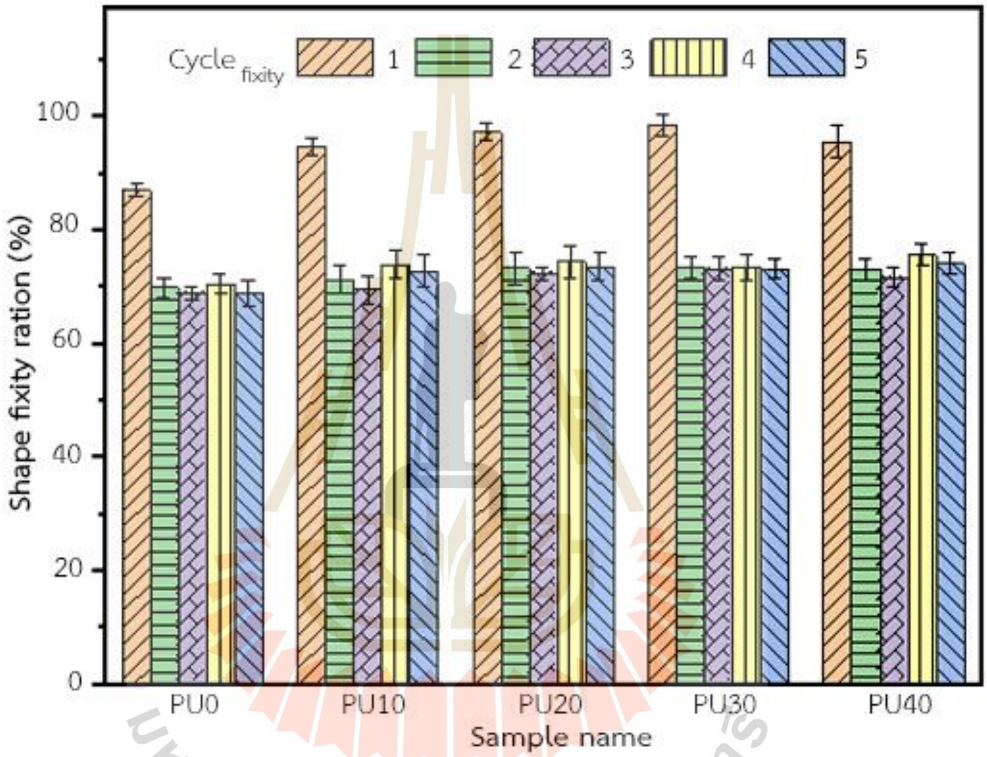


รูปที่ 4.5 สมบัติในการกู้คืนรูปร่างของพอลิยูรีเทนภายใต้และอุณหภูมิที่ต่างกัน

ขั้นตอนที่สองการศึกความสามารถในการทำซ้ำของ พอลิยูรีเทนฐานจำรูป เพื่อระบุจุดที่ชิ้นงานมีเสถียรภาพในการทำงาน อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส ถูกเลือกมาเพื่อใช้ทดสอบในขั้นตอนนี้ เนื่องจากความสามารถในการจดจำรูปร่างชั่วคราวที่ดีที่สุดจากขั้นตอนแรก ผลจากการทดสอบดังกล่าวแสดงใน รูปที่ 4.6 ความสามารถในการจำรูปร่างชั่วคราวของพอลิยูรีเทน พบการลดลงหลังรอบการทำซ้ำที่ 1 อย่างชัดเจน เนื่องจากผลึกของ บิวเทนไดออล บางส่วนเกิดการหลอมละลายในขั้นตอนการให้พลังงานความร้อน ส่งผลในสายโซ่ของพอลิเมอร์บางส่วนเกิดการเปลี่ยนรูปถาวรเมื่อถูกแรงภายนอกกระทำให้เกิดการยืดออก ทำให้เกิดโครงสร้างใหม่ที่ไม่สามารถย้อนกลับได้ในรอบการเปลี่ยนรูปแรก เมื่อพิจารณาที่ PU0 และ PU10 ในรอบการทำซ้ำตั้งแต่รอบที่ 2–5 ไม่พบความมีความเสถียรภาพและพบแนวโน้มที่จะลดลงอย่างต่อเนื่อง แต่เมื่อพิจารณาที่ PU20, PU30 และ PU40 ในรอบการทำซ้ำตั้งแต่รอบที่ 3 เสถียรภาพของหน่วยความจำรูปร่างชั่วคราว อย่างชัดเจนที่ประมาณ 70 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งแสดงให้เห็นถึงผลกระทบของการเติมน้ำมันปาล์มลงไปในพอลิยูรีเทน ช่วยให้ความสามารถในการทำซ้ำของพอลิยูรีเทนฐานจำรูป เกิดความเสถียรของการจดจำรูปร่างชั่วคราวแบบหลายรอบได้ ในส่วนของความเสถียรของหน่วยความจำรูปร่างแบบหลายรอบของการกู้คืนรูปร่าง

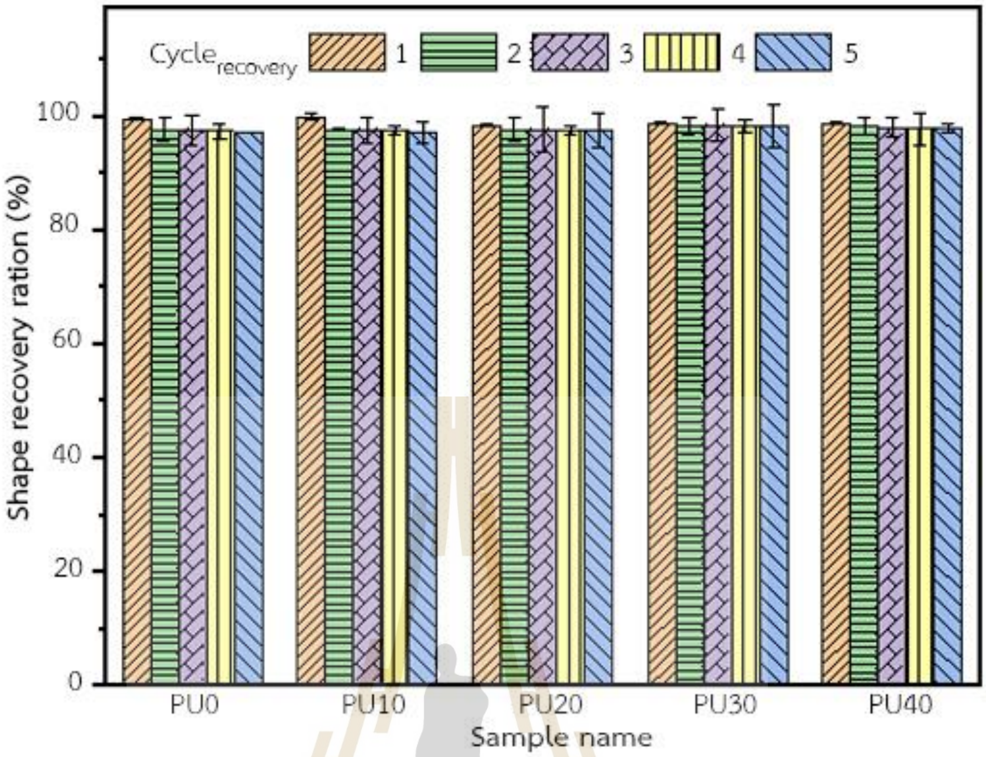
ผลการทดสอบดังกล่าวแสดงใน รูปที่ 4.7 แสดงให้เห็นว่าการกู้คืนรูปร่างยังมีความสามารถคงที่ประมาณ 97 % ตลอด 5 รอบการทดสอบในทุกอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์ม

ผลจากการทดสอบในขั้นตอนที่สองนี้แสดงให้เห็นถึงผลกระทบของน้ำมันปาล์มต่อความสามารถในการกำหนดเสถียรภาพของหน่วยความจำรูปร่างแบบหลายรอบอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งผลดังกล่าวจะถูกนำไปกำหนดรอบในการทำซ้ำของพอลิยูรีเทนฐานจำรูปก่อนนำไปใช้ทดสอบประสานบาดแผลผ่าตัดจำลองบนผิวหนังเทียมของมนุษย์ในขั้นตอนต่อไป



รูปที่ 4.6 สมบัติในการคงรูปร่างชั่วคราวรูปของพอลิยูรีเทนแบบทำซ้ำ

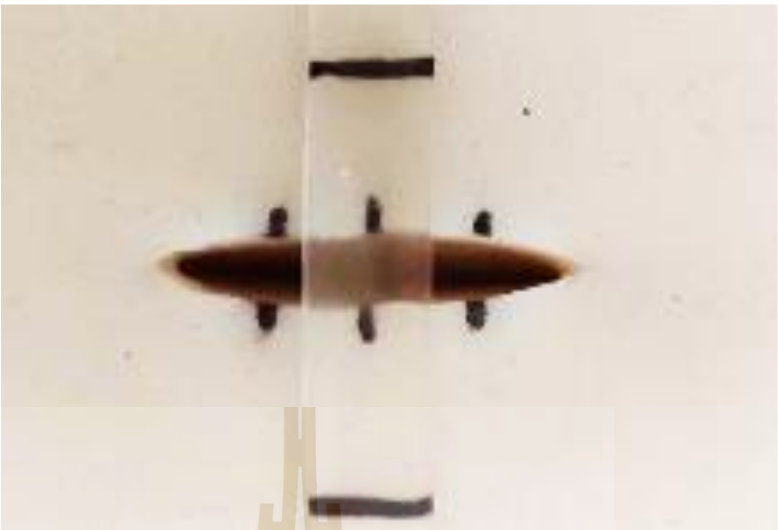
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 4.7 สมบัติในการคืนรูปของพอลิยูรีเทนแบบทำซ้ำ

4.6 การทดสอบจำลองการประสานบาดแผลโดยใช้ผิวหนังเทียมของมนุษย์

การจำลองการประสานบาดแผลผ่าตัด พอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน ถูกเลือกโดยพิจารณาจากคุณสมบัติเชิงกลของพอลิยูรีเทน เปรียบเทียบกับโมดุลัสของยัง สำหรับวัสดุไหมเย็บแผลที่ 130 เมกะพาสคัล เป็นค่าที่เพียงพอเป็นอย่างน้อยสำหรับการประสานบาดแผล ซึ่ง PU 20 มีค่าโมดุลัสของยังที่ $155.60 \pm 6.22 \times 10^{-2}$ เมกะพาสคัล และ PU30 มีค่าโมดูลัสของยังที่ $327.60 \pm 2.80 \times 10^{-2}$ เมกะพาสคัล ได้รับการเลือกเพื่อใช้ในการจำลองการประสานบาดแผลผ่าตัด โดยอาศัยหลักการทำงานของ พอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน การกระตุ้นการกู้คืนรูปร่างโดยการให้พลังงานความร้อนที่ 70 องศาเซลเซียส ทำให้เกิดการกู้คืนรูปร่างของชิ้นงานและรั้งบาดแผลเข้าหากันตำแหน่งการปิดบาดแผลบริเวณกึ่งกลางบาดแผล ลักษณะของบาดแผลทั้ง 2 ด้านมีความสมมาตรกัน ตำแหน่งและลักษณะในการปิดบาดแผลด้วยพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน แสดงในรูปที่ 4.8 การยึดติดของชิ้นงานกับผิวหนังเทียมของมนุษย์ถูกยึดติดด้วยหมุดที่ปลายของชิ้นงานทดสอบ

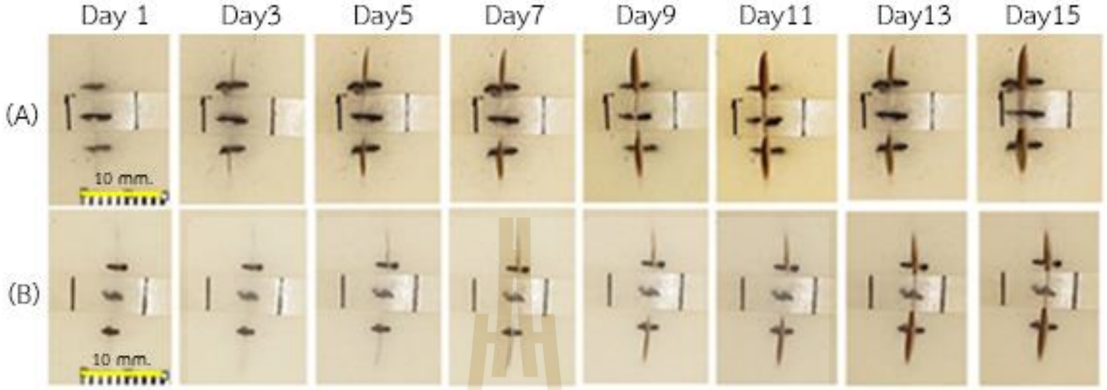


รูปที่ 4.8 การจำลองการปิดบาดแผลด้วยแผ่นพอลิยูรีเทนจำรูปบนผิวหนังเทียมของมนุษย์

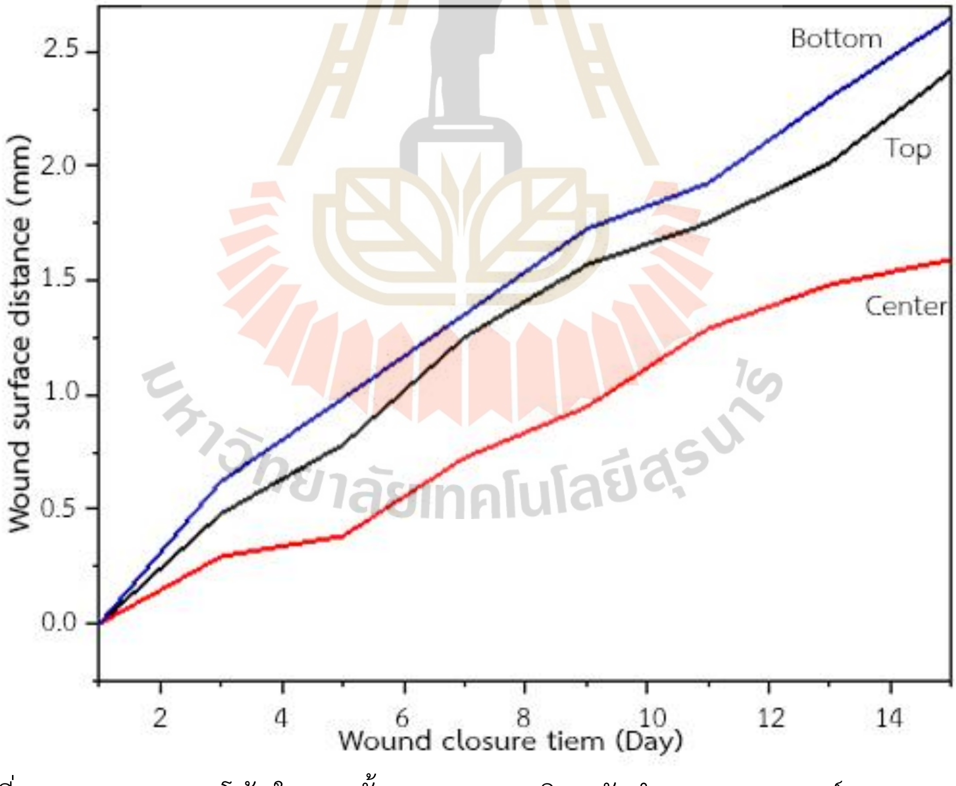
การทดสอบการประสานบาดแผลเป็นระยะเวลา 15 วัน แสดงในรูปที่ 4.9 แสดงให้เห็นว่า พอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน สามารถอาศัยพฤติกรรมในการกู้คืนรูปร่าง เพื่อทำให้เกิดการรั้งบาดแผลเข้าหากันได้จริง โดยสามารถสังเกตุได้จากวันที่ 1 บาดแผลทั้ง 2 ด้านถูดรั้งเข้าหากันได้อย่างแนบสนิทกัน ไม่เหลือช่องว่างระหว่างบาดแผลหลงเหลืออยู่ การศึกษาความสามารถในการรั้งปิดบาดแผล ภายในห้องที่ควบคุมอุณหภูมิที่ 25 องศาเซลเซียส การวิเคราะห์ภาพถ่ายที่ด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ภาพถ่าย ImageJ แสดงในรูป 4.10 และ 4.11 พบแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของบาดแผล ที่ถูกปิดด้วยแผ่นประสานบาดแผล PU20 เมื่อผ่านไป 3 วัน บาดแผลบนผิวหนังเทียมของมนุษย์นั้นพบการรั้งออกของบาดแผลบริเวณหัวและท้ายเล็กน้อย และในวันที่ 15 ของการทดสอบพบช่องว่างระหว่างบาดแผลที่ประมาณ 2.5 มิลลิเมตร การรั้งออกของบาดแผลดังกล่าวเกิดจากแรงรั้งออกของผิวหนังเทียมของมนุษย์ ซึ่งเมื่อพิจารณาที่ PU30 จะพบพฤติกรรมการรั้งออกของบาดแผลเช่นเดียวกับ PU20 แต่สามารถพบเห็นการเริ่มรั้งออกของบาดแผลได้ที่วันที่ 5 ของการทดสอบ และในวันที่ 15 ของการทดสอบพบช่องว่างระหว่างบาดแผลที่ 0.03 มิลลิเมตร สิ่งนี้แสดงให้เห็นถึงความสามารถในการรั้งบาดแผลเข้าไว้ด้วยกันของ PU 30 นั้นมีประสิทธิภาพในการรั้งบาดแผลไว้ได้ดีกว่า PU20 ซึ่งสิ่งนี้สอดคล้องกับค่าโมดูลัสของยัง ที่ได้จากการทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุของ PU30 มีค่ามากกว่า PU20 จากการทดสอบสมบัติเชิงกลก่อนหน้าอีกด้วย

ผลลัพธ์จากการทดสอบการประสานบาดแผลด้วยพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน และการทดสอบการรั้งบาดแผลทิ้งไว้ 15 วัน แสดงให้เห็นว่า PU20 และ PU30 สามารถประสานบาดแผลเข้าหากันได้ตามเป้าหมายของการศึกษา แต่ความสามารถในการรั้งบาดแผลเข้าไว้ด้วยกัน PU30 สามารถประสิทธิภาพในการประสานบาดแผลเข้าหากัน และรั้งบาดแผลไว้เป็นเวลา 15 วัน ได้อย่างมี

ประสิทธิภาพมากกว่า PU20 อย่างชัดเจน ซึ่งเป็นผลมาจากปรับปรุงค่าโมดูลัสของยังจากการเติมอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มลงไปในพอลิยูรีเทน ส่งผลอย่างมากต่อประสิทธิภาพในการรั้งบาดแผลให้อยู่แนบชิดสนิทกัน

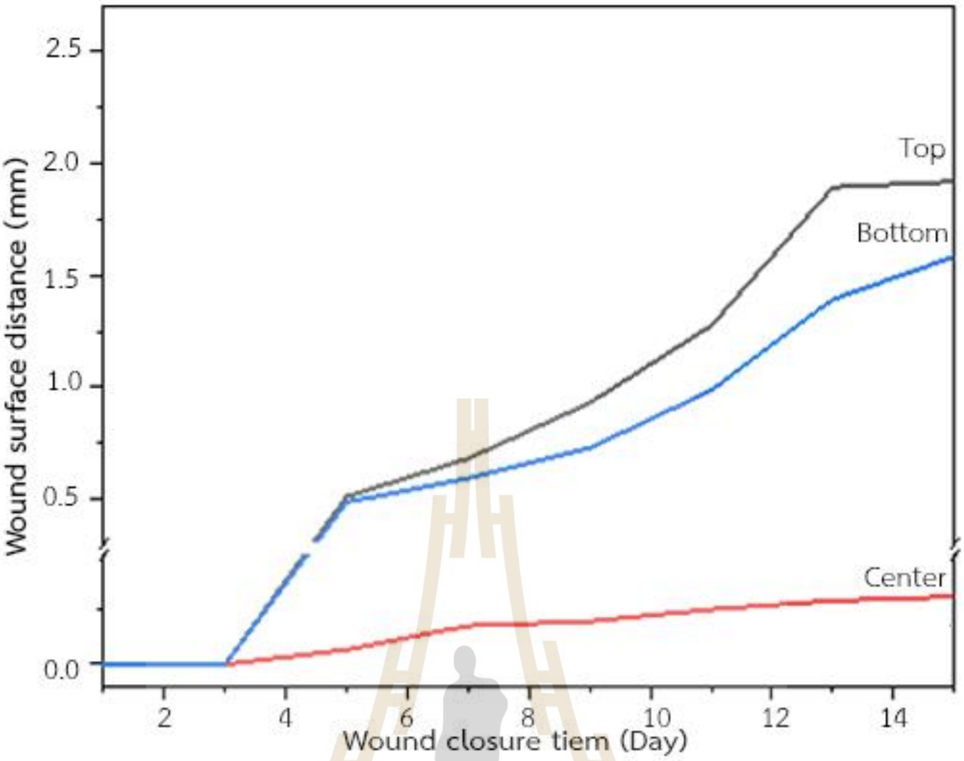


รูปที่ 4.9 การแสดงการจำลองการทำงานในการปิดสมานบาดแผล (A) พอลิยูรีเทนที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม 20 เปอร์เซ็นต์ (B) พอลิยูรีเทนที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม 30 เปอร์เซ็นต์



รูปที่ 4.10 แสดงแนวโน้มในการรั้งบาดแผลบนผิวหนังจำลองของมนุษย์ระยะเวลา 15 วัน ของพอลิยูรีเทนที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม 20 เปอร์เซ็นต์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 4.11 แสดงแนวโน้มในการรั้งบาดแผลบนผิวหนังจำลองของมนุษย์ระยะเวลา 15 วัน ของพอลิยูรีเทนที่มีอัตราส่วนของน้ำมันปาล์ม 30 เปอร์เซ็นต์

บทที่ 5
สรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

พอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทนที่มีการปรับปรุงสมบัติค่ามอดุลัสของยัง โดยการเติมอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์ม 0 ถึง 40 เพื่อใช้เป็นวัสดุทดแทนการใช้ไหมเย็บแผลผ่าตัดในปัจจุบัน พบว่าตั้งแต่ PU20 ขึ้นไป ค่ามอดุลัสของยังสามารถเพิ่มขึ้นได้ตามเป้าหมายที่ 130 เมกะพาสคัล และเพิ่มขึ้นสูงสุดที่ PU30 โดยจากการทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุอ้างอิงตามมาตรฐาน ASTM D635 ผลจากการทดสอบ PU0 มีค่า88.60 $\pm$ 3.20 $\times 10^2$ เมกะพาสคัล เปรียบเทียบกับ PU30 มีค่า 327.60 $\pm$ 2.80 $\times 10^2$ เมกะพาสคัล ซึ่งมีการเพิ่มขึ้นประมาณ 2.7 เท่า สิ่งนี้แสดงให้เห็นถึงผลกระทบของการเติมอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มลงในพอลิยูรีเทน

การทดสอบจำลองการประสานบาดแผลโดยใช้ผิวหนังเทียมของมนุษย์ บาดแผลขนาด 10 มิลลิเมตร ภายในห้องควบคุมอุณหภูมิแบบปิดที่ 25 องศาเซลเซียส ผลปรากฏว่า PU20 และ PU30 พบความสามารถในการประสานบาดแผลให้เข้าหากันได้อย่างแนบสนิท โดยอาศัยพฤติกรรมในการกู้คืนรูปร่างของพอลิเมอร์จำรูปได้จริง และ PU30 แสดงประสิทธิภาพในการรั้งบาดแผลไว้ด้วยกันระยะเวลา 15 วัน ได้ดีกว่า PU 20 อย่างชัดเจน

5.2 ข้อเสนอแนะ

แม้ว่าการศึกษานี้จะบรรลุผลสำเร็จ แต่ยังคงมีประเด็นที่ควรศึกษาต่อไป เช่น อุณหภูมิการกู้คืนรูปร่างของพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน ที่ค่อนข้างสูงต้องมีการศึกษาเพื่อลดอุณหภูมิการทำงานควบคู่ไปกับการประเมินสมบัติเชิงกลของวัสดุ นอกจากนี้ควรมีการตรวจสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ของพอลิเมอร์จำรูปฐานพอลิยูรีเทน ที่มีการปรับปรุงโมดูลัสของยังโดยการเติมอัตราส่วนโมลของน้ำมันปาล์มนั้นมีความสำคัญอย่างยิ่ง ก่อนนำไปศึกษาในสัตว์ทดลอง แล้วจึงนำมาประยุกต์เพื่อนำมาใช้จริงกับมนุษย์ เพื่อการขอการรับรองความปลอดภัยและความเหมาะสมในการใช้งานทางการแพทย์ต่อไปในอนาคต

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายการอ้างอิง

Ahmad, M., Luo, J., Xu, B., Purnawali, H., King, P. J., Chalker, P. R., Miraftab, M. (2011). Synthesis and Characterization of Polyurethane-Based Shape-Memory Polymers for Tailored Tg around Body Temperature for Medical Applications. Macromolecular Chemistry and Physics, 212(6), 592-602. doi:https://doi.org/10.1002/macp.201000540

Badri, K., Othman, Z., & Ahmad, S. (2004). Rigid polyurethane foams from oil palm resources. Journal of Materials Science, 39(16-17), 5541-5542. doi:https://doi.org/10.1023/B:JMSC.0000039282.86374.fc

Barik, S. K., Rao, P. S., & Mohanty, R. (2019). A review on initiation, structure and advance utilization of shape memory polymer. Journal of Advanced Scientific Research, 10(03 Suppl 1), 131-138.

Berger, K. G., Siew, W. L., & Oh, F. C. H. (1982). Factors affecting slip melting point of palm oil products. Journal of the American Oil Chemists' Society, 59(5), 244-249. doi:https://doi.org/10.1007/BF02582187

Binti, K., Haji Badri, K., Maisara, S., Binti, S., Shahrom, R., Hao, L., . . . Sien, W. (2010). FTIR spectroscopy analysis of the prepolymerization of palm-based polyurethane. Solid State Sci. Technol., 18, 1-8.

Brito, Y. C., Ferreira, D. A. C., Fragoso, D. M. d. A., Mendes, P. R., Oliveira, C. M. J. d., Meneghetti, M. R., & Meneghetti, S. M. P. (2012). Simultaneous conversion of triacylglycerides and fatty acids into fatty acid methyl esters using organometallic tin(IV) compounds as catalysts. Applied Catalysis A: General, 443-444, 202-206. doi:https://doi.org/10.1016/j.apcata.2012.07.040

Capek, L., Jacquet, E., Dzan, L., & Simunek, A. (2012). The analysis of forces needed for the suturing of elliptical skin wounds. Med Biol Eng Comput, 50(2), 193-198. doi:10.1007/s11517-011-0857-5

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

CHANDA, A., & UNNIKRISHNAN, V. (2017). A REALISTIC 3D COMPUTATIONAL MODEL OF THE CLOSURE OF SKIN WOUND WITH INTERRUPTED SUTURES. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 17(01), 1750025.

. CHAPTER 14 - Tissue Adhesives and Alternative Wound Closure. (2005). In A. T. Trott (Ed.), Wounds and Lacerations (Third Edition) (pp. 209-222). Philadelphia: Mosby.

Crescenzi, V., Manzini, G., Calzolari, G., & Borri, C. (1972). Thermodynamics of fusion of poly-β-propiolactone and poly-ϵ-caprolactone. comparative analysis of the melting of aliphatic polylactone and polyester chains. European Polymer Journal, 8(3), 449-463. doi:https://doi.org/10.1016/0014-3057(72)90109-7

Eftekhari, B. S., Karkhaneh, A., & Alizadeh, A. (2017). Physically targeted intravenous polyurethane nanoparticles for controlled release of atorvastatin calcium. Iranian biomedical journal, 21(6), 369.

Elshazly, T. M., Keilig, L., Alkabani, Y., Ghoneima, A., Abuzayda, M., Talaat, S., & Bourauel, C. P. (2021). Primary Evaluation of Shape Recovery of Orthodontic Aligners Fabricated from Shape Memory Polymer (A Typodont Study). Dentistry Journal, 9(3), 31. Retrieved from https://www.mdpi.com/2304-6767/9/3/31

Eyvazzadeh Kalajahi, A., Rezaei, M., & Abbasi, F. (2016). Preparation, characterization, and thermo-mechanical properties of poly (ε-caprolactone)-piperazine-based polyurethane-urea shape memory polymers. Journal of Materials Science, 51(9), 4379-4389. doi:10.1007/s10853-016-9750-9

Garrison, T. F., & Kessler, M. R. (2016). 3 - Plant Oil-Based Polyurethanes. In S. A. Madbouly, C. Zhang, & M. R. Kessler (Eds.), Bio-Based Plant Oil Polymers and Composites (pp. 37-54): William Andrew Publishing.

Goldstein, L. S., Dewhirst, M. W., Repacholi, M., & Kheifets, L. (2003). Summary, conclusions and recommendations: adverse temperature levels in the

human body. International Journal of Hyperthermia, 19(3), 373-384. doi:10.1080/0265673031000090701

Greenwald, D., Shumway, S., Albear, P., & Gottlieb, L. (1994). Mechanical comparison of 10 suture materials before and after in vivo incubation. J Surg Res, 56(4), 372-377. doi:10.1006/jsre.1994.1058

Han, J., Chen, B., Ye, L., Zhang, A.-y., Zhang, J., & Feng, Z.-g. (2009). Synthesis and characterization of biodegradable polyurethane based on poly(ε-caprolactone) and L-lysine ethyl ester diisocyanate. Frontiers of Materials Science in China, 3(1), 25-32. doi:https://doi.org/10.1007/s11706-009-0013-4

International, A. (2015). ASTM D638-14, Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics: ASTM International.

Jeewantha, J., Jayalath, S., Emmanuel, C., Herath, M., Forster, E., Islam, M., . . . Epaarachchi, J. (2022). Shape memory polymer smart plaster for orthopaedic treatments. Smart Materials and Structures, 31(11), 115016. doi:10.1088/1361-665X/ac943b

Jung, Y. C., & Cho, J. W. (2010). Application of shape memory polyurethane in orthodontic. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 21(10), 2881-2886. doi:10.1007/s10856-008-3538-7

Kaikade, D. S., & Sabnis, A. S. (2023). Recent Advances in Polyurethane Coatings and Adhesives Derived from Vegetable Oil-Based Polyols. Journal of Polymers and the Environment, 31(11), 4583-4605. doi:https://doi.org/10.1007/s10924-023-02920-z

Kalita, H. (2018). Shape Memory Polymers: Theory and Application: Walter de Gruyter GmbH & Co KG.

Kandi, R., Pandey, P. M., Majood, M., & Mohanty, S. (2021). Fabrication and characterization of customized tubular scaffolds for tracheal tissue

engineering by using solvent based 3D printing on predefined template. Rapid Prototyping Journal, 27(2), 421-428. doi:10.1108/RPJ-08-2020-0186

Khan, F., Valere, S., Fuhrmann, S., Arrighi, V., & Bradley, M. (2013). Synthesis and cellular compatibility of multi-block biodegradable poly(ε-caprolactone)-based polyurethanes. J Mater Chem B, 1(20), 2590-2600. doi:10.1039/c3tb00358b

Kim, B. K., Shin, Y. J., Cho, S. M., & Jeong, H. M. (2000). Shape-memory behavior of segmented polyurethanes with an amorphous reversible phase: The effect of block length and content. Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics, 38(20), 2652-2657.

Kwon, J. Y., Yun, H. G., & Park, I. Y. (2018). n-Butyl-2-cyanoacrylate tissue adhesive (Histoacryl) vs. subcuticular sutures for skin closure of Pfannenstiel incisions following cesarean delivery. PLOS ONE, 13(9), e0202074.

Larrabee, W. F., & Galt, J. A. (2009). A finite element model of skin deformation. III. The finite element model. The Laryngoscope, 96(4), 413-419.

Larrabee, W. F., Jr. (1986). A finite element model of skin deformation. I. Biomechanics of skin and soft tissue: a review. Laryngoscope, 96(4), 399-405.

Larrabee, W. F., Jr., & Sutton, D. (1986). A finite element model of skin deformation. II. An experimental model of skin deformation. Laryngoscope, 96(4), 406-412.

Lee, B. S., Chun, B. C., Chung, Y.-C., Sul, K. I., & Cho, J. W. (2001). Structure and Thermomechanical Properties of Polyurethane Block Copolymers with Shape Memory Effect. Macromolecules, 34(18), 6431-6437.

Lee, C. S., Ooi, T. L., Chuah, C. H., & Ahmad, S. (2007). Rigid Polyurethane Foam Production from Palm Oil-Based Epoxidized Diethanolamides. Journal of the American Oil Chemists' Society, 84(12), 1161-1167.

Lendlein, A., & Kelch, S. (2002). Shape-Memory Polymers. Angewandte Chemie International Edition, 41(12), 2034-2057. doi:https://doi.org/10.1002/1521-3773(20020617)41:12<2034::AID-ANIE2034>3.0.CO;2-M

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

Li, X., Liu, H., Wang, J., & Li, C. (2012). Preparation and characterization of poly(ε-caprolactone) nonwoven mats via melt electrospinning. Polymer, 53(1), 248-253. doi:https://doi.org/10.1016/j.polymer.2011.11.008

Lumcharoen, D., & Saravari, O. (2014). Preparation and characterization of flexible polyurethane foams from palm oil-based polyol. Advanced Materials Research, 911, 352-356.

Mahmud, S. N. S., Jusoh, M. A., Jasim, S. E., & Gambang, P. A Review: Method of Preparing Palm Oil Based Polyurethane. Paper presented at the Proceedings of The National Conference for Postgraduate Research 2016.

Meng, H., & Hu, J. (2010). A Brief Review of Stimulus-active Polymers Responsive to Thermal, Light, Magnetic, Electric, and Water/Solvent Stimuli. Journal of Intelligent Material Systems and Structures, 21(9), 859-885.

Ohki, T., Ni, Q.-Q., Ohsako, N., & Iwamoto, M. (2004). Mechanical and shape memory behavior of composites with shape memory polymer. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 35(9), 1065-1073.

Pawlik, H., & Prociak, A. (2012). Influence of Palm Oil-Based Polyol on the Properties of Flexible Polyurethane Foams. Journal of Polymers and the Environment, 20(2), 438-445. doi:10.1007/s10924-011-0393-2

Peterson, G. I., Dobrynin, A. V., & Becker, M. L. (2016). α-Amino Acid-Based Poly(Ester urea)s as Multishape Memory Polymers for Biomedical Applications. ACS Macro Letters, 5(10), 1176-1179. doi:10.1021/acsmacrolett.6b00648

Peterson, G. I., Dobrynin, A. V., & Becker, M. L. (2017). Biodegradable Shape Memory Polymers in Medicine. Advanced Healthcare Materials, 6(21), 1700694. doi:https://doi.org/10.1002/adhm.201700694

Ping, P., Wang, W., Chen, X., & Jing, X. (2005). Poly(ε-caprolactone) Polyurethane and Its Shape-Memory Property. Biomacromolecules, 6(2), 587-592.

Pringpromsuk, S., Xia, H., & Ni, Q.-Q. (2020). Multifunctional stimuli-responsive shape memory polyurethane gels for soft actuators. Sensors and Actuators A: Physical, 313, 112207. doi:https://doi.org/10.1016/j.sna.2020.112207

Rubino, L., Torrisi, G., Brambilla, L., Rubino, L., Ortenzi, M. A., Galimberti, M., & Barbera, V. (2022). Polyhydroxylated Nanosized Graphite as Multifunctional Building Block for Polyurethanes. Polymers, 14(6), 1159. Retrieved from

Saad, N. M., & Zubir, S. A. (2019). Palm Kernel Oil Polyol-based Polyurethane as Shape Memory Material: Effect of Polyol Molar Ratio.

Sabahi, N., Roohani, I., Wang, C. H., Farajzadeh, E., & Li, X. (2023). Thermoplastic polyurethane-based shape memory polymers with potential biomedical application: The effect of TPU soft-segment on shape memory effect and cytocompatibility. Polymer, 283, 126189.

Shagan, A., Zhang, W., Mehta, M., Levi, S., Kohane, D., & Mizrahi, B. (2019). Hot Glue Gun Releasing Biocompatible Tissue Adhesive. Advanced Functional Materials, 30. doi:10.1002/adfm.201900998

Simcock, J. W., Armitage, J., Dixon, L., MacFarlane, K., Robertson, G. M., & Frizelle, F. A. (2014). Skin closure after laparotomy with staples or sutures: a study of the mature scar. ANZ Journal of Surgery, 84(9), 656-659.

Sokolowski, W., Metcalfe, A., Hayashi, S., Yahia, L. H., & Raymond, J. (2007). Medical applications of shape memory polymers. Biomedical Materials, 2(1), S23.

Staszczak, M., Nabavian Kalat, M., Golasiński, K. M., Urbański, L., Takeda, K., Matsui, R., & Pieczyska, E. A. (2022). Characterization of Polyurethane Shape Memory Polymer and Determination of Shape Fixity and Shape Recovery in Subsequent Thermomechanical Cycles. Polymers, 14(21), 4775. Retrieved from https://www.mdpi.com/2073-4360/14/21/4775

Stavila, E., Yuliati, F., Adharis, A., Laksmono, J. A., & Iqbal, M. (2023). Recent advances in synthesis of polymers based on palm oil and its fatty acids. RSC advances, 13(22), 14747-14775.

Taira, B. R., Singer, A. J., Rooney, J., Steinhauff, N. T., & Zimmerman, T. (2010). An In-Vivo Study of the Wound-Bursting Strengths of Octyl-Cyanoacrylate, Butyl-Cyanoacrylate, and Surgical Tape in Rats. The Journal of Emergency Medicine, 38(4), 546-551.

Tan, C., Tirri, T., & Wilen, C.-E. (2017). Investigation on the Influence of Chain Extenders on the Performance of One-Component Moisture-Curable Polyurethane Adhesives. Polymers, 9(5), 184. Retrieved from https://www.mdpi.com/2073-4360/9/5/184

Tan, C. P., & Che Man, Y. B. (2002). Differential scanning calorimetric analysis of palm oil, palm oil based products and coconut oil: effects of scanning rate variation. Food Chemistry, 76(1), 89-102. doi:https://doi.org/10.1016/S0308-8146(01)00241-2

Tanaka, R., Hirose, S., & Hatakeyama, H. (2008). Preparation and characterization of polyurethane foams using a palm oil-based polyol. Bioresource Technology, 99(9), 3810-3816. doi:https://doi.org/10.1016/j.biortech.2007.07.007

Tantisuwanno, C., Jain, T., Tseng, Y.-M., & Joy, A. (2024). Pendant Amines in the Hard or Soft Segments of PCL-Polyurethanes Have Contrasting Effects on the Mechanical and Surface Properties. Macromolecules, 57(9), 4448-4459. doi:10.1021/acs.macromol.3c02292

Tobushi, H., Hashimoto, T., Ito, N., Hayashi, S., & Yamada, E. (1998). Shape Fixity and Shape Recovery in a Film of Shape Memory Polymer of Polyurethane Series. Journal of Intelligent Material Systems and Structures, 9(2), 127-136. doi:10.1177/1045389X9800900206

Tobushi, H., Hayashi, S., & Kojima, S. (1992). Mechanical Properties of Shape Memory Polymer of Polyurethane Series : Basic Characteristics of Stress-Strain-

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

Temperature Relationship. JSME international journal. Ser. 1, Solid mechanics, strength of materials, 35(3), 296-302.

Tobushi, H., Shimada, D., Hayashi, S., & Endo, M. (2003). Shape fixity and shape recovery of polyurethane shape-memory polymer foams. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications, 217(2), 135-143. doi:10.1177/146442070321700205

Valerie, E.-J. (2016). Essential Microbiology for Wound Care. Oxford, United Kingdom: OUP Oxford.

van de Gevel, D. F. D., Hamad, M. A. S., Elenbaas, T. W. O., Ostertag, J. U., & Schönberger, J. P. A. M. (2010). Is the use of Steri-Strip™ S for wound closure after coronary artery bypass grafting better than intracuticular suture? Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery, 10(4), 561-564.

Wang, H., Domingos, M., & Scenini, F. (2018). Advanced mechanical and thermal characterization of 3D bioextruded poly(e-caprolactone)-based composites. Rapid Prototyping Journal, 24(4), 731-738. doi:10.1108/RPJ-10-2016-0165

Wei, Z. G., Sandstroröm, R., & Miyazaki, S. (1998). Shape-memory materials and hybrid composites for smart systems: Part I Shape-memory materials. Journal of Materials Science, 33(15), 3743-3762. doi:10.1023/A:1004692329247

Xia, Y., & Larock, R. C. (2010). Vegetable oil-based polymeric materials: synthesis, properties, and applications. Green Chemistry, 12(11), 1893-1909.

Yeoh, F. H., Lee, C. S., Kang, Y. B., Wong, S. F., Cheng, S. F., & Ng, W. S. (2020). Production of Biodegradable Palm Oil-Based Polyurethane as Potential Biomaterial for Biomedical Applications. Polymers, 12(8), 1842. Retrieved from

Zhang, C. (2023). Plant Oil-based Polyurethanes. In Z. Liu & G. Kraus (Eds.), Green Chemistry and Green Materials from Plant Oils and Natural Acids (Vol. 83, pp. 0): Royal Society of Chemistry.

Zhang, H., Zhang, F., & Wu, Y. (2020). Robust Stretchable Thermoplastic Polyurethanes with Long Soft Segments and Steric Semisymmetric Hard Segments. Industrial & Engineering Chemistry Research, 59(10), 4483-4492. doi:10.1021/acs.iecr.9b06107

ภาคผนวก ก

รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

Sirasit Kampangsat, Todsapol Kajornprai, Warakarn Tangjatuporn, Nitinat Suppakarn, Tatiya Trongsatitkul (2024) Enhancing Tensile Modulus of Polyurethane-Based Shape Memory Polymers for Wound Closure Applications through the Addition of Palm Oil. Polymers, 16(13), 1941.

https://doi.org/10.3390/polym16131941

polymers

an Open Access Journal by MDPI

Indexed in: PubMed | CITESCORE 8.0 | IMPACT FACTOR 4.7

CERTIFICATE OF ACCEPTANCE

The certificate of acceptance for the manuscript (polymers-3043162) titled:

Enhancing Tensile Modulus of Polyurethane-based Shape Memory Polymers for Wound Closure Applications through the Addition of Palm Oil

Authored by:

Sirasit Kampangsat; Todsapol Kajornprai; Warakarn Tangjatuporn; Nitinat Suppakarn; Tatiya Trongsatitkul

was accepted in *Polymers* (ISSN 2073-4360) on 03 July 2024

MDPI Academic Open Access Publishing since 1996

Basel, July 2024

Dr. Shu-Kun Lin

Publisher & President

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

polymers

MDPI

Article

Enhancing Tensile Modulus of Polyurethane-Based Shape Memory Polymers for Wound Closure Applications through the Addition of Palm Oil

Sirasit Kampangsat [1], Todsapol Kajornprai [2,3], Warakarn Tangjatuporn [4], Nitinat Suppakarn [2,3] and Tatiya Trongsatitkul [1,2,3,*]

[1] School of Biomedical Innovation Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand; sirasit.kampangsat@hotmail.com
[2] School of Polymer Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand; kajornprai.t@gmail.com (T.K.); nitinat@g.sut.ac.th (N.S.)
[3] Research Center for Biocomposite Materials for Medical Industry and Agricultural and Food Industry, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand
[4] School of Surgery, Institute of Medicine, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand; warakarnt@sut.ac.th
* Correspondence: tatiya@sut.ac.th

Abstract: Thermo-responsive, biocompatible polyurethane (PU) with shape memory properties is highly desirable for biomedical applications. An innovative approach to producing wound closure strips using shape memory polymers (SMPs) is of significant interest. In this work, PU composed of polycaprolactone (PCL) and 1,4-butanediol (BDO) was synthesized using two-step polymerization. Palm oil (PO) was added to PU for enhancing the Young's modulus of the PU beyond the set criterion of 130 MPa. It was found that PU had the ability to crystallize at room temperature and the segments of individual PCL and BDO polyurethanes crystallized separately. The crystalline domains and hard segment of PU greatly affected the tensile properties. The reduction of crystalline domains by the addition of PO and deformation at the higher melting temperature of the crystalline PCL polyurethane phase improved the shape fixity and shape recovery ratios. The new irreversible phase, raised from the permanent deformation upon stretching at the between melting temperature of the crystalline PCL and BDO polyurethanes of 70 °C, resulted in a decrease in shape fixity ratio after the first thermomechanical stretching–recovering cycles. The demonstration of PU as a wound closure strip showed its efficiency and potential until the surgical wound healed.

Keywords: shape memory polymer; polyurethane; polycaprolactone; wound closure; palm oil

check for updates

Citation: Kampangsat, S.; Kajornprai, T.; Tangjatuporn, W.; Suppakarn, N.; Trongsatitkul, T. Enhancing Tensile Modulus of Polyurethane-Based Shape Memory Polymers for Wound Closure Applications through the Addition of Palm Oil. *Polymers* **2024**, *16*, 1941. https://doi.org/10.3390/polym16131941

Academic Editors: Jianxun Ding, Xufeng Dong and Yingdan Liu

Received: 20 May 2024
Revised: 28 June 2024
Accepted: 3 July 2024
Published: 7 July 2024

Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

1. Introduction

SMPs are a type of smart polymer that has become a significant category of responsive materials for medical implants and biomedical and engineering applications [1–4]. The key feature of SMPs is their ability to be programmed into a temporary shape by deformation at the programming temperature (T_p) and then return to their original shape when exposed to external stimuli such as heat, electricity, enzymes, etc. [4,5]. Thermo-responsive SMPs typically consist of two phases: a thermally reversible phase (e.g., hydrogen bonds and glassy-amorphous domains) that maintains a temporary shape and an irreversible phase (e.g., chemical/physical cross-links and crystalline domains) that enables the recovery of the original shape [4,6]. The reversible phase is responsible for fixing the temporary shape after sample deformation by cooling and can be reversed by heating across the shape-recovery temperature (T_r) [4,7,8]. The permanent network or irreversible phase stores the elastic energy that drives the shape recovery upon stimulation and determines the original shape [4,6]. For polymer materials, the glass transition temperature (T_g) of the amorphous segment or melting temperature (T_m) of crystalline domains can be used as the

T_r [4]. These properties allow SMPs to be used in many applications, including orthodontic wires [9], orthodontic aligners [7], smart plaster [10], smart splints [3], sutures [4], and wound closure strips [4].

Recent advancements in SMPs hold promise for use as wound closure strips. Wound closure is a critical step in wound healing, as bringing the tissues surrounding a surgical wound into close proximity facilitates efficient healing, reducing the risk of infection [11]. Currently, various methods, such as sutures or surgical staples, are employed for wound closure [12]. However, while these methods are effective, they may also result in increased pain and/or additional scarring [13]. This drawback has spurred research into alternative products, including adhesive-based solutions like glue wounds [14] or Steri-strip [15]. Nevertheless, these alternatives present challenges such as application difficulties and limitations in closing certain types of wounds, rendering them unable to address all scenarios [16,17].

For wound closure applications, the designed wound closure strip must be tough and chemically safe to avoid causing skin irritation. More importantly, the smart strip needs to effectively bring the skin together without losing its shape. In other words, from the material property point of view, the Young's modulus of the strip must be greater than that of the skin. This modulus is required to ensure that the strip maintains its shape while pulling the two sides of the wound together. For wound closure applications, the smart strip needs to effectively bring the skin together without losing its shape, similar to that of a suture. Greenwald et al. [18] suggested that the mechanical properties of monofilament sutures (Maxon or PDS), which are currently popular for surgical wound closure, include a Young's modulus of 130 MPa. This modulus is greater than that of human skin and is more than sufficient to hold surgical wounds together.

For the thermo-responsive SMP wound closure strip, the T_r is also important. Heat is applied on the strip to recover its primary shape. At T_r, the strip shrinks, providing the force necessary to pull the skin around the wound together. Ideally, the T_r should be slightly above the physiological temperature. The risk of thermal injury for most mammalian tissues depends on both temperature and the duration of exposure. It was reported that tissue underwent irreversible damage after 60 min of exposure at 43 °C. The same level of damage occurred with 30 min of exposure at 44 °C or 15 min at 45 °C, indicating that the heating time halved for each degree increase in temperature [19]. Therefore, enhancing the modulus of PU-based SMPs to meet the requirements for wound closure with a low T_r close to human temperature, the body core temperature of 36–38 °C [19], is a crucial attribute to consider for achieving practical application.

PU is a promising candidate for meeting these requirements due to its adaptable mechanical properties, which can be tailored to fit specific applications [1,20,21]. In an early application [22], a PU-based SMP was employed for a custom-designed spoon handle intended for the physically handicapped. In this use case, the spoon handle was heated and shaped to match an individual hand shape, and then its shape was fixed at room temperature to provide a comfortable and personalized fit. PU is composed of linear soft and hard segments linking with urethane bonds, formed by the reaction of a diisocyanate hard segment with a polyol soft segment [23–25]. The properties of PU-based SMPs largely depend on the structure, shape, and crystallization of hard and soft segments. The symmetrical diisocyanate tends to form a crystallizable structure [25]. Ahmad, M. et al. [24] synthesized various PU-based SMPs by utilizing five different polyols as soft segments and two different diisocyanate structures (liner aromatic bent structure of 4,4′-diphenylmethane diisocyanate (MDI) and cycloaliphatic isophorone diisocyanate (IPDI)) as hard segments. A higher MDI content results in SMPUs with enhanced shape-memory properties. Because IPDI had short-range conformational motions and restricted segmental movements of soft-segment chains, increasing IPDI content led to a weaker shape-memory effect while the fixity rate increased. The T_r of the SMPUs can be adjusted between 30 and 45 °C by altering the MDI-to-IPDI molar ratio, making them suitable for medical device applications due to their proximity to body temperature. In the literature, it was found that manipulating the

hard-segment contents in the PU-based SMPs played a crucial role in physical characteristics and their shape memory properties [6,26]. A high degree of crosslinking is essential for producing PU-based SMPs with good thermomechanical properties and shape-memory effects [24]. Kim, B.K. et al. [6] reported that, as a major component was the soft segment, the Young's modulus and tensile strength decreased as the block lengths increased. In addition, the low content of the hard segment was detrimental to shape recovery. The BDO hard segment was used to synthesize PU-based SMPs with good mechanical and shape memory properties [6,26]. Lee, B.S. et al. [26] revealed that maximum stress, tensile modulus, and elongation of PU-based SMPs increased significantly as the BDO hard-segment content moved beyond 30 wt%. In addition, the high shape recovery of around 80–95% was achieved at 30–45 wt% of hard-segment contents.

PCL is a soft semi-crystalline polymer with biodegradable and biocompatible properties, having low T_g and T_m at around −60 and 60 °C [27], respectively. Thus, this material exhibits flexible and rubber-like characteristics at room temperature, and it is applicable for thermal stimulation of shape recovery close to human temperature. PU-based SMPs composed of PCL soft segments and BDO hard segments demonstrated a shape recovery of over 94%, with a wide T_r ranging from 40 to 65 °C. However, the shape fixity is highly dependent on both the hard-segment content and the temperature programming [28]. Their crystallinities, mechanical properties, and shape memory properties varied depending on the molecular weight of PCL and the molar ratio of soft and hard segments [28,29].

It is well known that PU comprises block copolymers composed of polyester or polyether segments connected by urethane linkages (–NHCOO–), which are formed by the reaction between isocyanate (–N=C=O) and hydroxyl (–OH) groups [30]. Several research studies have explored the use of palm oil (PO) for PU preparation [20,31,32]. The addition of PO facilitates the promotion of urethane bond formation [31], influencing the creation of hard segments, which increases both the Young's modulus and elongation as well as achieves good shape fixity and shape recovery ratios [20,32]. However, PO primarily consists of triglycerides (Tri-Gs), making it necessary to introduce hydroxyl groups to the Tri-G molecule for urethane reactions [33]. PO-based polyols can be synthesized using different methods [30,34–37]. Examples of palm oil applications in the synthesis of polyols for the preparation of rigid PU can be found in the literature [30,32,34–36]. Such polyols are usually obtained by transesterification using various agents, such as diethanolamine (DEA) [38,39] and dibutyltin dilaurate (DBTDL) [20,40].

This work aimed to synthesize PU-based SMPs composed of PCL soft segments and BDO hard segments. The Young's modulus of 130 MPa—derived from the linear elastic mechanical properties of synthetic suture wires [18,41]—was selected for the criterion of the thermo-responsive wound closure strip in this study. The effect of PO hard-segment contents on the thermal, mechanical, and shape memory properties of PU was characterized, and the proof of concept for the use of PU-based SMPs in thermo-responsive wound closure strip application was demonstrated. Our findings suggest that PU-based SMPs with the addition of PO hold significant promise for improving wound closure techniques, potentially leading to better clinical outcomes.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2. Materials and Methods

2.1. Materials

The following chemicals were acquired from Sigma-Aldrich (St. Louis, MO, USA): PCL with an average molecular weight (M_n) of 2000 g/mol, 4,4′-methylenebis (cyclohexyl isocyanate) (HMDI) with a purity of 90% and a variety of isomers, BDO with a purity of 99%, and DBTDL with a purity of 95%. PO, an edible palm oil commercially available in the Thailand market, was a product from Lam Soon Public Co., Ltd. (Bangkok, Thailand), with a specific gravity of 0.9202 g/cm^3 [37]. All the chemicals were used as received. In addition, an artificial 3-layer human skin model (model number SP01) was purchased from Shawn Science Manufacturing (Atlanta, GA, USA).

2.2. Synthesis of PU and Sample Preparation

PU was synthesized via a standard two-step pre-polymer method in the absence of organic solvent. The chemical reaction for the synthesis of PU is described elsewhere [42–46]. In the first step, the pre-polymer was prepared by adding the PCL as a soft-segment precursor and HMDI as a coupling agent in a round-bottom flask, heating to the temperature of 110 °C in a pre-heated silicone oil bath, and stirring using a magnetic stirrer at a speed of 190 rpm for 2.5 h. After that, PO as a hard segment was introduced into the mixture and mixed for a further 2 h. The reaction was carried out under the vacuum condition to remove the H_2O molecules as a by-product. In the second step, the pre-polymer was then reacted with BDO as a hard segment and one drop of DBTDL as the catalyst for a further 20 min. The molar ratio of HMDI and BDO was fixed, whereas the molar ratio of PCL and PO was varied. Table 1 summarizes the molar ratio of all reagents and the sample code name and hard segment content (HSC). The HSC was calculated from the following equation [28]:

$$HSC(\%) = \frac{(n_{PO} \times M_{PO}) + (n_{HMDI} \times M_{HMDI}) + (n_{BDO} \times M_{BDO})}{(n_{PCL} \times M_{PCL}) + (n_{PO} \times M_{PO}) + (n_{HMDI} \times M_{HMDI}) + (n_{BDO} \times M_{BDO})} \times 100 \quad (1)$$

where M_{PO}, M_{HMDI}, M_{BDO}, and M_{PCL} are the molecular weights of each component and n_{PO}, n_{HMDI}, n_{BDO}, and n_{PCL} are the mole numbers of the components in the PU molecule.

Table 1. The formulation, sample code name, and HSC of PU.

Code Name	Molar Ratio				HSC (%)
	PCL	PO	HMDI	BDO	
PU0	1	0	6	5	50.31
PU10	0.9	0.1	6	5	53.47
PU20	0.8	0.2	6	5	56.89
PU30	0.7	0.3	6	5	60.62
PU40	0.6	0.4	6	5	64.69

For the mechanical, thermal, and shape memory tests, the resulting PU was hot-pressed into dumbbell-shaped specimens with a thickness of 0.5 mm, according to ASTM D638-14 [47], in a compression molding (LabTech Model LP20-B, Samutprakarn, Thailand) at 150 °C under the pressure of 15 MPa for 5 min. The rectangular-shaped strip with a dimension of 5 × 20 mm was cut from the narrow section of a dumbbell-shaped specimen to demonstrate the wound closure strip application. All samples were kept at room temperature before characterization.

2.3. Characterizations

The Fourier-transform infrared spectroscopy (FT-IR) (BRUKER, VERTEX 70, Billerica, MA, USA) analysis was performed in a transmission mode to verify the success of the PU synthesis. The FT-IR spectra of the PU specimen were recorded with a resolution of 4 cm^{-1} and scan number of 64 in the range of 4000 to 500 cm^{-1} for each measurement. The thermal behaviours of PU were determined using Differential Scanning Calorimetry (DSC) (METTLER TOLEDO, DSC3, Columbus, OH, USA). The sample of around 5 mg was cut and sealed in an aluminium pan. The sample was equilibrated at −100 °C for 2 min before heating to 120 °C with the heating rate of 5 °C/min under 50 mL/min N_2 flow. The T_g, T_m, and melting enthalpy (ΔH_m) of PU were acquired from the first DSC heating scan to relate to the mechanical properties and shape memory characteristic of PU. The crystallinity percentage of the PCL phase in PU was calculated by the following Equation [48]:

$$X_c(\%) = \frac{\Delta H_m}{w \times \Delta H_m^{\circ}} \quad (2)$$

where the w is the weight fraction of the PCL phase in the PU, and ΔH_m° is the 100% melting enthalpy of PCL crystals, having a value of 140 J/g [49].

The X-ray diffraction (XRD) (Bruker, D8 Advance, Billerica, MA, USA) measurement was conducted at room temperature using a Cu-Kα X-ray source. The diffraction pattern was recorded over a 2θ range from 10° to 80°. Thermogravimetric analysis (TGA) (Mettler Toledo, TGA/DSC1, Columbus, OH, USA) was employed to assess the thermal stability and decomposition temperature of the PU. The samples were heated from 35 to 500 °C with a heating rate of 10 °C/min under a N_2 flow rate of 100 mL/min. The tensile properties were evaluated using a universal testing machine (UTM) (Instron 5565, Northwood, MA, USA) at a crosshead speed of 50 mm/min with a 5 kN load cell according to ASTM D638 [47]. The average value from 5 samples was reported.

To evaluate the shape memory characteristics of the PU, the shape deformation was analyzed using the UTM coupled with a temperature-controlled chamber (Instron, 3119-406, Norwood, MA, USA). As shown in Figure 1, a dumbbell-shaped specimen was measured with the original length as the primary shape (step 1), denoted as ε_0. Then, the specimen was equilibrated at various T_p ranging from 40 to 80 °C inside the temperature-controlled chamber for 3 min before stretching to a specified length of 10 mm at a rate of 50 mm/min to form a temporary shape (step 2), denoted as ε_m. Subsequently, the specimen was rapidly cooled using cool pads for 1 min while the force was being maintained. Next, the specimen was removed from the clamps, conditioned in a cooler box (~0 °C) for 12 h, and the final length was measured (step 3), denoted as (ε_u). After that, the specimen was immersed in warm water with the corresponding T_r for 1 min. The changes in length of the specimen were measured, denoted as (ε_r). The shape fixity ratio (R_f) and the shape recovery ratio (R_r) were calculated using the following equation:

$$R_f(\%) = \frac{\varepsilon_u}{\varepsilon_m} \times 100 \quad (3)$$

$$R_r(\%) = \frac{\varepsilon_o - \varepsilon_r}{\varepsilon_o} \times 100 \quad (4)$$

where ε_o, ε_m, ε_u, and ε_r are the stain length of the material at the initial length, after stretching to 10 mm at T_p, after cooling for 12 h, and after recovery [8], respectively. At least 5 replications were averaged and reported.

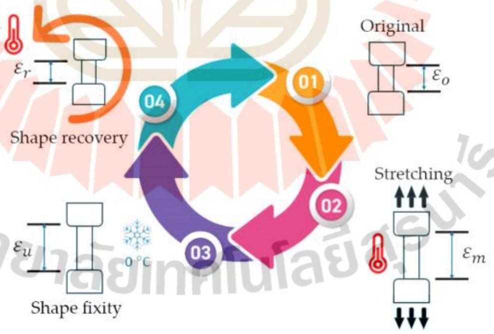


Figure 1. The thermomechanical program for the shape memory test of PU.

The proof-of-concept experiment for the smart wound closure strip performance on artificial human skin was designed based on information acquired from the finite element (FE) model from the literature [50–53]. A small open wound with a dimension of 10 mm in length and 4 mm in depth was created, as shown in Figure 2a. In order to demonstrate the ability of the PU wound closure strip to retain its shape when subjected to pulling

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

forces from artificial human skin after undergoing shape recovery, PU-based shape memory polymers (SMPs) with a Young's modulus of 130 MPa and above were utilized. A pre-stretched specimen at 70 °C with 10 mm was attached to the artificial human skin across the middle of the wound opening area. It was then heated with a hot-air dryer (HRHD01BK, HAN RIVER, Shenzhen Yunuo Supply Chain Co., Ltd., Shenzhen, China), which was set to heating level 3 for 30 s. The experimental setup is shown in Figure 2b. The air temperature monitored using a thermocouple at the surface of the artificial human skin was around 47 ± 0.3 °C. After recovery, it was kept in a room with a controlled temperature of 25 °C for 15 days to simulate the duration required for the wound healing process. The performance of the wound closure strip was assessed by capturing a sequence of photos both during and after the recovery process, and the distance between the wound edges was measured using the ImageJ program. The result was documented as the width of the wound opening at various intervals of observation. A minimum of 5 replications were taken, and an average value was reported.

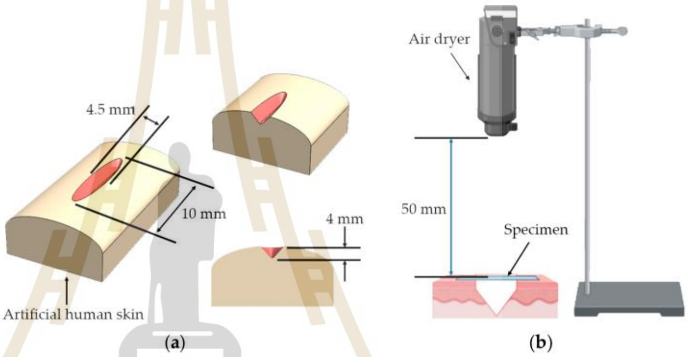


Figure 2. (**a**) Wound cutting dimension on artificial human skin and (**b**) the setup for the shape recovery of wound closure strip made from PU.

3. Results and Discussion

3.1. FT-IR Analysis

FTIR spectroscopy was employed to identify the functional groups present in PCL, HMDI, and PU molecules. Figure 3 illustrates their FT-IR spectra. In accordance with the literature, the spectrum of PCL demonstrates distinct absorption peaks at the wavenumbers of 1720 and 1220 cm^{-1}, which correspond to the stretching of C=O and C–O–C bonds, respectively [45,54,55]. Additionally, the vibrations of $–CH_2$ groups were seen as symmetric stretching at 2929 cm^{-1} and asymmetric stretching at 2850 cm^{-1} [55]. The FT-IR spectra of PU with various amounts of added PO revealed the characteristic absorption peaks of PCL, as previously mentioned, along with the identification of a newly emerging amine functional group. The peak detected at 3290 cm^{-1} corresponds to the stretching vibration of the –NH group in the urethane linkage. The peaks seen at 1680, 1520, and 1230 cm^{-1} can be ascribed to the amide I, amide II, and amide III vibrations, respectively, as documented in references [54–56]. There were no absorption peaks at 2256 cm^{-1} in any of the FT-IR spectra of PU, indicating the absence of the carbamate group (–N=C=O) of HMDI. Additionally, it was noted that the intensity of the peak at 1680 cm^{-1} corresponding to the amide I was significantly associated with the existence of chemical bonds formed between the isocyanate group and PO. The intensity of amide I at 1680 cm^{-1} tended to increase over the peak intensity of the C=O bond at 1720 cm^{-1} when the PO content increased, as clearly seen for PU20 to PU40. Comparable FT-IR spectra of PCL-based PU have been documented in various research studies [43,45,54,55].

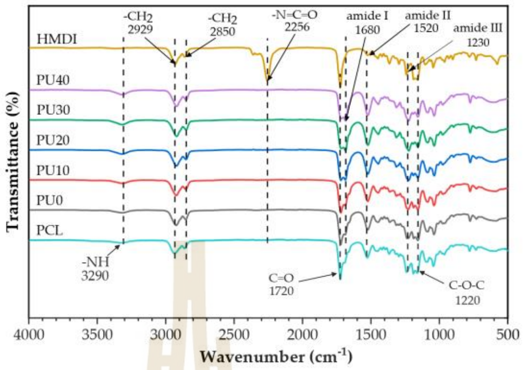


Figure 3. FTIR spectra of PCL, HMDI, and PU.

3.2. DSC Analysis

Figure 4 shows the first DSC heating scan of PU with various PO contents; all DSC parameters are summarized in Table 2. Of course, the crystallization of all PU samples was completed during the sample preparation process due to the absence of the cold-crystallization behavior upon the DSC heating scan. The lower T_m at around 50–54 °C was attributed to the melting of the crystalline polycaprolactone-polyurethane (PCL-PU) phase, and the higher T_m at about 74–80 °C belonged to the crystalline BDO polyurethane (BDO-PU) phase. The literature reported that the T_{ms} of PCL-PU was in the range of 40–60 °C [24,28,29]. Ping, P. et al. [29] revealed that the PCL-PU with the M_n of the PCL precursor lower than 2000 g/mol was non-crystalline and absent of the melting peak upon DSC heating scan. With the M_n of PCL above 2000 g/mol, PCL-PU could crystallize and exhibit a T_m of around 53.3 °C. These results are in agreement with the findings reported in this work, where the M_n of PCL was 2000 g/mol and the T_m of the PCL-PU phase was around 53 °C. In addition, the literature reported that the melting of BDO-PU occurred at high T_m [26]. Thus, it was confirmed that the lower and higher T_m corresponded to the melting of crystalline PCL-PU and crystalline BDO-PU phases, respectively. Moreover, the two melting peaks were observed for all PU samples, indicating that the PCL-PU phase and BDO-PU phase crystallized separately due to the different structural regularities and thermodynamic incompatibility.

Table 2. The DSC parameters of PU.

Sample	T_g (°C)	$T_{m,PO}$ (°C)	$\Delta H_{m,PO}$ (J/g)	$T_{m,PCL}$ (°C)	$\Delta H_{m,PCL}$ (J/g)	$X_{c,PCL}$ (%)	$T_{m,BD}$ (°C)	$\Delta H_{m,BD}$ (J/g)
PU0	−55.50	-	-	51.33	0.64	0.91	76.92	5.99
PU10	−53.98	-	-	52.25	0.34	0.51	78.75	5.28
PU20	−57.21	-	-	53.67	0.84	1.28	80.25	6.53
PU30	−62.54	14.33	1.25	44.25	0.24	0.37	74.50	5.50
PU40	−54.00	12.17	0.75	50.92	0.43	0.43	77.83	6.66

Furthermore, a broad and small melting endotherm at the temperature range from 4 to 15 °C was attributed to the melting of PO [57,58] which was prominently observed at the higher PO content. The T_m of PO was not seen in PU10 due to the low PO content. Initial signs of PO melting began to appear in PU20, albeit with minimal deviations from the baseline. The distinct peak associated with PO melting became clearly observable starting from PU30 and above. This characteristic peak is indicative of the presence and influence of palm oil in the formulation. The addition of PO had insignificant effects on the T_gs of

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

PU due to it being far below room temperature. However, it was found to influence the crystallization ability and degree of crystallinity determined from the ΔH_m of both PCL-PU and BDO-PU phases. The $\%X_c$ of the PCL-PU phase was negligible (less than 1%) due to it being a minor phase (Table 1). As seen in Table 2, the ΔH_m of the BDO-PU phase for PU10 decreased as compared to the PU0 sample without the addition of PO, indicating the interruption of crystallization from PO. With increasing of the PO content, the clear T_m of PO indicated the phase separation. Thus, the crystallization ability of PU was enhanced, resulting in the increase of the ΔH_m of the BDO-PU phase. However, PU30 exhibited small ΔH_m for both PCL-PU and BDO-PU phases, showing a lower crystallinity of PCL-PU and BDO-PU phases.

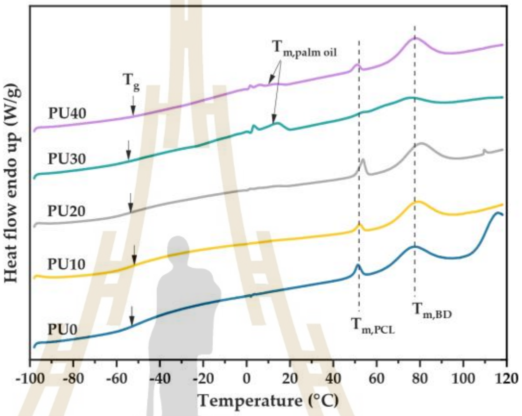


Figure 4. The 1st DSC heating thermogram of PU.

3.3. XRD Analysis

XRD analysis was used to evaluate the crystalline state of PU samples. As shown in Figure 5, all PU samples presented a broad crystalline peak with an amorphous diffraction pattern in the XRD curves, indicating the crystalline structure developed during the sample preparation process. The crystalline diffraction peaks at 18.5°, 30°, and 43° were attributed to the characteristic pattern of the crystalline BDO-PU phase. A similar XRD diffraction pattern was found for the palm kernel oil-based PU [20]. Normally, PCL as a semi-crystalline polymer exhibits a sharp distinct diffraction peak at 21.6° and a small-intensity sharp diffraction peak at 24.1°, corresponding to the (110) and (200) lattice planes of the PCL [54,59], respectively. As the PCL precursor formed PCL-PU, the intensities of both crystalline peaks became broadened and decreased in magnitude [48]. This was because the hard segments in PU have higher polarity from isocyanate groups, short chain length, and molecular asymmetry, unlike the soft segments [48,60]. Consequently, the asymmetrical hard segment was difficult to crystallize and exhibited a lower crystallinity. However, in this case, BDO was a symmetric molecule and capable of forming a crystalline structure. Therefore, a broad diffraction peak crystalline PCL-PU phase could be overlapped with a broad diffraction pattern of the crystalline BDO-PU phase. A similar diffraction pattern of PCL and BO-based PU was observed by others [20,54]. The diffraction intensity of the crystalline PCL-PU phase reduced as the PO content increased due to the portion of PCL soft segments being reduced. This observation was inconsistent with the increase in peak intensity of the amide I group at 1680 cm^{-1} from the FTIR analysis (Figure 3). The PO phase could not crystallize because the samples were kept and measured at room temperature above the T_m of PO (4–15 °C) thereby resulting in a liquid phase and acting as a chain extender. The intensity of crystalline peaks of the BD-PU phase seemed to

experience a negligible effect from the PO. Thus, there was a co-existence of the crystalline and amorphous phases in the PU samples. In addition, all peak positions of all crystalline diffraction patterns were located at the same 2θ angle. This evidence indicated that the crystal structure of the crystalline PCL-PU and BDO-PU did not change and confirmed the DSC results that both phases crystallized separately and that PO was not crystalline.

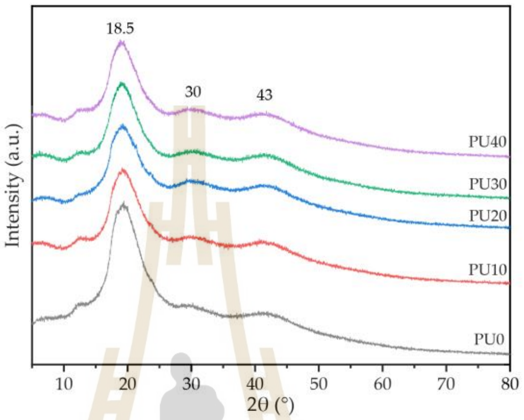


Figure 5. The XRD patterns showing the intensity of the crystalline diffraction peaks of PU with different PO contents.

3.4. *Tensile Behaviors*

The tensile results of PU are summarized in Table 3. As the T_g of PU was far below room temperature, the PU samples were in a rubbery state. Without the addition of PO, PU0 exhibited ductile behavior, having a low Young's modulus of 88.6 ± 3.20 × 10^{-2} MPa and low tensile strength of 10.15 ± 2.09 MPa, with the elongation at break of nearly 114%. By adding a small amount of PO, PU10 showed a lower Young's modulus than that of PU0, while the elongation was maintained. With increasing the PO contents, the Young's modulus increased and showed the maximum at 327.60 ± 2.80 × 10^{-2} MPa for the PU30 sample. Further increase of the PO content (PU40) resulted in a slight decrease of the Young's modulus. However, the tensile strength and elongation were improved by the addition of PO.

Table 3. The tensile testing results.

Sample	Young's Modulus (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Elongation at Break (%)
PU0	88.60 ± 3.20 × 10^{-2}	10.15 ± 2.09	113.64 ± 15.37
PU10	81.40 ± 6.26 × 10^{-2}	15.70 ± 1.22	118.82 ± 10.18
PU20	155.60 ± 6.22 × 10^{-2}	13.01 ± 2.15	191.67 ± 22.16
PU30	327.60 ± 2.80 × 10^{-2}	22.64 ± 5.54	184.13 ± 12.43
PU40	235.60 ± 0.82 × 10^{-2}	20.75 ± 7.02	145.43 ± 22.52

The literature reported that the symmetrically hard segment could form the crystalline structure and affect the tensile properties [23]. In this case, the PCL-PU soft segment had a very low degree of crystallinity (~1%), and the coupling agent HMDI hard segment was asymmetric. Thus, the tensile properties of PU were influenced by the crystallinity of the BDO-PU phase and the HSC in the PU molecular chains (Table 1). The addition of PO had two contrasting effects on the tensile properties. DSC and XRD measurements indicated that the crystallinity of the BDO-PU phase decreases with the addition of PO, leading to

a reduction in Young's modulus and tensile strength for the PU10 sample. Although the crystallinity reduced, the Young's modulus and tensile strength appeared to increase and reached their maximum in the PU30 sample. This outcome was due to the increase in HSC from the higher PO content through the filler-like effect, which played an important role in enhancing the mechanical properties of the PU, resulting in a stiffer material [23,46]. On the other hand, the reduction in crystallinity after the incorporation of PO improved the elongation of PU.

3.5. Shape Memory Properties

The PU-based SMPs underwent testing for their shape memory properties through two processes. The first process involved assessing the temperature effect to ascertain the effective operating temperature for shape memory. Additionally, the shape recovery of PU was tested to establish a temperature suitable for further assessing the functionality of the wound closure strip. In the second process, a repeatable cycle testing procedure was employed to identify the point at which the PU-based SMPs achieved a stable state. This stable state was determined to be the most suitable point for simulating wound closure strip testing.

3.5.1. Effect of Temperature on Shape Memory Properties of PU

At room temperature, a crystalline portion was observed in PU as confirmed by DSC and XRD measurements. The crystalline domains of PCL-PU and BDO-PU as well as physical crosslinks or entangled chains served as an irreversible phase and controlled the shape memory effects in this situation. On the other hand, the amorphous PCL-PU phase, amorphous BDO-PU phase, PO, and un-crystallizable HMDI phase acted as a reversible phase upon the deformation and recovery processes. Five deformation temperatures of 40, 50, 60, 70, and 80 °C were chosen from the lower T_m of the PCL-PU phase, peak maximum T_m of the PCL-PU phase, greater T_m of PCL-PU phase, broad-based melting endotherm of the BDO-PU phase, and peak maximum T_m of the BDO-PU phase (Figure 4), respectively.

Figure 6 shows the effect of T_p on the shape fixity and shape recovery ratios of PU at the corresponding T_p. At the temperature lower than the T_m of the PCL-PU phase (T_p = 40 °C), the shape fixity ratio of PU0 without the addition of PO around 82% was lower than that of the PU with the addition of PO, as shown in Figure 6a. A similar result was observed at the T_p of 50 °C, but the shape fixity ratio of PU0 slightly improved to 86%. Compared to the T_p above the T_m of the PCL-PU phase (T_p = 60–80 °C), all PU samples showed a high shape fixity ratio, maintaining a value of around 95–98%, with minimal variation observed between samples with and without the addition of PO. Herein, at a temperature lower than the T_m of the PCL-PU phase (T_p = 40 °C), both crystalline PCL-PU and BOD-PU domains existed. In combination with the low T_p, once the PU sample deformed, the high elastic energy stored in the crystalline domain forced the temporary shape to restore its original shape and resulted in a low shape fixity ratio. The overall crystalline domains of PU were reduced by the addition of PO. Thus, the shape fixity improved. In a similar manner, at the T_p above the T_m of the PCL-PU phase (T_p > 50 °C), the elastic energy storage was derived from what the crystalline PCL-PU domains had lost, making the polymer chains more flexible and mobile. Consequently, the temporary shape could be effectively maintained, resulting in a high shape fixity ratio.

As seen in Figure 6b, the shape recovery ratio for all PU samples appeared to be independent of T_p. The addition of PO had a more significant effect on the shape recovery ability of PU. Regarding the T_p and T_r below the T_m of the PCL-PU phase (T_p = 40 °C), the existing crystalline domains of both PCL-PU and BDO-PU phases could be permanently deformed, and the irreversible deformation took place upon stretching, resulting in the low shape recovery in the PU0 sample. As the crystalline domains decreased with the addition of PO, the shape recovery of PU increased. Furthermore, when the crystalline domains of the PCL-PU phase melted (T_p > 50 °C), the increase in mobility allowed the material to be

deformed more easily. The stress could then be transferred to the hard segment and stored. Clearly, with higher PO content, the shape recovery ratio increased due to the rise in HSC.

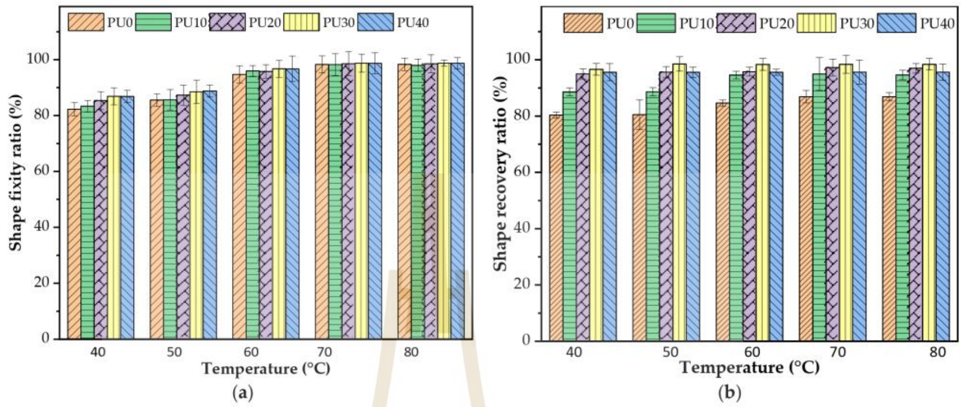


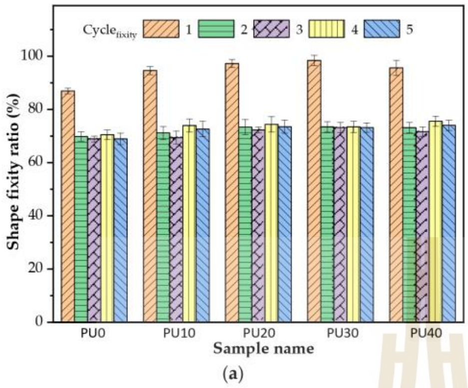
Figure 6. (**a**) Effect of temperature on shape fixity ratio of PU and (**b**) the recovery ability of PU at the corresponding T_p.

From the above results, both the crystalline domain and HSC had influences on the shape memory properties of the PU. The high crystalline domains showed a negative effect on both shape fixity and shape recovery. By decreasing the overall crystalline domain by stretching at the temperature above the T_m of the PCL-PU phase, the hard segment played the dominant role in enhancing the shape memory properties. Within the T_p range of 60–80 °C, the shape fixity ratio was maximized and still retained the temporary shape effectively, with a desirable shape recovery ability. The T_p and T_r at 70 °C were selected for a study of the repeatability of PU.

3.5.2. Repeatability Study of PU-Based SMPs

The repeatability of PU-based SMPs was evaluated to determine the stability of shape memory parameters over multiple cycles and to ensure consistent functional behavior after the initial cycles. Many SMPs exhibited an improvement in shape recovery after the first deformation cycle [61–63]. This effect is well known as the "training effect" [64] and "cyclic hardening" [65].

However, as seen in Figure 7, the shape fixity ratio of all PU samples decreased and then remained stable after the first cycle of the repeatability test, while the shape recovery remained almost constant along with the five thermomechanical stretching-recovering cycles. In this case, the T_p of 70 °C was in the broad-based melting endotherm region of the BDO-PU phase. A number of crystalline domains of the BDO-PU phase existed in the PU sample. As aforementioned, the deformation that arose from the crystalline domains could cause permanent deformation upon stretching and consequently contributed to forming a new irreversible phase structure in the first deformation cycle, resulting in a greater HSC and higher elastic energy storage. Consequently, the shape fixity ratio was reduced in a second deformation cycle. The stable shape fixity ratio of the second to fifth deformation cycle indicated no occurrence of a new irreversible phase. Thus, the shape fixity ratio after the involuntary generation of greater HSC was around 69–75%. A similar observation was revealed in other PU-based SMP systems [66].



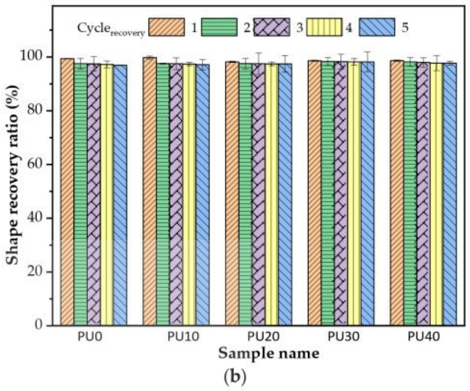


Figure 7. (**a**) Shape fixity ratio and (**b**) shape recovery ratio of PU at T_p and T_r of 70 °C under 5 thermomechanical stretching–recovering cycles.

3.6. Proof-of-Concept of Thermo-Responsive Wound Closure Strip Application

As aforementioned, the criterion of Young's modulus in this work was set as 130 MPa. From tensile results, PU20, PU30, and PU40 had Young's modulus values of $155.60 \pm 6.22 \times 10^{-2}$, $327.60 \pm 2.80 \times 10^{-2}$, and $235.60 \pm 0.82 \times 10^{-2}$ MPa, respectively. The PU20 and PU30 samples were selected to demonstrate a thermo-responsive wound closure application due to the lowest value occurring at higher the criterion and the maximum value achieved among the PU samples, respectively. Figure 8 illustrates the wound dehiscence on artificial human skin, where the wound typically displays separation on either side. The specimen was positioned in the center of the wound on the artificial human skin. It was secured with pins at both ends to ensure it adhered to the artificial skin. Employing the principle of shape memory polymer recovery, the wound closure strip pulled the separated wound edges together, promoting closure. Figure 9 demonstrates the capability of using PU-based SMPs as wound closure strips. Both sides of the wound were effectively brought together for healing following the recovery of the PU-based SMPs to their primary shape. It was observed that the wound edges separated from each other after a few days due to the tension from the artificial human skin. The distance between the two sides of the separated wound edge is shown in Figure 10. The results indicated that, using PU20, the center distance of the wound edges began to separate on the first day and tended to increase over time, resulting in the appearance of a channel at the top and bottom parts of the wound dehiscence. Conversely, PU30, which has the highest Young's modulus, displayed a small wound channel after 5 days, slightly increasing to 0.03 mm by day 15. The top and bottom parts, which were not attached to the wound closure strip, began to separate after 3 days. The results demonstrated that PU30 with a high Young's modulus had a greater efficiency in maintaining wound closure than that of PU20. This suggested that thermo-responsive PU-based SMPs have the potential to be utilized to cover wounds until the surgical wounds heal.

From our point of view, a single wound closure strip made of PU-based SMPs with a Young's modulus slightly above 130 MPa was not effective during the wound healing process. PU-based SMPs with a higher Young's modulus had a significant impact on resisting the pulling force. Future research will focus more on balancing the Young's modulus, mechanical properties, and shape memory properties of PU. The aspects of bio-adhesion between the PU surface and the artificial skin, as well as the sterilization process, were not addressed here. In the future, it will be essential to use a sterilization technique such as hydrogen peroxide, rather than relying on temperature, to maintain the temporary shape of the PU wound closure strip. Additionally, using bio-adhesives instead

of pins in practical applications would be a favorable choice due to their improved ability to adhere to the skin and their non-destructive effect on live cells.

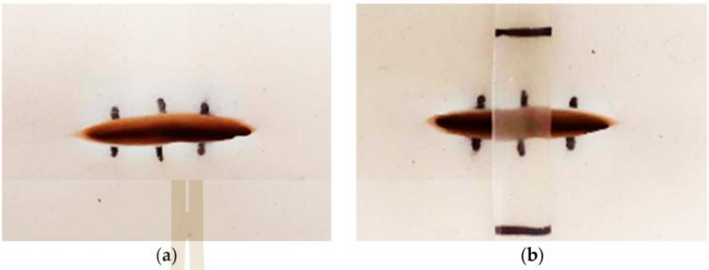


Figure 8. Digital image of (**a**) wound dehiscence on artificial human skin and (**b**) wound dehiscence with the wound closure strip made from PU.

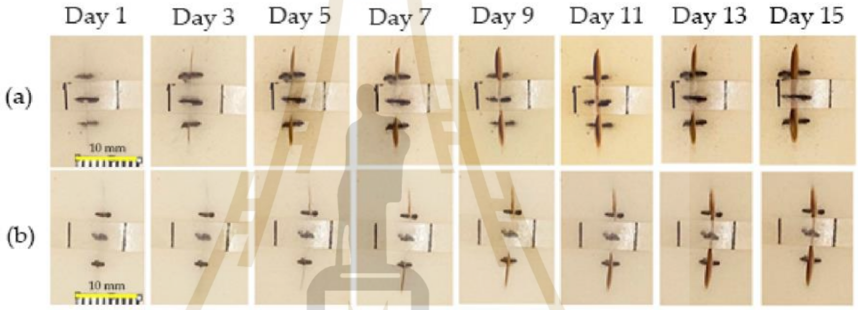


Figure 9. Digital image presentation of a wound closure strip made from (**a**) PU20 and (**b**) PU30 for maintaining the closure of wound dehiscence.

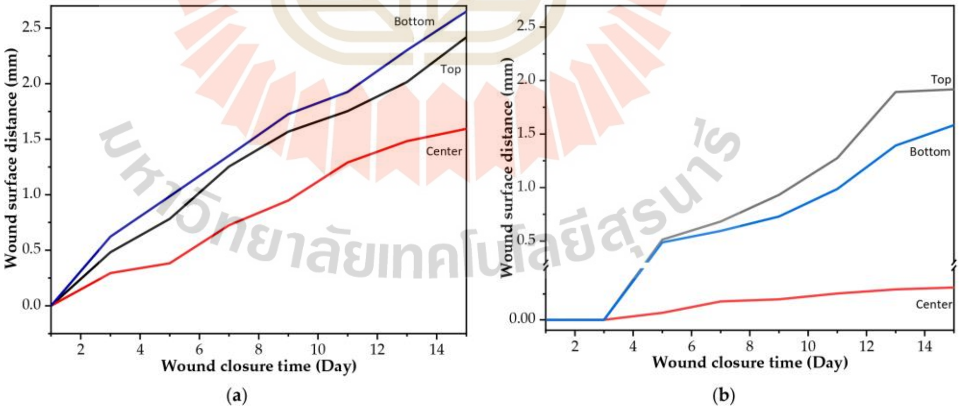


Figure 10. (**a**) Wound closure strip made of PU20 and (**b**) wound closure strip made of PU30.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

4. Conclusions

In conclusion, the aim of enhancing the tensile modulus of PU-based SMPs was achieved by adjusting the ratio of PO to PCL from 0 to 40 molar ratio, targeting a Young's modulus of 130 MPa for wound closure applications. The successful incorporation of palm oil into the PU-based SMP structure was confirmed by FTIR analysis. Mechanical testing demonstrated that the target modulus was achieved by incorporating PO, starting from PU20. A significant increase in Young's modulus was observed, from $88.60 \pm 3.20 \times 10^2$ MPa at PU0 to $327.60 \pm 2.80 \times 10^2$ MPa at PU30, indicating a nearly 2.7-fold increase due to PO, attributed to its filler-like effect and increased hard-segment content.

Furthermore, the shape fixity and recovery properties of PU-based samples were found to be influenced by the Tp and hard-segment content, both of which increased with PO content. In the proof-of-concept experiment, effective wound closure without gaps on the first day was demonstrated by PU20 and PU30 wound closure strips. By day 15, PU20 exhibited a 1.5 mm increase in wound size, whereas PU30 showed only a 0.03 mm increase, highlighting PU30's approximately 50-fold superior wound-holding ability over PU20.

While promising results were achieved in this study, challenges remain. The relatively high recovery temperature of the samples may require careful adjustment to optimize practical applications alongside mechanical properties. Furthermore, investigation into the cytotoxicity of PO-modified PU-based SMPs is crucial for ensuring their safety and suitability in medical applications. Addressing these challenges will be pivotal for advancing smart wound closure strips based on PO-modified PU-based SMPs.

Author Contributions: Conceptualization, S.K., W.T. and T.T.; methodology, S.K., W.T., N.S. and T.T.; formal analysis, S.K., T.K., N.S. and T.T.; investigation, S.K. and T.K.; data curation, S.K.; visualization, S.K.; validation, T.K., W.T., N.S. and T.T.; writing—original draft preparation, S.K. and T.K.; supervision, N.S. and T.T.; writing—review and editing, N.S. and T.T. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research was funded by the Center of Excellence in Biomechanics Medicine and Thailand Science Research and Innovation (TSRI), National Science, Research and Innovation Fund (NRSF) (NRIIS number 160344).

Institutional Review Board Statement: Not applicable.

Data Availability Statement: The original contributions presented in the study are included in the article; further inquiries can be directed to the corresponding author.

Acknowledgments: The authors are grateful to Suranaree University of Technology (SUT), Thailand Science Research and Innovation (TSRI), the National Science, Research and Innovation Fund (NSRF) (NRIIS number 160344), Center of Excellence in Biomechanics Medicine, and the Research Center for Biocomposite Materials for the Medical Industry and Agricultural and Food Industry for the financial support. The first author expresses his gratitude to Mullika Sungsanit for the One Research One Graduate scholarship (OROG) provided by Suranaree University of Technology.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. Peterson, G.I.; Dobrynin, A.V.; Becker, M.L. α-Amino Acid-Based Poly(Ester urea)s as Multishape Memory Polymers for Biomedical Applications. *ACS Macro Lett.* **2016**, *5*, 1176–1179. [CrossRef] [PubMed]
2. Wei, Z.G.; Sandstroröm, R.; Miyazaki, S. Shape-memory materials and hybrid composites for smart systems: Part I Shape-memory materials. *J. Mater. Sci.* **1998**, *33*, 3743–3762. [CrossRef]
3. Sokolowski, W.; Metcalfe, A.; Hayashi, S.; Yahia, L.H.; Raymond, J. Medical applications of shape memory polymers. *Biomed. Mater.* **2007**, *2*, S23. [CrossRef] [PubMed]
4. Peterson, G.I.; Dobrynin, A.V.; Becker, M.L. Biodegradable Shape Memory Polymers in Medicine. *Adv. Healthc. Mater.* **2017**, *6*, 1700694. [CrossRef]
5. Meng, H.; Hu, J. A Brief Review of Stimulus-active Polymers Responsive to Thermal, Light, Magnetic, Electric, and Water/Solvent Stimuli. *J. Intell. Mater. Syst. Struct.* **2010**, *21*, 859–885. [CrossRef]
6. Kim, B.K.; Shin, Y.J.; Cho, S.M.; Jeong, H.M. Shape-memory behavior of segmented polyurethanes with an amorphous reversible phase: The effect of block length and content. *J. Polym. Sci. Part B Polym. Phys.* **2000**, *38*, 2652–2657. [CrossRef]

7. Elshazly, T.M.; Keilig, L.; Alkabani, Y.; Ghoneima, A.; Abuzayda, M.; Talaat, S.; Bourauel, C.P. Primary Evaluation of Shape Recovery of Orthodontic Aligners Fabricated from Shape Memory Polymer (A Typodont Study). *Dent. J.* **2021**, *9*, 31. [CrossRef] [PubMed]
8. Barik, S.K.; Rao, P.S.; Mohanty, R. A review on initiation, structure and advance utilization of shape memory polymer. *J. Adv. Sci. Res.* **2019**, *10*, 131–138.
9. Jung, Y.C.; Cho, J.W. Application of shape memory polyurethane in orthodontic. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **2010**, *21*, 2881–2886. [CrossRef]
10. Jeewantha, J.; Jayalath, S.; Emmanuel, C.; Herath, M.; Forster, E.; Islam, M.; Leng, J.; Epaarachchi, J. Shape memory polymer smart plaster for orthopaedic treatments. *Smart Mater. Struct.* **2022**, *31*, 115016. [CrossRef]
11. Valerie, E.-J. *Essential Microbiology for Wound Care*; OUP Oxford: Oxford, UK, 2016.
12. CHAPTER 14–Tissue Adhesives and Alternative Wound Closure. In *Wounds and Lacerations*, 3rd ed.; Trott, A.T. (Ed.) Mosby: Philadelphia, Pennsylvania, 2005; pp. 209–222.
13. Simcock, J.W.; Armitage, J.; Dixon, L.; MacFarlane, K.; Robertson, G.M.; Frizelle, F.A. Skin closure after laparotomy with staples or sutures: A study of the mature scar. *ANZ J. Surg.* **2014**, *84*, 656–659. [CrossRef] [PubMed]
14. Shagan, A.; Zhang, W.; Mehta, M.; Levi, S.; Kohane, D.; Mizrahi, B. Hot Glue Gun Releasing Biocompatible Tissue Adhesive. *Adv. Funct. Mater.* **2019**, *30*, 1900998. [CrossRef]
15. van de Gevel, D.F.D.; Hamad, M.A.S.; Elenbaas, T.W.O.; Ostertag, J.U.; Schönberger, J.P.A.M. Is the use of Steri-Strip™ S for wound closure after coronary artery bypass grafting better than intracuticular suture? *Interact. CardioVascular Thorac. Surg.* **2010**, *10*, 561–564. [CrossRef]
16. Taira, B.R.; Singer, A.J.; Rooney, J.; Steinhauff, N.T.; Zimmerman, T. An In-Vivo Study of the Wound-Bursting Strengths of Octyl-Cyanoacrylate, Butyl-Cyanoacrylate, and Surgical Tape in Rats. *J. Emerg. Med.* **2010**, *38*, 546–551. [CrossRef] [PubMed]
17. Kwon, J.Y.; Yun, H.G.; Park, I.Y. n-Butyl-2-cyanoacrylate tissue adhesive (Histoacryl) vs. subcuticular sutures for skin closure of Pfannenstiel incisions following cesarean delivery. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0202074. [CrossRef] [PubMed]
18. Greenwald, D.; Shumway, S.; Albear, P.; Gottlieb, L. Mechanical comparison of 10 suture materials before and after in vivo incubation. *J. Surg. Res.* **1994**, *56*, 372–377. [CrossRef] [PubMed]
19. Goldstein, L.S.; Dewhirst, M.W.; Repacholi, M.; Kheifets, L. Summary, conclusions and recommendations: Adverse temperature levels in the human body. *Int. J. Hyperth.* **2003**, *19*, 373–384. [CrossRef]
20. Saad, N.M.; Zubir, S.A. Palm Kernel Oil Polyol-based Polyurethane as Shape Memory Material: Effect of Polyol Molar Ratio. *J. Phys. Sci.* **2019**, *30*, 77–89. [CrossRef]
21. Xia, Y.; Larock, R.C. Vegetable oil-based polymeric materials: Synthesis, properties, and applications. *Green Chem.* **2010**, *12*, 1893–1909. [CrossRef]
22. Tobushi, H.; Hayashi, S.; Kojima, S. Mechanical Properties of Shape Memory Polymer of Polyurethane Series: Basic Characteristics of Stress-Strain-Temperature Relationship. *JSME Int. J. Ser. 1 Solid Mech. Strength Mater.* **1992**, *35*, 296–302. [CrossRef]
23. Tantisuwanno, C.; Jain, T.; Tseng, Y.-M.; Joy, A. Pendant Amines in the Hard or Soft Segments of PCL-Polyurethanes Have Contrasting Effects on the Mechanical and Surface Properties. *Macromolecules* **2024**, *57*, 4448–4459. [CrossRef]
24. Ahmad, M.; Luo, J.; Xu, B.; Purnawali, H.; King, P.J.; Chalker, P.R.; Fu, Y.; Huang, W.; Miraftab, M. Synthesis and Characterization of Polyurethane-Based Shape-Memory Polymers for Tailored Tg around Body Temperature for Medical Applications. *Macromol. Chem. Phys.* **2011**, *212*, 592–602. [CrossRef]
25. Kalita, H. *Shape Memory Polymers: Theory and Application*; Walter de Gruyter GmbH & Co KG: Berlin, Germany, 2018.
26. Lee, B.S.; Chun, B.C.; Chung, Y.-C.; Sul, K.I.; Cho, J.W. Structure and Thermomechanical Properties of Polyurethane Block Copolymers with Shape Memory Effect. *Macromolecules* **2001**, *34*, 6431–6437. [CrossRef]
27. Wang, H.; Domingos, M.; Scenini, F. Advanced mechanical and thermal characterization of 3D bioextruded poly(e-caprolactone)-based composites. *Rapid Prototyp. J.* **2018**, *24*, 731–738. [CrossRef]
28. Eyvazzadeh Kalajahi, A.; Rezaei, M.; Abbasi, F. Preparation, characterization, and thermo-mechanical properties of poly(ε-caprolactone)-piperazine-based polyurethane-urea shape memory polymers. *J. Mater. Sci.* **2016**, *51*, 4379–4389. [CrossRef]
29. Ping, P.; Wang, W.; Chen, X.; Jing, X. Poly(ε-caprolactone) Polyurethane and Its Shape-Memory Property. *Biomacromolecules* **2005**, *6*, 587–592. [CrossRef] [PubMed]
30. Mahmud, S.N.S.; Jusoh, M.A.; Jasim, S.E.; Gambang, P. A Review: Method of Preparing Palm Oil Based Polyurethane. In Proceedings of the National Conference for Postgraduate University Malaysia Pahang, Pekan, Malaysia, 24–25 September 2016; pp. 655–662.
31. Stavila, E.; Yuliati, F.; Adharis, A.; Laksmono, J.A.; Iqbal, M. Recent advances in synthesis of polymers based on palm oil and its fatty acids. *RSC Adv.* **2023**, *13*, 14747–14775. [CrossRef] [PubMed]
32. Pawlik, H.; Prociak, A. Influence of Palm Oil-Based Polyol on the Properties of Flexible Polyurethane Foams. *J. Polym. Environ.* **2012**, *20*, 438–445. [CrossRef]
33. Tanaka, R.; Hirose, S.; Hatakeyama, H. Preparation and characterization of polyurethane foams using a palm oil-based polyol. *Bioresour. Technol.* **2008**, *99*, 3810–3816. [CrossRef]
34. Zhang, C. Plant Oil-based Polyurethanes. In *Green Chemistry and Green Materials from Plant Oils and Natural Acids*; Liu, Z., Kraus, G., Eds.; Royal Society of Chemistry: London, UK, 2023; Volume 83.

35. Kaikade, D.S.; Sabnis, A.S. Recent Advances in Polyurethane Coatings and Adhesives Derived from Vegetable Oil-Based Polyols. *J. Polym. Environ.* **2023**, *31*, 4583–4605. [CrossRef]
36. Garrison, T.F.; Kessler, M.R. 3-Plant Oil-Based Polyurethanes. In *Bio-Based Plant Oil Polymers and Composites*; Madbouly, S.A., Zhang, C., Kessler, M.R., Eds.; William Andrew Publishing: Norwich, NY, USA, 2016; pp. 37–54.
37. Lumcharoen, D.; Saravari, O. Preparation and characterization of flexible polyurethane foams from palm oil-based polyol. *Adv. Mater. Res.* **2014**, *911*, 352–356. [CrossRef]
38. Lee, C.S.; Ooi, T.L.; Chuah, C.H.; Ahmad, S. Rigid Polyurethane Foam Production from Palm Oil-Based Epoxidized Diethanolamides. *J. Am. Oil Chem. Soc.* **2007**, *84*, 1161–1167. [CrossRef]
39. Badri, K.; Othman, Z.; Ahmad, S. Rigid polyurethane foams from oil palm resources. *J. Mater. Sci.* **2004**, *39*, 5541–5542. [CrossRef]
40. Brito, Y.C.; Ferreira, D.A.C.; Fragoso, D.M.d.A.; Mendes, P.R.; Oliveira, C.M.J.d.; Meneghetti, M.R.; Meneghetti, S.M.P. Simultaneous conversion of triacylglycerides and fatty acids into fatty acid methyl esters using organometallic tin(IV) compounds as catalysts. *Appl. Catal. A Gen.* **2012**, *443–444*, 202–206. [CrossRef]
41. Chanda, A.; Unnikrishnan, V. A Realistic 3D Computational Model of the Closure of Skin Wound with Interrupted Sutures. *J. Mech. Med. Biol.* **2017**, *17*, 1750025. [CrossRef]
42. Khan, F.; Valere, S.; Fuhrmann, S.; Arrighi, V.; Bradley, M. Synthesis and cellular compatibility of multi-block biodegradable poly(ε-caprolactone)-based polyurethanes. *J. Mater. Chem. B* **2013**, *1*, 2590–2600. [CrossRef]
43. Eftekhari, B.S.; Karkhaneh, A.; Alizadeh, A. Physically targeted intravenous polyurethane nanoparticles for controlled release of atorvastatin calcium. *Iran. Biomed. J.* **2017**, *21*, 369.
44. Rubino, L.; Torrisi, G.; Brambilla, L.; Rubino, L.; Ortenzi, M.A.; Galimberti, M.; Barbera, V. Polyhydroxylated Nanosized Graphite as Multifunctional Building Block for Polyurethanes. *Polymers* **2022**, *14*, 1159. [CrossRef]
45. Binti, K.; Haji Badri, K.; Maisara, S.; Binti, S.; Shahrom, R.; Hao, L.; Baderuliksan, N.; Norzali, A.; Sien, W. FTIR spectroscopy analysis of the prepolymerization of palm-based polyurethane. *Solid State Sci. Technol.* **2010**, *18*, 1–8.
46. Yeoh, F.H.; Lee, C.S.; Kang, Y.B.; Wong, S.F.; Cheng, S.F.; Ng, W.S. Production of Biodegradable Palm Oil-Based Polyurethane as Potential Biomaterial for Biomedical Applications. *Polymers* **2020**, *12*, 1842. [CrossRef]
47. International, A. *ASTM D638-14*; Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics. ASTM International: West Conshohocken, PA, YSA, 2015.
48. Sabahi, N.; Roohani, I.; Wang, C.H.; Farajzadeh, E.; Li, X. Thermoplastic polyurethane-based shape memory polymers with potential biomedical application: The effect of TPU soft-segment on shape memory effect and cytocompatibility. *Polymer* **2023**, *283*, 126189. [CrossRef]
49. Crescenzi, V.; Manzini, G.; Calzolari, G.; Borri, C. Thermodynamics of fusion of poly-β-propiolactone and poly-ϵ-caprolactone. comparative analysis of the melting of aliphatic polylactone and polyester chains. *Eur. Polym. J.* **1972**, *8*, 449–463. [CrossRef]
50. Capek, L.; Jacquet, E.; Dzan, L.; Simunek, A. The analysis of forces needed for the suturing of elliptical skin wounds. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2012**, *50*, 193–198. [CrossRef] [PubMed]
51. Larrabee, W.F., Jr. A finite element model of skin deformation. I. Biomechanics of skin and soft tissue: A review. *Laryngoscope* **1986**, *96*, 399–405. [CrossRef] [PubMed]
52. Larrabee, W.F., Jr.; Sutton, D. A finite element model of skin deformation. II. An experimental model of skin deformation. *Laryngoscope* **1986**, *96*, 406–412. [CrossRef] [PubMed]
53. Larrabee, W.F.; Galt, J.A. A finite element model of skin deformation. III. The finite element model. *Laryngoscope* **2009**, *96*, 413–419. [CrossRef]
54. Kandi, R.; Pandey, P.M.; Majood, M.; Mohanty, S. Fabrication and characterization of customized tubular scaffolds for tracheal tissue engineering by using solvent based 3D printing on predefined template. *Rapid Prototyp. J.* **2021**, *27*, 421–428. [CrossRef]
55. Han, J.; Chen, B.; Ye, L.; Zhang, A.-y.; Zhang, J.; Feng, Z.-g. Synthesis and characterization of biodegradable polyurethane based on poly(ε-caprolactone) and L-lysine ethyl ester diisocyanate. *Front. Mater. Sci. China* **2009**, *3*, 25–32. [CrossRef]
56. Tan, C.; Tirri, T.; Wilen, C.-E. Investigation on the Influence of Chain Extenders on the Performance of One-Component Moisture-Curable Polyurethane Adhesives. *Polymers* **2017**, *9*, 184. [CrossRef] [PubMed]
57. Berger, K.G.; Siew, W.L.; Oh, F.C.H. Factors affecting slip melting point of palm oil products. *J. Am. Oil Chem. Soc.* **1982**, *59*, 244–249. [CrossRef]
58. Tan, C.P.; Che Man, Y.B. Differential scanning calorimetric analysis of palm oil, palm oil based products and coconut oil: Effects of scanning rate variation. *Food Chem.* **2002**, *76*, 89–102. [CrossRef]
59. Li, X.; Liu, H.; Wang, J.; Li, C. Preparation and characterization of poly(ε-caprolactone) nonwoven mats via melt electrospinning. *Polymer* **2012**, *53*, 248–253. [CrossRef]
60. Zhang, H.; Zhang, F.; Wu, Y. Robust Stretchable Thermoplastic Polyurethanes with Long Soft Segments and Steric Semisymmetric Hard Segments. *Ind. Eng. Chem. Res.* **2020**, *59*, 4483–4492. [CrossRef]
61. Staszczak, M.; Nabavian Kalat, M.; Golasiński, K.M.; Urbański, L.; Takeda, K.; Matsui, R.; Pieczyska, E.A. Characterization of Polyurethane Shape Memory Polymer and Determination of Shape Fixity and Shape Recovery in Subsequent Thermomechanical Cycles. *Polymers* **2022**, *14*, 4775. [CrossRef] [PubMed]
62. Tobushi, H.; Shimada, D.; Hayashi, S.; Endo, M. Shape fixity and shape recovery of polyurethane shape-memory polymer foams. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part L J. Mater. Des. Appl.* **2003**, *217*, 135–143. [CrossRef]

63. Pringpromsuk, S.; Xia, H.; Ni, Q.-Q. Multifunctional stimuli-responsive shape memory polyurethane gels for soft actuators. *Sens. Actuators A Phys.* **2020**, *313*, 112207. [CrossRef]
64. Tobushi, H.; Hashimoto, T.; Ito, N.; Hayashi, S.; Yamada, E. Shape Fixity and Shape Recovery in a Film of Shape Memory Polymer of Polyurethane Series. *J. Intell. Mater. Syst. Struct.* **1998**, *9*, 127–136. [CrossRef]
65. Lendlein, A.; Kelch, S. Shape-Memory Polymers. *Angew. Chem. Int. Ed.* **2002**, *41*, 2034–2057. [CrossRef]
66. Ohki, T.; Ni, Q.-Q.; Ohsako, N.; Iwamoto, M. Mechanical and shape memory behavior of composites with shape memory polymer. *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.* **2004**, *35*, 1065–1073. [CrossRef]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ภาคผนวก ข

การเข้าร่วมนำเสนอผลงานในระดับนานาชาติระหว่างการศึกษา

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

การนำเสนอผลงานระดับนานาชาติในระหว่างศึกษา

INTERNATIONAL CONFERENCE AND EXHIBITION ON SCIENCE TECHNOLOGY AND ENGINEERING OF MATERIALS (ISTEM2022) Poster Presentation Title: Effect of palm oil content on mechanical and shape memory properties of polyurethane-based shape memory polymers November 29 – December 2, 2022.

ISTEM2022

INTERNATIONAL CONFERENCE AND EXHIBITION ON SCIENCE, TECHNOLOGY, AND ENGINEERING OF MATERIALS

INTERNATIONAL CONFERENCE AND EXHIBITION
ON SCIENCE TECHNOLOGY AND ENGINEERING OF MATERIALS (ISTEM2022)

Certificate of Poster Presentation

presented to

SIRASIT KAMPANGSAT

Title: Effect of palm oil content on mechanical and shape memory properties of polyurethane-based shape memory polymers

Attended on 29th November - 2nd December 2022

Assoc. Prof. Dr. Jakrapong Kaewkhao
Chairman of ISTEM2022 Organizing Committee
Chairs of ACerS-Thailand Chapter

The American Ceramic Society www.ceramics.org CHAPTER Thailand

ISTEM2022

INTERNATIONAL CONFERENCE AND EXHIBITION ON SCIENCE, TECHNOLOGY, AND ENGINEERING OF MATERIALS

GLASS-LAB@NPRU

i-STEM

Congratulations

This *Poster Presentation Award* certificate is presented to

Sirasit Kampangsat, Nitinat Suppakarn, Tatiya Trongsatitkul

for the title: EFFECT OF PALM OIL CONTENT ON MECHANICAL AND SHAPE MEMORY PROPERTIES OF POLYURETHANE-BASED SHAPE MEMORY POLYMERS

in recognition of your high level of performance in ISTEM2022
(November 29th – December 2nd, 2022)

(Dr. Wirat Pinkaew)
President
Nakhon Pathom Rajabhat University

(Assoc. Prof. Dr. Jakrapong Kaewkhao)
Chairman of ISTEM2022
Chairman of ACerS-Thailand Chapter

ประวัติผู้เขียน

นายศิรสิทธิ์ กำแพงเศรษฐ เกิดเมื่อวันที่ 13 เมษายน พ.ศ. 2537 ณ จังหวัดราชบุรี สำเร็จการศึกษาชั้นมัธยมศึกษาจากโรงเรียนเบญจมราชูทิศ ราชบุรี อำเภอเมือง จังหวัดราชบุรี ในปีการศึกษา 2555 และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีจากสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิศวกรรมออกแบบผลิตภัณฑ์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปีการศึกษา 2561 ประวัติการทำงานผู้ช่วยวิศวกรฝ่ายผลิตแผนกพลาสติก บริษัท วิเชียรไดนามิคอินดัสตรี จำกัด พ.ศ.2561 ต่อมาเข้าทำงานที่ เชสโก ตำแหน่งเจ้าหน้าที่ฝ่ายการตลาดและการขายอุปกรณ์กีฬาหมากกระดาน พ.ศ.2561 – 2563 และการทำงานในทีมพัฒนาอุปกรณ์วัดเบาหวานด้วยลมหายใจ พ.ศ.2563 ภายหลังได้มีการจัดตั้งบริษัท เรสไพราเซ้นส์ จำกัด ในพ.ศ. 2564 และได้ทำงานในบริษัทดังกล่าวจนกระทั้งปี พ.ศ.2566 ในหน้าที่ความรับผิดชอบควบคุมกระบวนการทดสอบ กระบวนการผลิตอุปกรณ์ คู่มือการ ควบคุมคุณภาพของอุปกรณ์ การวิเคราะห์ประเมินต้นทุนทางการเงิน การจัดซื้อและการตลาด

ในปีการศึกษา 2/2561 ได้เข้ารับการศึกษาต่อในระดับปริญญาโท หลักสูตรนวัตกรรมวิศวชีวการแพทย์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในปี พ.ศ.2561 ได้รับทุนการศึกษา แก่นักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษาที่คณาจารย์ได้รับทุนวิจัยจากแหล่งทุนภายนอก (OROG) และทุนวิจัยเพื่อรับสิทธิบัตรหรือตีพิมพ์ผลงานในวารสารระดับนานาชาติ จากกองทุนสนับสนุนการวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในระหว่างศึกษาในระดับปริญญาโทได้มีผลงานนำเสนอระดับ นานาชาติและได้รับรางวัลการนำเสนอดีเด่น 1 เรื่อง และตีพิมพ์วารสารทางวิชาการระดับนานาชาติที่ได้รับการยอมรับในฐานข้อมูลสากล 1 เรื่อง