สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การศึกษาผิวหนังจำลองพอลิเมอร์สำหรับหุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดทางการแพทย์



นายธเนศ เทอดเกียรติ์บูรณะ
นางสาวพัชรี ประยูรวงศ์

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน 49288
วัน, เดือน, ปี 16 ก.พ. 2547
b.....
i.....

โครงงานพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาเคมี
คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2545

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Study of Artificial Polymer Skin for Cardiology Patient Simulator

Mr. Thanet Terdkiatburana

Miss Pachari Prayoonwong

A Special Project in Partial Fulfillment of Requirement

For the Degree of Bachelor of Science

Department of Chemistry

Faculty of Science

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang

Academic Year 2002

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงงานพิเศษ	การศึกษาผิวหนังจำลองพอลิเมอร์สำหรับหุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดทางการแพทย์
นักศึกษา	นายธเนศ เทอดเกียรติ์บูรณะ
	นางสาวพัชรี ประยูรวงศ์
ภาควิชา	เคมี
สาขาวิชา	เคมีอุตสาหกรรม
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร.อิทธิพล แจ้งชัด

ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อนุมัติให้โครงงานพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการตรวจสอบ		ลายมือชื่อ
ประธานกรรมการ	ดร.วันฉัตร ชื่นชม	.....
กรรมการ	ดร.จุฑารัตน์ ปรัชญาวรากร	.....
กรรมการ	ผศ.ดร.อิทธิพล แจ้งชัด	.....

.....

(รศ.ดร.สมศักดิ์ วรมงคลชัย)

หัวหน้าภาควิชา

ลิขสิทธิ์ของภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงงานพิเศษ เรื่อง	การศึกษาผิวหนังจำลองพอลิเมอร์สำหรับหุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดทางการแพทย์		
นักศึกษา	นายธเนศ	เทอดเกียรติ์บูรณะ	รหัส 42050081
	นางสาวพัชรี	ประยูรวงศ์	รหัส 42050097
ภาควิชา	เคมี		คณะวิทยาศาสตร์
สาขาวิชา	เคมีอุตสาหกรรม		
ปีการศึกษา	2545		
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร.อิทธิพล แจ้งชัด		

บทคัดย่อ

โครงงานพิเศษนี้เป็นการศึกษาหาพอลิเมอร์ที่เหมาะสมสำหรับใช้เป็นผิวหนังจำลองสำหรับหุ่นจำลองต้นแบบคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดทางการแพทย์ (Cardiology Patient Simulator : CPS) ตัวแรกที่ทำในประเทศไทย โดยวัสดุพอลิเมอร์ที่ใช้ทำผิวหนังจำลองในโครงงานพิเศษนี้ คือ พลาสติ-ซอล (Plastisol) และยางซิลิโคน (Silicone) ได้แก่ ซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 และซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 สำหรับพลาสติซอลทำการเตรียม โดยนำพีวีซีเรซินผสมกับสารเติมแต่ง (Additives) ซึ่งทำการเปลี่ยนแปลงปริมาณสารพลาสติไซเซอร์ (Plasticizer) ที่ใช้ในพลาสติซอล จากนั้นผสมวัตถุดิบด้วยเครื่องปั่นกวน เทลงในแม่แบบ (Mold) นำเข้าตู้อบที่อุณหภูมิ 180 ^{0}C เป็นเวลา 30 นาที สำหรับยาง ซิลิโคนทำการศึกษาปริมาณสารเชื่อมโยงที่เหมาะสมสำหรับยางซิลิโคน (4 – 7.5 % โดยน้ำหนัก) แล้วผสมกันด้วยเครื่องปั่นกวน เทลงในแม่แบบและปล่อยให้แข็งตัวที่อุณหภูมิห้อง รวมทั้งมีการศึกษาผลของการผสมสารตัวเติมซิลิกา (ปริมาณ 10 phr) ลงในยางซิลิโคนซึ่งมีราคาแพง จากนั้นทำการทดสอบสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุ ได้แก่ สมบัติเชิงกล สมบัติทางกายภาพ และสมบัติทางความร้อน จากการทดสอบพบว่าในพลาสติซอลเมื่อเพิ่มปริมาณพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิจะส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดึง ค่าความแข็งกด และค่าความหนืดมีค่าลดลง ขณะที่ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาดมีค่าสูงขึ้น สำหรับซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 พบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณสารเชื่อมโยงจะทำให้สมบัติเชิงกลโดยรวมมีค่าเพิ่มขึ้น เช่น ค่าความแข็งแรงดึง ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาดและค่าความแข็งกด ขณะที่ค่าความแข็งแรงฉีกขาดและเวลาเชื่อมโยงมีค่าต่ำลง ส่วนซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 เมื่อเพิ่มปริมาณสาร เชื่อมโยงจะทำให้สมบัติเชิงกลโดยรวมมีค่าต่ำลง เช่น ค่าความแข็งแรงดึง ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด ค่าความแข็งแรงฉีกขาดและเวลาเชื่อมโยง ขณะที่ค่าความแข็งกดและค่าความหนืดมีค่าสูงขึ้น เมื่อผสมสารเพิ่มเนื้อซิลิกาใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ยางซิลิโคนพบว่า ค่าความแข็งกดและค่าความหนืดเพิ่มขึ้น ในขณะที่ค่าความแข็งแรงดึงและค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาดลดลง ซึ่งเป็นปรากฏการณ์ที่พบปกติทั่วไปเมื่อเติมสารตัวเติมของแข็งที่ไม่เสริมแรงในพอลิเมอร์ ในการทดสอบทางความร้อนพบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณของสารเชื่อมโยงทำให้อุณหภูมิการสลายตัวมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเล็กน้อยเท่านั้น แต่ในการเติมซิลิกาจะส่งผลให้อุณหภูมิการสลายตัวมีแนวโน้มที่ต่ำลง จากค่าการวัดสีจะเห็นได้ว่าพลาสติซอลจะให้ค่าสีที่สว่างมากกว่าซิลิโคนจากหุ่นตัวอย่าง (Harvey) และซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 มีโทนสีไปทางด้านสีเหลือง ขณะที่ซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 มีค่าสีสว่างกว่าซิลิโคนจากหุ่นตัวอย่าง (Harvey) พอสมควร เมื่อพิจารณาการขึ้นรูปผิวหนังเทียมพบว่าในพลาสติซอลสูตรที่ 2 ซึ่งมีปริมาณพลาสติไซเซอร์ DOP/Celecor เท่ากับ 70/30 phr ซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ใช้ปริมาณสารเชื่อมโยง 6 % และซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ใช้ปริมาณสารเชื่อมโยง 5 % ผสมกับสารตัวเติม 10 % ทั้งสามสูตรนี้มีความเหมาะสมในการใช้ผลิตผิวหนังเทียม เนื่องจากให้ค่าความแข็งกด (Shore A) เท่ากับ 23.75, 29.4, 28.5 ตามลำดับ ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับค่าความแข็งกดของซิลิโคนจากหุ่นตัวอย่าง (Harvey) ซึ่งมีค่าเท่ากับ 28.3 แต่ในการขึ้นรูปชิ้นงานจริงเลือกใช้เพียงซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 เท่านั้น เพราะในพลาสติซอลและซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 มีปัญหาในการขึ้นรูปทำให้ไม่เหมาะสมกับการใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Special Project Title	Study of Artificial Polymer Skin for Cardiology Patient Simulator
Name	Mr. Thanet Terdkiatburana **Code** 42050081
	Miss Pachari Prayoonwong **Code** 42050097
Department	Chemistry **Faculty** Science
Program	Industrial Chemistry
Academic Year	2002
Special Project Advisor	Asst. Prof. Dr. Ittipol Jangchad

ABSTRACT

This special project was focused on finding an appropriate polymer to be used as the first artificial out covering (skin) of a prototype Cardiology Patient Simulator (CPS) made in Thailand. In this work, polymers used as the CPS skin were PVC plastisol and two silicone rubbers, i.e., Silastic® 3483 and Silastic® 3496. The plastisol was prepared by mixing PVC resin with additive, filler and plasticizers by a high-speed mixer. The plastisol samples were prepared by casting technique in an oven at 180 ^{0}C for 30 minutes. To prepare Silastic silicone rubber, the resin was mixed with a curing agent (4%, 5% and 6% by weight) by a ribbon blender. Then, the polymer was cast into a mold and set to cure at room temperature for at least 24 hours. In order to lower the cost of the expensive silicone rubbers, effects of silica filler loading (10 phr) were also studied. The samples were then examined for mechanical, physical and thermal properties. For the plastisol samples, it was found that the primary plasticizer (DOP) played major role in plasticizing effects in PVC compared to the secondary one (Cereclor®) causing a decrease in tensile strength, hardness and viscosity and an increase in % elongation at break. For the Silastic® 3483 silicone samples, mechanical properties were improved, such as, tensile strength, % elongation at break and hardness as the crosslinking agent loading was increased (4-6%). However, tear strength and cure time were decreased. For the other silicone (Silastic® 3496), with increasing the crosslinking agent loading, mechanical properties were found to decrease, such as tensile strength, % elongation at break, tear strength, and cure time, where the hardness and viscosity were increased. By adding silica filler, hardness and viscosity were increased, whereas tensile strength and % elongation at break were decreased. These phenomena were expected as

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

rigid particulate non-reinforcing fillers were added to a polymer. For thermal analysis, the decomposition temperature (T_d) of the silicone rubber was slightly increased with increasing curing agent. However addition of silica filler caused a drop in T_d. By comparing color of the prepared samples with skin of "Harvey" CPS original model, the plastisol samples had more brightness in color. By comparing the hardness of a sample obtained from "Harvey" CPS original model, it was found that the plastisol with 70/30 (DOP:Cereclor®) and silicone rubber (Silastic® 3483) with 6% crosslinking agent had the hardnesses close to that of Harvey. Due to the high viscosity and limitation of machinary, only the Silastic® 3496 silicone rubber was selected to use as the skin of the CPS.

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำโครงงานพิเศษนี้สำเร็จลุล่วงได้เนื่องจากได้รับความช่วยเหลือ ตลอดจนคำแนะนำต่าง ๆ ที่เป็นประโยชน์แก่คณะผู้จัดทำจากบุคคลและองค์กรต่าง ๆ ดังนี้

ขอขอบคุณ ผศ.ดร.อิทธิพล แจ้งชัด ที่กรุณาให้คำปรึกษาและให้ความช่วยเหลือในการดำเนินโครงงานพิเศษนี้มาโดยตลอด

ขอขอบคุณคณะกรรมการสภาวิจัยแห่งชาติ (วช.) ที่ให้ทุนวิจัยสำหรับงานวิจัยนี้

ขอขอบคุณ รศ.สมศักดิ์ เปรียวนิตย์ ภาควิชาวิจิตรศิลป์ คณะสถาปัตยกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ผู้ปั้นหุ่นจำลองและจัดสร้างแม่แบบสำหรับการหล่อแบบหุ่นจำลอง รวมทั้งให้คำปรึกษาแนะนำการหล่อขึ้นรูปแบบหุ่นจำลอง

ขอขอบคุณ ดร.วันฉัตร ชื่นชมและดร.จุฑารัตน์ ปรัชญาวรากร คณะกรรมการที่สละเวลาในการตรวจสอบโครงงานพิเศษ พร้อมทั้งคำแนะนำในการแก้ไขปรับปรุงวิทยานิพนธ์เล่มนี้ให้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่โครงการอุตสาหกรรม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่ช่วยประสานงานและอำนวยความสะดวกในการเบิก – จ่ายของโครงการวิจัย

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการหทัยวิทยา โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า ที่ช่วยเหลือในการเยี่ยมชมหุ่น Harvey

ขอขอบคุณ คุณกระสินธุ์ ประสารปราน และบริษัท Top Casting Co., Ltd ผู้เอื้อเฟื้อซิลิโคนและซิลิกาเพื่อใช้ในงานวิจัย ตลอดจนคำแนะนำต่าง ๆ ที่ทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณ คุณกฤษณะ เกษประดิษฐ์ และคุณสุดใจ สอนสะอาด เจ้าหน้าที่อาคารฝึกงานทางอุตสาหกรรมเคมีและพอลิเมอร์ ที่คอยอำนวยความสะดวกตลอดการดำเนินงานวิจัย

ขอขอบคุณ บริษัทดาว คอร์นนิ่ง จำกัด ที่เอื้อเฟื้อซิลิโคนบางส่วนเพื่อใช้ในงานวิจัย

ขอขอบคุณ บิดา มารดาของผู้จัดทำ รวมทั้งเพื่อนนักศึกษาทุก ๆ ท่านที่เป็นกำลังใจในการทำโครงงานพิเศษเล่มนี้

นอกจากนี้ขอขอบคุณบุคคลท่านอื่น ๆ ที่ให้ความกรุณาช่วยเหลือผู้จัดทำ ซึ่งผู้จัดทำมิได้กล่าวถึง ทางผู้จัดทำขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ โอกาสนี้ด้วย

ธเนศ เทอดเกียรติ์บูรณะ

พัชรี ประยูรวงศ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
กิตติกรรมประกาศ	จ
สารบัญ	ฉ
สารบัญตาราง	ซ
สารบัญรูป	ฌ
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงงานพิเศษ	1
1.2 วัตถุประสงค์	3
1.3 ขอบเขตของโครงงานพิเศษ	3
1.4 ขั้นตอนของโครงงานพิเศษและวิธีการดำเนินงาน	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ	
2.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับหุ่นจำลอง	6
2.2 ยางซิลิโคน	9
2.3 พลาสติซอล	17
บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย	
3.1 สารเคมีที่ใช้ในการวิจัย	29
3.2 เครื่องมือและอุปกรณ์	31
3.3 การเตรียมสารตัวอย่างซิลิโคน	31
3.4 การเตรียมสารตัวอย่างพลาสติซอล	32
3.5 การทดสอบสมบัติของสารตัวอย่าง	33
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง	
4.1 การศึกษาสมบัติของพลาสติซอล	36
4.2 การศึกษาสมบัติของยางซิลิโคนเกรด Silastic® 3483	39
4.3 การศึกษาสมบัติของยางซิลิโคนเกรด Silastic® 3496	44
4.4 การเปรียบเทียบสมบัติระหว่างซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 กับเกรด Silastic® 3496 (สูตรที่เหมาะสมในการนำไปใช้งาน)	48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.5 การเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการวัดสีของพีวีซีพลาสติซอล ซิลิโคนเกรด Silastic® 3496และตัวอย่างจากหุ่นฮาร์วี่ย์ 49

บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 บทสรุป 51

5.2 ข้อเสนอแนะ 52

เอกสารอ้างอิง 53

ภาคผนวก ก เทอร์โมแกรมจากเครื่อง TGA 54

ภาคผนวก ข การวัดสีโดยใช้ระบบ CIE L*a*b* system 59

ภาคผนวก ค ค่า Scorch time and Cure time 62

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

		หน้า
ตารางที่ 1.1	สรุปหน้าที่ความรับผิดชอบการสร้างหุ่นจำลองต้นแบบคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดในงานวิจัยนี้	4
ตารางที่ 2.1	การเสื่อมสภาพของยางซิลิโคน	10
ตารางที่ 2.2	ผลิตภัณฑ์หลักที่ได้จากกระบวนการผลิตซิลิโคน	11
ตารางที่ 2.3	ชนิดและโครงสร้างของยางซิลิโคนชนิดต่าง ๆ	14
ตารางที่ 3.1	สมบัติบางประการของซิลิโคนที่ใช้ในงานวิจัยนี้	30
ตารางที่ 3.2	สูตรผสมของซิลิโคนในการผลิตผลิตภัณฑ์จากการหล่อ	31
ตารางที่ 3.3	สูตรผสมของพลาสติซอลในการผลิตผลิตภัณฑ์จากการหล่อ	32
ตารางที่ 4.1	การเปรียบเทียบสมบัติระหว่างซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 กับเกรด Silastic® 3496 (สูตรที่เหมาะสมในการนำไปใช้งาน)	49
ตารางที่ 4.2	แสดงค่าที่ได้จากการวัดสีของ PVC plastisol ซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 และซิลิโคนจากหุ่นฮาร์วีย์	50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1.1 หุ่นจำลองวิเคราะห์โรคหัวใจและหลอดเลือด – ฮาร์วี่ย์ 12 (Harvey–12) 2

รูปที่ 2.1 การประยุกต์ใช้งานซิลิโคน 15

รูปที่ 2.2 เครื่อง Littleford mixer 20

รูปที่ 2.3 เครื่อง Conical screw mixer 20

รูปที่ 2.4 เครื่อง Universal mixer 20

รูปที่ 2.5 เครื่อง Paste and dough mixer 21

รูปที่ 2.6 เครื่อง Double planetary mixer 21

รูปที่ 2.7 เครื่อง High – speed and High – shear mixer 22

รูปที่ 2.8 เครื่อง Dual shaft mixer 22

รูปที่ 2.9 รายละเอียดของเครื่อง Dual shaft mixer 23

รูปที่ 2.10 เครื่อง Vertical sandmill 23

รูปที่ 2.11 ระบบกำจัดฟองอากาศชนิดสุญญากาศ 24

รูปที่ 2.12 แผนผังระบบการกำจัดฟองอากาศ 24

รูปที่ 2.13 ด้ามจับตามร่องนิ้วมือจากการเคลือบด้วยพลาสติซอล 26

รูปที่ 2.14 ขวดที่ทำการเคลือบเพื่อความสวยงาม 26

รูปที่ 2.15 ผลิตภัณฑ์จำพวกตุ๊กตาที่ได้จากการหล่อแบบหมุน 26

รูปที่ 2.16 แถบยางภายในขวดหรือโถที่ได้จากการใช้พลาสติซอล 27

รูปที่ 4.1 ค่า Tensile strength ของพลาสติซอลเมื่อทำการเติมพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิในปริมาณต่าง ๆ 36

รูปที่ 4.2 ค่า % Elongation at break ของพลาสติซอลเมื่อทำการเติมพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิในปริมาณต่าง ๆ 37

รูปที่ 4.3 ค่า Hardness (Shore A) ของพลาสติซอลเมื่อทำการเติมพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิในปริมาณต่าง ๆ 37

รูปที่ 4.4 ค่า Viscosity ของพลาสติซอลเมื่อทำการเติมพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิในปริมาณต่าง ๆ 38

รูปที่ 4.5 ค่า Cure time ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 4.6 ค่า Tensile Strength ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 40

รูปที่ 4.7 ค่า % Elongation at break ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 41

รูปที่ 4.8 ค่า Tear Strength ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 41

รูปที่ 4.9 ค่า Hardness (Shore A) ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 42

รูปที่ 4.10 ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นเชื่อมโยงยาง (Crosslink Density) ของยาง กับสมบัติเชิงกลบางประการของยาง 44

รูปที่ 4.11 ค่า Cure time ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 44

รูปที่ 4.12 ค่า Tensile Strength ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 45

รูปที่ 4.13 ค่า % Elongation at break ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 46

รูปที่ 4.14 ค่า Tear Strength ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 46

รูปที่ 4.15 ค่า Hardness (Shore A) ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 47

รูปที่ 4.16 ค่า Viscosity ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยง ในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 47

รูปที่ 4.17 อุณหภูมิการสลายตัวของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงใน ปริมาณต่างๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง 48

รูปที่ 4.18 การวัดสีโดยใช้ระบบ CIE L*a*b* System 50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของโครงงานพิเศษ

การศึกษาถึงลักษณะ อาการ และการวินิจฉัยของโรคหัวใจและหลอดเลือด มีความสำคัญมากทางการแพทย์ เนื่องจากสถิติของโรคหัวใจเป็นอันดับหนึ่งของโลกในการเสียชีวิตของมนุษย์ ทั้งยังมีสถิติเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ จนทำให้สัดส่วนผู้ป่วยต่อแพทย์ทางหทัยวิทยาเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง

ปัญหาสำคัญของการเรียนการสอนหทัยวิทยา (Cardiology) คือ การขาดแคลนคนไข้โรคหัวใจในการเรียนการสอนภาคปฏิบัติหลังการเรียนภาคทฤษฎี เนื่องจากขาดคนไข้ที่เป็นโรคหัวใจให้ใช้ตนเพื่อช่วยเหลือในด้านการสอน คนไข้ที่เป็นอาสาสมัครอาจมีอาการหนักมากเกินไป ไม่สามารถอุทิศตนเพื่อการเรียนการสอนได้ หรือคนไข้บางคนอาจไม่ยอมให้ใช้ตนเพื่อการเรียนการสอนเลย นอกจากนี้การใช้ผู้ป่วยจริงในการเรียนการสอน มักมีปัญหาในการประเมินผลการเรียนเชิงวัตถุวิสัยหรือปรนัยที่ทำได้ยาก

หุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือด (Cardiology Patient Simulator : CPS) หมายถึง หุ่นจำลองขนาดเท่ามนุษย์จริง นอนหงายบนตู้ควบคุม (Control console) ดังรูปที่ 1.1 ซึ่งเป็นเครื่องช่วยการเรียนการสอนหทัยวิทยา (Cardiology) ทางด้านการทำงานของระบบการทำงานและการวินิจฉัยโรคหัวใจและหลอดเลือด สามารถจำลองภาวะปกติและภาวะโรคหัวใจและหลอดเลือดได้หลายแบบ สามารถจำลองชีพจร การกระเพื่อมของผนังหน้าหัวใจ ผนังหน้าท้อง ฯลฯ ทำให้หุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดเป็นเครื่องช่วยการเรียนการสอนหทัยวิทยาที่สำคัญในวิทยาลัยแพทย์ใหญ่ ๆ และมีชื่อเสียงทั่วโลก หุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดสามารถช่วยในการศึกษาการวินิจฉัยโรคหัวใจและหลอดเลือดเนื่องจากหุ่นจำลองนี้มีขนาดเท่ามนุษย์จริง ที่มีใช้ในการเรียนการสอนในขณะนี้สามารถจำลองภาวะปกติ และภาวะโรคหัวใจและหลอดเลือดต่างๆ เช่น Introductory program, normal patient, innocent murmur, hypertension, angina pectoris, mitral valve prolapsed syndrome (MVPS), mitral stenosis (MS), chronic mitral regurgitation (CMR), arotic stenosis (AS), arotic regusnilation (AR), dilated cardiomyopathy (DCM), hypertropic obstructive cardiomyopathy (HOCM/HSS), artial septal defect (ASD), ventricular septal defect (VSD), persistent duetus arteriosus (PAD), primary pulmonary, hypertension, actue MR, MS and MR, pulmonic stonois (PS), coarctaion of the aorta (COA), ventricular ancurysm, tetralogy of fallor (TOF), acute AR, acute pericarditis, aortic valve selerosis, acute anterior

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

myocardial infarction และ acute inferior myocardial infarction โดยภาวะที่ขีดเส้นใต้ทั้งหมด 20 ภาวะนั้นถือว่าเป็นหลักสูตรหลัก (Core curriculum) ที่ผู้เรียนหทัยวิทยาต้องรู้ละเอียด



รูปที่ 1.1 หุ่นจำลองวิเคราะห์โรคหัวใจและหลอดเลือด – ฮาร์วี่ย์ 12 (Harvey-12)

นอกจากนี้ หุ่นจำลองยังสามารถจำลองชีพจรซ้าย–ขวาของ internal jugular veins, carotid arteries, brachial arteries, radial arteries, temaral artense: right brachial blood pressure: การกระเพื่อมของผนังอกหน้าหัวใจ (Precordial movement): ausculttatory findings และการกระเพื่อมของผนังหน้าท้องโดยสอดคล้องกับการหายใจได้

ในประเทศไทยเมื่อปี พ.ศ. 2525 ได้มีการนำเข้า Cardiology Patient Simulator ซึ่งเป็นหุ่นจำลองวิเคราะห์โรคหัวใจและหลอดเลือด มีชื่อว่า "ฮาร์วี่ย์ 12" (ตัวที่ 12 ของโลก, ตัวที่ 2 ของเอเชียและเป็นตัวเดียวของเอเชียอาคเนย์) โดยใช้ในการเรียนการสอนสำหรับนักศึกษาแพทย์และพยาบาล ณ ห้องปฏิบัติการหทัยวิทยา โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า ซึ่งใช้งานมากว่า 19 ปีและกำลังอยู่ในสภาพที่ชำรุดหลายส่วน เนื่องจากการใช้งานอย่างต่อเนื่องและยาวนาน ทำให้เริ่มมีอุปสรรคในการเรียนการสอนในสาขานี้ การซ่อมแซมหุ่นจำลองที่ต้องนำเข้าลักษณะนี้ทำได้ยากยิ่ง เนื่องจากใช้เทคโนโลยีหลายสาขา นอกจากนี้ชิ้นส่วนบางชิ้นได้รับการออกแบบมาเป็นพิเศษและถูกปกปิดเพื่อประโยชน์ทางการค้า งานวิจัยนี้เสนอที่จะศึกษาผิวหนังจำลองสำหรับใช้กับหุ่นจำลองต้นแบบ (Prototype) คนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดตัวแรกที่สร้างขึ้นภายในประเทศไทย ซึ่งเป็นงานวิจัยที่เกิดจากความร่วมมือของคณะวิทยาศาสตร์ คณะสถาปัตยกรรมศาสตร์ และคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.) อันจะเป็นงานวิจัยที่สร้าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เทคโนโลยีขึ้นเองในหลายสาขาวิชาเป็นพื้นฐานในการพึ่งพาตนเองได้ เพื่อแก้ปัญหาการนำเข้าหุ่นจำลองราคาแพงจากต่างประเทศ และช่วยในการเรียนการสอนหทัยวิทยาเพื่อพัฒนาบุคคลากรการแพทย์ นักศึกษาแพทย์ และพยาบาล

1.2 วัตถุประสงค์

1. วิจัยและพัฒนา เพื่อหาวัสดุสำหรับใช้เป็นผิวหนังของหุ่นจำลองทางการแพทย์ต้นแบบคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือด สำหรับการเรียนการสอนทางหทัยวิทยา
2. ทดสอบสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุผิวหนังเทียมที่เตรียมได้ เพื่อให้ได้วัสดุที่เหมาะสมที่สุดกับการใช้งาน

1.3 ขอบเขตของโครงงานพิเศษ

โครงงานพิเศษนี้เป็นการศึกษาพอลิเมอร์หนังเทียมสำหรับหุ่นจำลองทางการแพทย์ โดยเสนอที่จะใช้วัสดุหลาย ๆ ชนิด เช่น ซิลิโคน (Silicone) และพลาสติซอล (Plastisol) ซึ่งสารแต่ละประเภทจะทำการปรับเปลี่ยนปริมาณสารเติมแต่งที่ผสมลงไป เพื่อให้ได้สมบัติที่แตกต่างกัน จากนั้นทำการทดสอบสมบัติเชิงกล และสมบัติทางความร้อน เพื่อใช้พิจารณาว่าสารประเภทใดชนิดไหนมีสมบัติดีที่สุด ที่เหมาะสมจะนำมาใช้เป็นผิวหนังเทียมให้กับหุ่นจำลองทางการแพทย์

โครงงานพิเศษนี้เป็นส่วนหนึ่งของโครงงานวิจัยร่วมมือสามคณะของสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (สจล.) ได้แก่ คณะวิทยาศาสตร์ คณะสถาปัตยกรรมศาสตร์ และคณะวิศวกรรมศาสตร์ โดยคณะวิทยาศาสตร์มีหน้าที่รับผิดชอบเฉพาะการเตรียมผิวหนังของหุ่นจำลอง คณะสถาปัตยกรรมศาสตร์รับผิดชอบการปั้นตัวหุ่นแบบจำลองและการเตรียมแม่แบบ (Mold) สำหรับการหล่อ รวมทั้งการออกแบบเตียงพร้อมระบบควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์มีหน้าที่ออกแบบและจัดสร้างกลไกระบบอิเล็กทรอนิกส์ ควบคุมการเคลื่อนที่ของระบบชีพจรและการกระเพื่อมของหุ่นที่สอดคล้องกับจังหวะหายใจ ซึ่งมีโปรแกรมจำลองภาวะหายใจปกติ และภาวะโรคหัวใจและหลอดเลือดหลาย ๆ รูปแบบ ดังที่ได้กล่าวมา

1.4 ขั้นตอนของโครงงานพิเศษและวิธีการดำเนินงาน

1. ศึกษาและสำรวจงานวิจัยที่เกี่ยวข้องเพื่อหาวัสดุในการใช้งานเป็นผิวหนังเทียม
2. จัดเตรียมวัตถุดิบและเครื่องมือ
3. ทำการผสมและทดสอบวัตถุดิบที่เตรียมได้
4. สรุปและวิจารณ์ผลการทดสอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถสร้างหุ่นต้นแบบจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดที่สามารถใช้งานจริงได้ ซึ่งนำไปสู่การผลิตเชิงปริมาณและเชิงพาณิชย์ได้
2. ลดปัญหาการขาดแคลนหุ่นจำลองวิเคราะห์โรคหัวใจและหลอดเลือดราคาแพง ที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ
3. ช่วยพัฒนาบุคลากรการแพทย์และพยาบาล ให้สามารถวินิจฉัยผู้ป่วยโรคหัวใจและหลอดเลือดได้อย่างมีประสิทธิภาพ
4. พัฒนาการเรียนการสอนหทัยวิทยาในประเทศ ให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น

ตารางที่ 1.1 สรุปหน้าที่ความรับผิดชอบการสร้างหุ่นจำลองต้นแบบคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือดในงานวิจัยนี้

หน่วยงาน	หน้าที่ความรับผิดชอบ
* ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สจล.[1]	* ศึกษา และจัดสร้างส่วนผิวหนังภายนอกทั้งหมดของหุ่นจำลอง
* ภาควิชาวิจิตรศิลป์ คณะสถาปัตยกรรม สจล.[2]	* ปั้นหุ่นจำลอง และจัดสร้างแม่แบบ (Mold) สำหรับการหล่อแบบหุ่นจำลอง
* ภาควิชาศิลปอุตสาหกรรม คณะสถาปัตยกรรม สจล.[3]	* ออกแบบเตียง ตู้ควบคุม (Control console) และส่วนแสดงผล (Display) รวมทั้งรูปลักษณ์ภายนอก
* ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ สจล.[4]	* ออกแบบ และจัดสร้างระบบเครื่องกล การเคลื่อนที่ของระบบชีพจร การกระเพื่อมผนังอกหน้าหัวใจ ฯลฯ
* ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สจล.[5]	* ออกแบบ และจัดสร้างวงจรไฟฟ้า-อิเล็กทรอนิกส์ควบคุมการเต้นของชีพจรและระบบแสดงผล
* ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สจล.[6]	* ออกแบบ และจัดสร้างระบบไฟฟ้าทั้งหมดของหุ่นจำลอง
* โครงการอุทยานอุตสาหกรรม สจล.[6]	* ประสานงาน และจัดการการเบิก-จ่ายของโครงการวิจัย
* ห้องปฏิบัติการหทัยวิทยา โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า[7]	* ให้คำปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเหตุ

1. รับผิดชอบโดย ผศ.ดร.อิทธิพล แจ้งชัด และคณะวิจัย
2. รับผิดชอบโดย รศ.สมศักดิ์ เปรียวนิตย์ และคณะวิจัย
3. รับผิดชอบโดย อ.สมประสงค์ รุ่งเรือง และคณะวิจัย
4. รับผิดชอบโดย รศ.ดร.มงคล มงคลวงศ์โรจน์ และคณะวิจัย
5. รับผิดชอบโดย ดร.กิติพล ชิตสกุล รศ.ดร.วิสุทธิ์ ฐิติรุ่งเรือง และคณะวิจัย
6. รับผิดชอบโดย ผศ.นิทัศน์ กฤษณจินดา และคณะวิจัย
7. รับผิดชอบโดย พล.ต.นพ.ประชุม ทาสุคนธ์ และผศ.กุลธร เลื่อนฉวี

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีและหลักการ

2.1 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับหุ่นจำลอง [1]

เป็นช่วงเวลาหลายปีที่หุ่นจำลองถูกใช้ในงานด้านการบิน พลังงานนิวเคลียร์ ทางการทหารและในด้านอุตสาหกรรม ทั้งในการทำงานและประเมินข้อมูลจัดได้ว่าเป็นอุปกรณ์ที่มีความหลากหลายชนิดหนึ่ง เมื่อเร็ว ๆ นี้มีการนำหุ่นจำลองมาใช้ในทางการแพทย์เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพ ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญในด้านความปลอดภัยให้กับคนไข้

ในทางการแพทย์หุ่นจำลองสามารถใช้ทดแทนคนไข้จริง และสามารถเป็นตัวอย่างในการทดสอบหรือทำให้เกิดแนวคิดใหม่ ๆ ให้กับศัลยแพทย์ วิสัญญีแพทย์และในด้านรังสี เพื่อให้คนไข้ได้รับความปลอดภัยโดยทำการป้องกันและฝึกฝนให้มีความชำนาญเพื่อลดอัตราการเสี่ยง เช่น ทำการสุ่มอาการให้แพทย์และผู้ร่วมงานใช้หุ่นจำลองแทนคนไข้จริง แล้ววินิจฉัยหาสาเหตุของอาการจากการมองลักษณะภายนอก แล้วค้นหาวิธีการรักษา เป็นต้น ซึ่งได้มีการสรุปข้อดีของหุ่นจำลองไว้ ดังนี้

- สามารถแสดงอาการที่ไม่ปกติและมีอัตราการเกิดสูงได้ตามที่ต้องการ
- สามารถตรวจพบข้อผิดพลาดและหาข้อสรุปได้ โดยในความเป็นจริงมีบางเทคนิคที่ได้มาโดยบังเอิญซึ่งเป็นการเสี่ยง ดังนั้นจึงเป็นการดีที่จะพบสาเหตุและทำการแก้ไขได้ก่อนเกิดปัญหาจริง
- หุ่นจำลองทางการแพทย์สามารถใช้กับสถานการณ์จริง โดยใช้กลไกควบคุมในขณะศึกษา
- หุ่นจำลองทางการแพทย์สามารถใช้ในการค้นคว้าและฝึกการทำงานร่วมกัน ความเป็นผู้นำและวิธีการสื่อสาร ในเหตุการณ์จริงสามารถใช้เป็นอุปกรณ์ช่วยเหลือ โดยใช้เป็นสื่อกลางในการสื่อสารขณะเกิดเหตุการณ์ร้ายแรงได้

หุ่นจำลองเกี่ยวกับโรคหัวใจและหลอดเลือด

ในการศึกษาเกี่ยวกับโรคหัวใจมีประวัติยาวนาน โดยในช่วงแรกจะทำการศึกษาจากเทปที่อัดเสียงการเต้นของหัวใจไว้ จนในปัจจุบันมีการเปลี่ยนมาใช้หุ่นจำลองแบบครบวงจรซึ่งมีหุ่นจำลองสองชนิดที่ถูกใช้งาน คือ แชมเปญ (Champagne) ที่สามารถแสดงอัตราการเต้นของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวใจ ซึ่งช่วยเพิ่มความเข้าใจให้กับผู้ศึกษาเกี่ยวกับเสียงของหัวใจได้ อีกชนิดคือ อีวี่ (Ewy) ที่รู้จักกันในชื่อว่า ฮาร์วี่ย์ (Harvey) ที่เป็นหุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจ

โดยในปี ค.ศ. 1967 ศ. นพ. ไมเคิ้ล เอส กอร์ดอน (M.S. Gordon) แห่งโรงเรียนแพทย์มหาวิทยาลัย ไมแอมี รัฐฟลอริดา ได้ริเริ่มคิดทำหุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจฯขึ้น ในตอนแรกได้ออกแบบหุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจโรคเดียว 3 ตัว : สำหรับ Idiopathic hypertrophic subaortic stenosis (IHSS) 1 ตัว, แรงดันเลือดสูง แทรกซ้อนด้วย dissecting aneurysm 1 ตัว และ Arteriosclerotic heart disease (AHSD) แทรกซ้อนด้วย ventricular aneurysm 1 ตัว ต่อมาได้สร้างหุ่นแบบจำลองคนไข้โรคหัวใจฯในตัวเดียวได้สำเร็จในปี ค.ศ. 1976 และตั้งชื่อหุ่นจำลองนั้นว่า " ฮาร์วีย์ "

โครงการหุ่นจำลองฯ ฮาร์วีย์ ถือกันว่าเป็นโครงการพลเรือนโครงการแรกที่ใช้ความรู้และทักษะทางด้านการบินและอวกาศของนาซ่า (NASA) มาสนับสนุน บวกกับความรู้และเงินทุนจากสถาบัน และมูลนิธิต่าง ๆ เช่น ITT, American Heart Association (AHA), Miami Heart Institute เป็นต้น

ในปี ค.ศ. 1968 หุ่นจำลองฯ ฮาร์วีย์ ได้รับรางวัลชนะเลิศ 2 รางวัล ในฐานะนิทรรศภัณฑ์ทางวิทยาศาสตร์ดีเลิศจาก American College of Cardiology (ACC) และ AHA

ในปี ค.ศ. 1970 NHBLI และโรงเรียนแพทย์ของศูนย์การแพทย์แห่งมหาวิทยาลัยไมอามี มหาวิทยาลัยแอริโซน่า มหาวิทยาลัยดุ๊ค มหาวิทยาลัยเอเมอรี่ และ มหาวิทยาลัยเนบลาสก้า รวม 5 แห่ง ใช้เวลา 1 ปีเต็ม เพื่อประเมินผลการเรียนการสอนนักเรียนแพทย์ปีสุดท้ายของแต่ละโรงเรียนแพทย์ดังกล่าว โดยสุ่มแยกนักเรียนแพทย์แต่ละโรงเรียนฯ ออกเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มหนึ่งเรียนหทัยวิทยากับหุ่นจำลองฯ ฮาร์วีย์ อีกกลุ่มไม่ใช้หุ่นจำลองฯ ฮาร์วีย์ ปรากฏว่าผู้ที่เรียนหทัยวิทยาโดยใช้หุ่นฮาร์วีย์ ทำคะแนนได้ดีกว่าผู้ที่เรียนโดยไม่ใช้หุ่นฮาร์วีย์ ทั้งนี้ในแง่ของ Cognative (เรียน + รู้ + เข้าใจ) bedside skill และความมั่นใจ และความแตกต่างระหว่างคะแนนเฉลี่ยของทั้งสองกลุ่มใหญ่มีค่านัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งนักเรียนแพทย์ของมหาวิทยาลัยไมแอมี่ทำคะแนนได้สูงสุด เมื่อ NHBLI รับรองหุ่นฮาร์วีย์แล้ว American Board of Internal Medicine (ABIM) จึงใช้สอบผู้สมัครสอบข้อสอบของ Cardiology subboard อยู่ระยะหนึ่ง แต่เนื่องจากหุ่นฮาร์วีย์ยังมีใช้น้อยแห่งในช่วงนั้น ABIM จึงระงับการใช้สอบไว้ก่อน

ในปี ค.ศ. 1982 โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า ได้รับฮาร์วีย์ 12 ทันเวลาเฉลิมฉลอง 200 ปี กรุงรัตนโกสินทร์ และฉลองวันครบรอบ 30 ปี ของการก่อตั้งโรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า (25 พ.ย.)

ในปัจจุบัน ทั่วโลกมีหุ่นฮาร์วีย์ใช้สอนหทัยวิทยาอยู่เกือบ 50 ตัว (ส่วนใหญ่อยู่ในสหรัฐอเมริกา ในเอเชียมี 3 ตัว ได้แก่ ญี่ปุ่น ไทย และอิสราเอล ในยุโรปมี 3 ตัว) แต่ละแห่งต้องมีกำหนดการสอนจึงสามารถติดต่อขอซื้อหุ่นฮาร์วีย์ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นจากเมื่อพิจารณาจากภาวะของโรคต่าง ๆ ที่ได้กล่าวมาในบทแรกทำให้ทราบว่าหุ่นจำลองทางการแพทย์ต้องการการใช้งานในหลาย ๆ ด้าน ทั้งทางกายภาพและทางการเคลื่อนไหวในลักษณะต่าง ๆ จากลักษณะสภาวะที่ได้กล่าวไว้ในบทแรกทำให้หุ่นจำลองทางการแพทย์จะต้องมีสมบัติเชิงกลที่ดี มีอายุการใช้งานยาวนานและมีความยืดหยุ่นที่เหมาะสม

ดังนั้นในการเลือกวัสดุมาใช้ผลิตหุ่นจำลองทางการแพทย์ควรใช้วัสดุที่มีสมบัติดังนี้

1. มีสมบัติเชิงกลที่ดี มีความทนทานต่อการรับแรงพอสมควร โดยเฉพาะแรงกด (Compression) ไม่ฉีกขาดง่าย
2. อ่อนนิ่ม ยืดหยุ่น ยุบตัวได้ มีลักษณะใกล้เคียงกับผิวหนังของมนุษย์
3. เนื่องจากบางบริเวณของหุ่นจำลองมีการสั่นหรือเคลื่อนที่ตลอดเวลา เช่น บริเวณชีพจร (9 ตำแหน่ง) ผนังอกหน้าหัวใจ วัสดุควรมีสมบัติเชิงพลวัตหรือไดนามิกส์ (Dynamic properties) ที่ดี เช่น มีความทนทานต่อการล้า (Fatique resistance) มีมอดุลัสสูญเสีย (Loss modulus) ต่ำ ความร้อนสะสม (Heat build-up) และฮีสเตอ-รีซีส (Hysteresis) ต่ำ
4. วัสดุควรมีความทนทานต่อการใช้งาน มีอายุการใช้งานยาวนาน
5. วัสดุไม่ควรมีกลิ่นอันไม่พึงประสงค์
6. วัสดุควรมีสีสันใกล้เคียงกับสีผิวหนังของมนุษย์เพื่อความสวยงาม
7. สามารถขึ้นรูปได้ง่ายและใช้อุณหภูมิไม่สูง เช่น ใช้เทคนิคการหล่อแบบ (Casting)

ในงานวิจัยนี้ได้พิจารณาวัสดุหลายชนิด ที่สามารถใช้แทนผิวหนังภายนอกของหุ่นจำลองคนไข้โรคหัวใจและหลอดเลือด เช่น

- ยางซิลิโคน (Silicone rubber)
- พีวีซีพลาสติซอล (PVC Plastisol)
- ยางธรรมชาติ (Natural rubber : NR)
- พอลิยูรีเทน (Polyurethane : PU)
- ฯลฯ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ยางซิลิโคน (Silicone Rubber) [2]

2.2.1 <u>บทนำ</u>

ธุรกิจยางซิลิโคนได้เจริญเติบโตมาเป็นเวลามากกว่า 40 ปี ซึ่งในช่วงเวลากว่า 10 ปีที่ผ่านมายางซิลิโคนได้รับการยอมรับว่าเป็นยางที่มีคุณภาพดี โดยการเจริญเติบโตนี้ไม่เพียงแต่ในประเทศสหรัฐอเมริกาเท่านั้น ทั้งประเทศในทวีปเอเชีย เช่น ญี่ปุ่นและในประเทศยุโรปตะวันตกมีปริมาณการใช้ยางซิลิโคนที่เพิ่มสูงขึ้นเช่นเดียวกัน การเพิ่มขึ้นของยอดขายมีด้วยกันสองสาเหตุ โดยสาเหตุแรก คือ คุณสมบัติเฉพาะตัวของยางซิลิโคนที่มีลักษณะเป็นอิลาสโตเมอร์ มีช่วงอุณหภูมิกว้างประมาณ –150 ถึง 600 ^{0}F และสาเหตุที่สองคือ ราคาที่ถูกลงของยางซิลิโคน

ยางซิลิโคนจัดเป็นยางสังเคราะห์ที่มีลักษณะเป็นทั้งสารอนินทรีย์และสารอินทรีย์ (Inorganic–organic nature) เนื่องจากมีโครงสร้างโมเลกุลที่ไม่เหมือนยางชนิดอื่น กล่าวคือมีสายโซ่หลักเป็นอะตอมของซิลิกอน (Silicon : Si) ประมาณ 7,000 อะตอมสลับกับอะตอมของออกซิเจน โดยการเชื่อมโยงของ Si–O–Si ในยางซิลิโคนจะใกล้เคียงกับการเชื่อมโยงในควอตซ์ (Quartz) และแก้ว (Glass) ถึงแม้ว่ายางซิลิโคนจะไม่ทนทานต่อความร้อนเท่ากับควอตซ์ แต่ก็สามารถทนทานต่อความร้อนได้ดีเมื่อเทียบกับยางชนิดอื่น ๆ

ความสามารถในการทนทานต่อความร้อนของยางซิลิโคน พิจารณาได้จากพันธะเคมีโดยที่พันธะซิลิกอน–ออกซิเจน (Si–O bond) เป็นพันธะที่แข็งแรงมีพลังงานพันธะ (Bond energy) อยู่ที่ประมาณ 88–117 kcal/mole สูงกว่าพลังงานพันธะระหว่างอะตอมของคาร์บอน (C–C bond) (85 kcal/mole) เป็นสาเหตุให้ยางซิลิโคนมีความทนทานต่อความร้อนสูง เนื่องจากอะตอมของซิลิกอนมีขนาดใหญ่เทียบกับคาร์บอนและหมู่เมทิล (CH_3–) มีความสามารถในการเคลื่อนที่สูง ทำให้มีค่าปริมาตรอิสระ ที่เป็นปริมาตรกีดกันของหน่วยไดเมทิลไซล็อกเซน (Dimethylsiloxane) มีมากและผลักไม่ให้สายโซ่ข้างเคียงเข้าใกล้ ทำให้ยางซิลิโคนมีความยืดหยุ่นสูง มีอุณหภูมิเปลี่ยนสถานะคล้ายแก้ว (Tg) ต่ำมากและมีความสามารถในการซึมผ่านของก๊าซ (Gas permeability) รวมทั้งความสามารถในการกดอัด (Compressibility) สูง การที่สายโซ่หลักเป็นสารอนินทรีย์ (Inorganic backbone) ทำให้ยางซิลิโคนมีความสามารถต้านทานต่อจุลินทรีย์และสิ่งมีชีวิตอื่น ๆ

หมู่เมทิลประกอบด้วยอะตอมของไฮโดรเจนชนิดปฐมภูมิ (Primary hydrogen) เป็นโครงสร้างส่วนใหญ่ (99.9%) ของหมู่ข้างเคียงในยางซิลิโคน ไม่เหมือนยางชนิดอื่นที่มีไฮโดรเจนชนิดทุติยภูมิ (Secondary) ตติยภูมิ (Tertiary) อะลิลิก (Allylic) หรือเบนซิลิก (Benzylic) ที่ว่องไวต่อปฏิกิริยา ทำให้ยางซิลิโคนทนทานต่อปฏิกิริยาออกซิเดชัน สามารถคงสมบัติได้ดีแม้ว่าจะใช้งานที่อุณหภูมิสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้โครงสร้างของสายโซ่หลักของยางซิลิโคนเป็นพันธะเดี่ยวที่มีความทนทานต่อโอโซน ออกซิเจน แสงอัลตราไวโอเลต หรืออุณหภูมิสูงที่ทำให้เกิดการขาดของสายโซ่

ตารางที่ 2.1 การเสื่อมสภาพของยางซิลิโคน [2]

อุณหภูมิ	ระยะเวลาเสื่อมสภาพ
90 ^{O}C (194 ^{O}F)	40 ปี
121 ^{O}C (250 ^{O}F)	10-20 ปี
150 ^{O}C (300 ^{O}F)	5-10 ปี
200 ^{O}C (392 ^{O}F)	2-5 ปี
250 ^{O}C (482 ^{O}F)	3 เดือน
315 ^{O}C (600 ^{O}F)	2 สัปดาห์

หากใช้งานยางซิลิโคนที่อุณหภูมิห้อง ยางซิลิโคนอาจมีความแข็งแรงต่ำกว่ายางทั่วไป แต่ความแข็งแรงของยางซิลิโคนที่อุณหภูมิสูง (400 ^{O}F) จะเหนือกว่ายางชนิดอื่น ดังนั้นยางซิลิโคนจึงใช้ได้ดีในงานที่ต้องการปิดหรือยึดติดวัสดุและใช้ในงานที่เป็นฉนวน เช่น สายไฟและสายเคเบิลสำหรับการใช้งานที่อุณหภูมิสูง เนื่องจากยางซิลิโคนมีสมบัติเป็นฉนวนไฟฟ้าที่ดี และความเป็นฉนวนไม่เปลี่ยนแปลงแม้ที่อุณหภูมิสูงหรือเมื่อติดไฟ

2.2.2 <u>ความเป็นมาของกระบวนการสังเคราะห์ยางซิลิโคน</u> [2]

Frederick Stanley Kipping (1863–1949) ได้ค้นพบสารซิลิโคนจากการไฮโดรไลซิสคลอโรไซเลน ต่อมา Dr. J. F. Hyde ได้ค้นพบการทำให้เส้นใยแก้ว (Glass fibers) เกิดการอิ่มตัวด้วยไดฟีนิลซิลิโคนเรซิน เพื่อใช้เป็นเทปฉนวนสำหรับป้องกันไฟฟ้าในปี ค.ศ. 1937 ซึ่งการกระทำนี้ทำให้ได้เสถียรภาพทางความร้อนที่สูงมากกว่าปกติ

โดยซิลิโคนอาจได้จากการรีดิวซ์ของซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO_2) ซึ่งมีอยู่มากบนผิวโลก ปริมาณของ SiO_2 ที่มีอยู่มากนี้เป็นเหตุผลหนึ่งที่ใช้พิจารณาแนวโน้มทางด้านราคาของยางซิลิโคน กระบวนการผลิตโดยตรง และปฏิกิริยาของเมทิลคลอไรด์กับซิลิโคนจะอาศัยตัวเร่งปฏิกิริยาที่เป็นทองแดงซึ่งผลิตภัณฑ์ทั้งหมดจะได้จากการแยกโดยใช้หอกลั่น โดยจะได้ไดเมทิลไดคลอโรไซเลนเป็นผลิตภัณฑ์หลัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.2 ผลิตภัณฑ์หลักที่ได้จากกระบวนการผลิตซิลิโคน [2]

สารประกอบ	จุดเดือด (BP) (^{O}C)
Dimethyldichlorosilane	70
Methyltrichlorosilane	66
Trimethylchlorosilane	57
Methyldichlorosilane	40
Dimethylchlorosilane	35
Trichlorosilane	32

การไฮโดรไลซิสเป็นวิธีเบื้องต้นในการทำให้ได้พอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง โดยใช้กรดเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ซึ่งในปัจจุบันกระบวนการนี้ถูกยกเลิกไป เช่นเดียวกันกับกระบวนการทำให้บริสุทธิ์โดยใช้ปฏิกิริยาการเติม

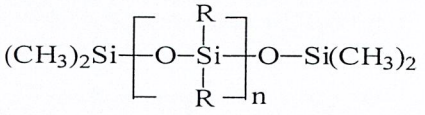
ซิลิโคนเตรียมได้จากการไฮโดรไลซิสคลอโรไซเลน (Chlorosilane) กลายเป็นไซลา-นอล (silanol) [3] จากนั้นนำไซลานอลไปทำปฏิกิริยากันเอง ซึ่งจะได้ซิลิโคนที่มีโครงสร้างเป็นพอลิไซล็อกเซนเชิงเส้น (Linear polysiloxane) ที่มีหมู่ไฮดรอกซิลที่ปลายโซ่ผสมอยู่กับอนุพันธ์ที่เป็นวงแหวน ซึ่งผลิตภัณฑ์ที่เป็นวงแหวนนี้สามารถนำไปทำให้เป็นพอลิเมอร์เชิงเส้นได้ โดยการให้ทำปฏิกิริยากับกรดซัลฟูริกหรือโปแตสเซียมไฮดรอกไซด์เข้ม

ซิลิโคนที่ได้จากไดคลอโรไซเลน จะมีโครงสร้างดังนี้



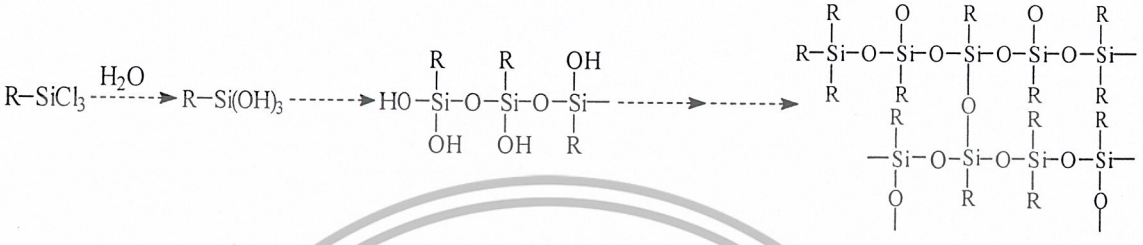
ไดคลอโรไซเลน ไซลานอล พอลิไซล็อกเซนเชิงเส้น

ในการใช้งานบางครั้งจำเป็นต้องกำจัดหมู่ไซลานอล ซึ่งทำได้โดยให้พอลิเมอร์เชิงเส้นที่ได้นี้ ทำปฏิกิริยากับคลอโรไซเลนที่มีหมู่ฟังก์ชันหมู่เดียว (Monofunctional chlorosilane) เช่น ไตรเมทิลคลอโรไซเลน ($(CH_3)_3SiCl$) จะได้ซิลิโคนที่มีโครงสร้างดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการที่จะให้ได้ซิลิโคนที่มีโครงร่างตาข่ายเพื่อใช้ในงานอุตสาหกรรมเคลือบผิวได้ดี สามารถทำได้โดยการนำไตรคลอโรไซเลนมาไฮโดรลิซิส ได้พอลิเมอร์ที่มีหมู่ไฮดรอกซิลต่ออยู่กับอะตอมของซิลิคอนซึ่งหมู่ไฮดรอกซิลที่มีอยู่ในโครงสร้างนี้ จะทำปฏิกิริยากันเองได้เป็นพอลิเมอร์ที่มีโครงร่างตาข่าย ดังนี้



ซิลิโคนที่ได้จากไตรคลอโรไซเลนจะมีองศาการเชื่อมโยงสูงมาก จึงทำให้แข็งจนเปราะต้องใช้ไดคลอโรไซเลนผสมเข้าไปด้วย เพื่อลดการเกิดการเชื่อมโยงเสียบ้างทำให้ซิลิโคนเรซินที่ได้มีสมบัติเหมาะสมกับการใช้งานดีขึ้น

2.2.3 <u>สมบัติทั่วไป</u> [4]

ยางซิลิโคนหรือยางพอลิไซล็อกเซน (Polysiloxane rubber) เป็นยางที่ได้รับความนิยมอย่างสูงในปัจจุบันเนื่องจากมีสมบัติเด่น คือ

- มีความทนทานต่อโอโซน ออกซิเจน แสงแดด ดินฟ้าอากาศ รวมทั้งกรดและด่าง
- มีความสามารถในการซึมผ่านของก๊าซ (Gas permeability) สูง และความสามารถในการกดอัด (Compressibility) สูง
- มีอุณหภูมิเปลี่ยนสถานะคล้ายแก้ว (Tg) ที่ –127 ^{0}C ต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับยางชนิดอื่น ทำให้ยางซิลิโคนยืดหยุ่นดี และมีสมบัติที่อุณหภูมิต่ำดีเยี่ยม
- มีอุณหภูมิใช้งานช่วงกว้าง ตั้งแต่ –150 ^{0}F จนถึง 600 ^{0}F และคงสมบัติได้ดีที่อุณหภูมิใช้งาน
- ไม่มีกลิ่น รส และไม่เป็นพิษ
- มีสมบัติความเป็นฉนวนไฟฟ้าดีมาก
- มีความสามารถในการคงสมบัติต่าง ๆ ได้ดี เช่น สมบัติเชิงกล ความเป็นฉนวน ความทนทานต่อการเปลี่ยนอุณหภูมิ ฯลฯ สมบัติไม่เปลี่ยนแปลงแม้ว่าจะใช้งานยางเป็นเวลานาน หรือใช้งานภายนอก (Outdoor) ที่สัมผัสกับแสงแดด โอโซน น้ำ ฯลฯ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.4 <u>การประยุกต์ใช้งานและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง</u>

- <u>การประยุกต์ใช้งาน</u> [4]

ปัจจุบันได้มีการพัฒนาสังเคราะห์ปรับปรุงสมบัติของยางซิลิโคนหลายเกรด แสดงดังตาราง 2.3 ตัวอย่างเช่น สมบัติความยืดหยุ่นที่อุณหภูมิต่ำสามารถปรับปรุงได้โดยการแทนที่หมู่เมทิลในโครงสร้างบางส่วน (ประมาณ 5 %) ด้วยหมู่ฟีนิล (Phenyl : $-C_6H_5$) ทำให้ได้ยางซิลิโคนแบบไดเมทิลฟีนิล พอลิไซล็อกเซน (Dimethylphenyl polysiloxane : **MPQ**) โครงสร้างที่ใหญ่ของหมู่ฟีนิลจะช่วยขัดขวางการเกิดผลึก (Crystallization) และเพิ่มระยะห่างระหว่างสายโซ่ซึ่งทำให้อุณหภูมิเปลี่ยนสถานะคล้ายแก้ว (Tg) ของยางลดต่ำลง สามารถใช้งานยางได้ที่ต่ำกว่า $-130\ ^0F$

โดยปกติสามารถเชื่อมโยงยางซิลิโคนด้วยสารเชื่อมโยงจำพวกเปอร์ออกไซด์ (Peroxide) เช่น เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (Benzoylperoxide) ไดคิวมิลเปอร์ออกไซด์ (Dicumylperoxide : DCP) ฯลฯ ซึ่งการสังเคราะห์ยางซิลิโคนให้มีหมู่ไวนิล (Vinyl groups : $-CH=CH_2$) ปริมาณเล็กน้อย (น้อยกว่า 0.5 % ดังโครงสร้างยางซิลิโคนที่เป็นพอลิเมอร์ร่วมสามชนิดหรือเทอร์พอลิเมอร์แบบ **MVQ** และ **MPVQ** ในตารางที่ 2.3) จะทำให้ยางซิลิโคนสามารถเกิดปฏิกิริยาเชื่อมโยงได้ง่ายขึ้นและมีประสิทธิภาพมากขึ้น ยางที่ได้มีสมบัติเชิงกลดี ทั้งยังเกิดการเปลี่ยนขนาดอย่างถาวรเนื่องจากแรงกดอัด (Compression set) น้อยลง

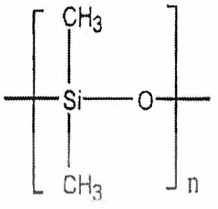
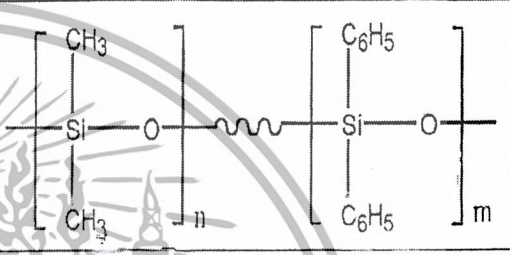
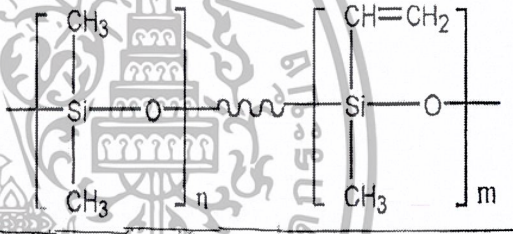
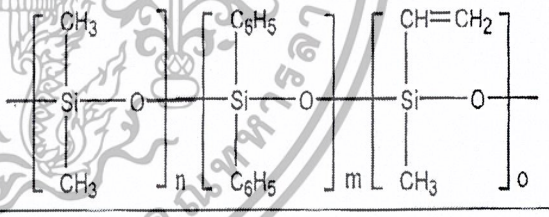
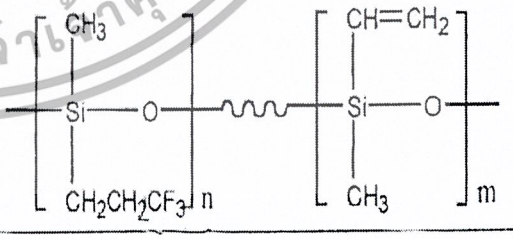
ปกติยางซิลิโคนมีสมบัติทนทานต่อตัวทำละลายอะซิโตนและเอสเทอร์ดี โดยเกิดการบวมตัว (Swell) ประมาณ 200 % ในตัวทำละลายไฮโดรคาร์บอนสายโซ่ตรงและอะโรมาติก การเปลี่ยนหมู่เมทิลหนึ่งหมู่ให้เป็นหมู่ฟังก์ชันที่มีขั้ว เช่น ไตรฟลูออโรโพรพิล (Trifluoropropyl : $-CH_2CH_2CF_3$) ในโครงสร้างยางซิลิโคนแบบ **FVQ** ในตารางที่ 2.3 จะทำให้ยางมีความทนทานต่อตัวทำละลายไฮโดรคาร์บอนได้ดีขึ้น

มีการประยุกต์ใช้งานยางซิลิโคนมากมาย โดยเฉพาะการใช้งานที่ต้องการคงสมบัติใช้งานที่อุณหภูมิเปลี่ยนแปลง หรือที่อุณหภูมิสูงและต่ำเป็นเวลานาน เช่น ท่อยาง ท่อส่งตัวทำละลาย ก๊าซ และอาหาร ฯลฯ เพราะยางซิลิโคนไม่เป็นพิษ ไม่มีกลิ่นและรส

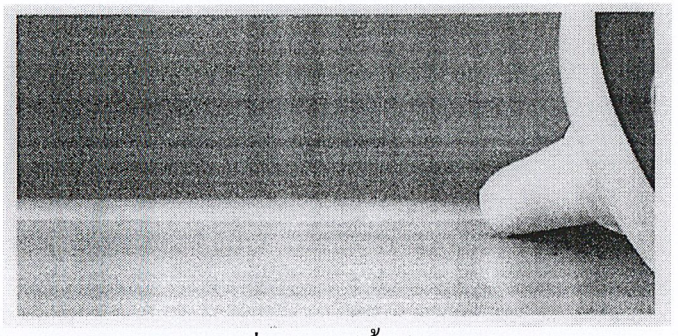
เนื่องจากยางซิลิโคนนิยมใช้หมู่เมทิลซึ่งเป็นหมู่อะตอมที่ไม่ชอบน้ำเพิ่มเข้าไปในโครงสร้าง [5] เพื่อใช้ซิลิโคนเป็นสารเคลือบบนผ้ากันน้ำ เมื่อใช้ซิลิโคนที่มีหมู่เมทิลเป็นสารกันน้ำ อะตอมของออกซิเจนบางอะตอมของซิลิโคนจะต่อกันด้วยอะตอมของออกซิเจนบนเนื้อผ้า ทำให้หมู่เมทิลหันออกนอกสายโซ่ จึงสามารถกันน้ำได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

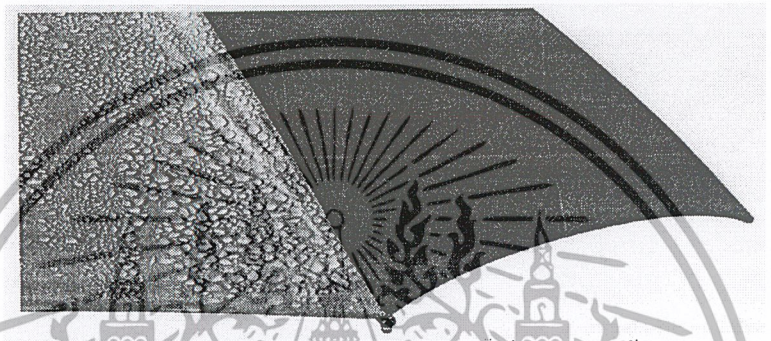
ตารางที่ 2.3 ชนิดและโครงสร้างของยางซิลิโคนชนิดต่างๆ [4]

ชื่อ	สมบัติ	โครงสร้าง
MQ	ยางซิลิโคนทั่วไป (ชนิดแรก)	
MPQ	ยางซิลิโคนที่มีสมบัติที่อุณหภูมิต่ำดี	
MVQ	ยางซิลิโคนที่มี Compression-set ต่ำ	
MPVQ	ยางซิลิโคนที่มีความแข็งแรงและสมบัติที่อุณหภูมิต่ำดี	
FVQ	ยางซิลิโคนทนน้ำมัน	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a) สารกันซึมซิลิโคนที่ประยุกต์ทั้งเป็นสารยึดติดและสารกันน้ำ



(b) ซิลิโคนสามารถใช้เป็นสารกันซึมของน้ำสำหรับเสื้อผ้าและร่ม

รูปที่ 2.1 การประยุกต์ใช้งานซิลิโคน [5]

จากการที่ซิลิโคนมีความสามารถในการให้ไอน้ำผ่านได้ (ก๊าซซึมผ่านได้) แม้ว่าจะกันน้ำได้ สมบัติดังกล่าวนี้ทำให้เสื้อผ้ากันน้ำสามารถระบายอากาศได้ จึงช่วยให้ผู้สวมใส่รู้สึกแห้งสบายตัว ไม่เหนอะหนะ ในลักษณะเดียวกันกับซิลิโคนที่ใช้ทาบนไม้หรืออิฐซึ่งช่วยในการกันน้ำไม่ให้ซึมผ่าน แต่สามารถให้อากาศถ่ายเทได้

นอกจากนี้ยางซิลิโคนยังสามารถเข้าได้ดีกับเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต (Biocompatibility) เนื่องจากธรรมชาติของยางที่เป็นสารอนินทรีย์–อินทรีย์ จึงนิยมใช้ยางซิลิโคนในการผ่าตัด เป็นวัสดุเสริม (Implants) อวัยวะเทียม และการตบแต่งเสริมความงาม อย่างไรก็ดียางซิลิโคนมีข้อจำกัดบางประการ คือ ความแข็งแรงดึง (Tensile strength) ต่ำเมื่อเทียบกับยางชนิดอื่น และความยุ่งยากในการเชื่อมโยงยางด้วยสารจำพวกเปอร์ออกไซด์

- <u>งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง</u>

I.A. Adamietz และคณะ [6] ทำการศึกษาผิวหนังแทนที่แบบหนาในการสร้างผิวบนใบหน้า พบว่าในการวิเคราะห์ผิวหนังแทนที่แบบหนามักจะสนใจสีสัน ความหนาของผิวและความเข้ากันได้ของขนระหว่างผู้ให้กับผู้รับ พื้นผิวหนังภายนอกจึงเป็นส่วนที่พิจารณาสำหรับการสร้างผิว โดยผิวหนังแทนที่แบบหนาจะทำการทดสอบกับคนไข้ 20 รายที่มีเนื้องอกบนใบหน้าและต้องมี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การสร้างผิวหนังใหม่ขึ้นมา ซึ่งพื้นผิวหนังภายนอกจะผลิตโดยการใช้เทคนิคการหล่อแบบซิลิโคนจำพวกอนุพันธ์ของพอลิไวนิลไซล็อกเซน แล้วนำมาวิเคราะห์โดยใช้ Scanning Electron Microscopy (SEM) และวัดสัณฐานวิทยาของผิวหนังที่ได้ ผลกระทบจากกลไกการผลิตพื้นผิวหนังภายนอกจะศึกษาจากความเหมาะสมของพื้นผิวหนังภายนอกของผู้ให้ต่อผู้รับ ผลที่ได้พบว่าความสามารถในการปรับสภาพให้เข้ากับผิวหนังแทนที่แบบหนา และผลการเปลี่ยนแปลงลักษณะผิวหนังภายนอกของผู้รับจะได้ผลหลังจากผ่านไป 24 เดือน

C. Rubino และคณะ [7] ทำการศึกษาผลของการยึดเกาะกันเองในซิลิโคนเคลือบพอลิ-เอไมด์เนื่องจากการฉายรังสีบนผิวหนัง โดยกลไกในการป้องกันการฉายรังสีบนผิวหนังจัดได้ว่าเป็นการกระทำที่มีความจำเป็น ในบางครั้งซิลิโคนแบบเคลือบซึ่งเป็นวัสดุที่ใช้ในการพัฒนาการปลูกถ่ายผิวหนังจะถูกนำมาเป็นประโยชน์ให้กับคนไข้ที่ต้องฉายรังสี ในการศึกษาการยึดเกาะกันของซิลิโคนเคลือบพอลิเอไมด์จะทำการทดสอบกับคนไข้ 21 รายที่ผ่านการฉายรังสีเพื่อป้องกันโรคอันตราย ผลที่ได้คือคนไข้ 7 รายผิวหนังไม่มีอาการผิดปกติแต่คนไข้อีก 14 รายผิวหนังเกิดการเป็นแผลพุพอง เมื่อนำคนไข้ทั้ง 14 รายมาทำการรักษาโดยการใช้ซิลิโคนเคลือบพอลิเอไมด์พบว่าความสามารถของซิลิโคนเคลือบพอลิเอไมด์จะลอกออกหรือยึดติดกับผิวหนังที่เป็นแผลพุพอง โดยบริเวณที่ลอกออกจะกลายเป็นผิวหนังที่มีลักษณะดี ส่วนที่พุพองเป็นแผลเปิดจะถูกปิด อีกทั้งจะไม่ระคายเคืองกับผิวหนังที่เป็นแผลพุพองด้วย ผลที่ได้รับแสดงว่าซิลิโคนเคลือบพอลิเอไมด์สามารถใช้เพื่อป้องกันผิวหนังขณะทำการฉายรังสีได้

I. Stevenson และคณะ [8] ทำการศึกษาอิทธิพลของสารตัวเติมซิลิกา (SiO_2) ที่มีผลต่อระยะเวลาในการฉายแสงของยางซิลิโคน เริ่มต้นทำการเตรียมตัวอย่างในสภาวะที่เป็นสุญญากาศโดยควบคุมอุณหภูมิและความดันในช่วงระยะเวลาหนึ่ง จากนั้นนำมาผ่านการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิ 200 ^{0}C ในสภาวะบรรยากาศปกติ ชิ้นงานที่เตรียมได้จะนำมาทำการศึกษาสมบัติเชิงกลด้วยเครื่อง Instron 1260 และศึกษาสมบัติทางความร้อนโดยใช้เทคนิค Differential scanning calorimetry (DSC) จากการทดสอบพบว่าพื้นที่ผิวระหว่างอนุภาคและองค์ประกอบหลักของพอลิเมอร์ จะมีอิทธิพลต่อเวลาในการฉายแสงให้กับยางซิลิโคนที่มีการใส่สารตัวเติม ซึ่งการฉายแสงนี้ทำให้เกิดการเชื่อมโยงที่ผิวของอนุภาคที่มีขนาดนาโนเมตร ทำให้วัสดุมีพฤติกรรมการเป็นผลึก (Crystallization behavior) และมีค่าความเครียด (Strain mechanical properties) เพิ่มมากขึ้น โดยองค์ประกอบต่าง ๆ นี้จะขึ้นอยู่กับลักษณะของสารตัวเติมและพื้นที่ผิวของ PDMS/Silica

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

S. Kole และคณะ [9] ทำการศึกษาอิทธิพลจากปฏิกิริยาเคมีต่อสมบัติของการเชื่อมโยงระหว่างซิลิโคนกับยางอีพีดีเอ็ม (EPDM) โดยนำยางซิลิโคน อะคริลาไมด์และแอมโมเนียมเปอร์ซัลเฟตมาผสมกัน เพื่อให้ได้เป็นเอไมด์ต่อกิ่งกับซิลิโคนแล้วนำมาผสมกับยางอีพีดีเอ็ม จากนั้นเติมสารเชื่อมโยง (Curing agent) ลงไปแล้วนำสารที่เตรียมได้เทลงในแม่แบบ นำชิ้นงานที่ได้มาทำการศึกษาสมบัติเชิงกลโดยการทดสอบความแข็งแรงดึง (Tensile Strength) ค่ามอดุลัสและเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด (% Elongation at break) ศึกษาอายุการใช้งานโดยใช้เครื่อง Test Tube Ageing Tester และศึกษาสมบัติทางความร้อนโดยใช้เทคนิค Thermogravimetric analysis (TGA) และ Dynamic mechanical thermal analysis (DMTA) จากการทดสอบพบว่าเมื่อควบคุมสภาวะให้มีอุณหภูมิเท่ากัน ในระบบที่ใช้ซิลิโคนเพียงอย่างเดียวไม่ได้ต่อกิ่งกับเอไมด์ จะให้ค่าความแข็งแรงดึงและค่ามอดุลัสต่ำกว่า แต่ให้ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาดที่สูงกว่า อายุการใช้งานที่ได้มีค่าต่ำที่สุดและให้ค่า loss tangent กับมอดุลัสสะสมที่ไม่ดีนัก

Ping–Lin Kuo และคณะ [10] ทำการศึกษาหน้าที่และพฤติกรรมของพอลิเมอร์ร่วมของซิลิโคนในการสังเคราะห์พอลิไซล็อกเซนที่ผสมพอลิเมอร์ร่วม และการดูดซับภายใต้ความดันสูง โดยนำไซล็อกเซน โอลิโกเมอร์เป็นสารตั้งต้นในการสังเคราะห์สารอื่น ๆ ที่จำเป็น จากนั้นนำพอลิเมอร์ร่วมที่เตรียมได้แต่ละชนิดจุ่มลงในน้ำมันแล้วทำการทดสอบสมบัติทางกายภาพโดยใช้เทคนิค Scanning Electron Microscopy (SEM) และ Electron Spectroscopy for Chemical Analysis (ESCA) จากการทดสอบพบว่าพอลิเมอร์ร่วมมีการสังเคราะห์ที่เสร็จสมบูรณ์ โดยระบบที่เป็น SNS : Poly (siliconized acrylate–N,N–dimethyl aminoethyl acrylate–teryl acrylate) จะให้ค่าดัชนีความหนืด (viscosity index : VI) ที่สูงกว่าระบบที่เป็น SAS : Poly (siliconized acrylate–acrylate acid–steryl acrylate) จากเทคนิค SEM บ่งบอกว่าการดูดซับทางเคมีจะเกิดกับระบบที่เป็น SAS และจากในเทคนิค ESCA บ่งบอกว่าในการสังเคราะห์ทั้งสองแบบจะมีสมบัติการต่อต้านการสวมใส่ที่ดีเยี่ยม

2.3 พลาสติซอล (Plastisol)

2.3.1 <u>บทนำ</u> [11]

พลาสติซอล คือ สารกระจายตัวของเรซินไวนิล (Vinyl dispersion) เป็นของไหลแขวนลอยของอนุภาคพอลิไวนิลคลอไรด์ (Poly (vinyl chloride): PVC) ในระบบที่มีสารจำพวกสารปรับสภาพพลาสติก (Plasticizer) หรือสารทำให้เจือจาง (Diluent) ความหนืดของพลาสติซอลจะอยู่ในช่วงของเหลวจนถึงสภาวะที่เป็นเพสท์ (Paste) หรือของหนืดข้นขึ้นกับสูตรที่ใช้ เมื่อให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
49288

ความร้อนระหว่าง 150–170 ^{0}C (302–338 ^{0}F) สารกระจายตัวจะกลับสภาพไปอยู่ในแบบหลอมเหลวเป็นเนื้อเดียว และถ้าปล่อยให้เกิดการเย็นตัวลงที่อุณหภูมิห้อง (25 ^{0}C, 77 ^{0}F) จะทำให้ได้ผลิตภัณฑ์ไวนิลที่มีลักษณะเหนียว

การประยุกต์ใช้ไวนิลส่วนใหญ่จะใช้ในรูปแบบแห้งหรือเม็ดของสารประกอบไวนิลที่ต้องการกระบวนการที่ใช้การหลอมเหลวสูง เช่น Calenders Extruders Injection molders Blow molders และอื่น ๆ ในการกระจายตัวของไวนิลผู้ปฏิบัติสามารถใช้เทคนิคการจัดการกับของเหลวที่เหมาะสม เช่น การหล่อแบบ (Casting) การสเปรย์ (Spraying) การหมุนหล่อ (Rotational molding) และการจุ่ม (Dipping)

พลาสติซอลจะมีความหนืดอยู่ในช่วงระหว่างของเหลวกับเพสท์คล้ายกับมายองเนส ส่วนประกอบโดยทั่วไปประกอบด้วยพีวีซีเรซิน สารปรับสภาพพลาสติก (Plasticizer) สารทำให้เสถียร (Stabilizer) สารตัวเติม (Filler) และรงควัตถุสี (Pigment) นอกจากนี้เมื่อไม่มีสารทำให้เจือจางผสมลงไปพลาสติซอลจะอยู่ในสภาวะที่เป็นของแข็งสูง (98–99 %) ซึ่งจะมีการระเหยสารปรับสภาพพลาสติกขณะทำการเชื่อมโยง

เป็นการสะดวกในบางกรณีที่ต้องการขยายวัฏภาคของเหลวในการกระจายตัวด้วยการระเหยของสารช่วยกระจายตัว ซึ่งจะถูกนำออกขณะทำการผสมโดยที่ออร์แกโนซอลจะทำการประยุกต์จากวิธีการกระจายตัวนี้

ประมาณ 10% ของพอลิไวนิลคลอไรด์เรซินที่มีการใช้ภายในประเทศสหรัฐอเมริกาเป็นการกระจายตัวเกรดเรซิน การใช้งานหลัก ๆ ของพอลิไวนิลคลอไรด์เรซินแบบกระจายตัวจะใช้ในการผลิตพรม วัสดุปูพื้น การเคลือบทางอุตสาหกรรม ถุงมือเกี่ยวกับสารเคมี ฟิล์ม เคลือบเส้นลวด และทำตราประทับ

การพัฒนาสมบัติความยืดหยุ่นของสารประกอบไวนิลในของไหลกระจายตัวจะเป็นจุดมุ่งหมายของงานวิจัยภายในช่วงปี ค.ศ. 1930–1940 ซึ่งในปี ค.ศ. 1933 มีการกล่าวถึงการประยุกต์ใช้การผสมพลาสติกโดยการเคลือบด้วยสารหลอมเหลว ในปี ค.ศ. 1939 และ 1940 มีการจดสิทธิบัตรในประเทศอังกฤษและประเทศสหรัฐอเมริกาเกี่ยวกับการกระจายตัวของไวนิล ซึ่งการค้นพบวิธีการผลิตพลาสติซอลสำหรับกระบวนการของพอลิไวนิลคลอไรด์เป็นหนึ่งในข้อมูลอ้างอิงภายในปี ค.ศ. 1968

สารประกอบพอลิเมอร์เรซินแบบอิมัลชันเหล่านี้สามารถเกิดการกระจายตัวโดยการใช้สารประกอบอินทรีย์แบบละเอียดที่เป็นกลาง เพื่อทำให้การกระจายตัวมีความเสถียรซึ่งเป็นผลให้วัฏภาคที่เป็นแบบแขวนลอยได้รับของเหลวที่มีขั้วเพียงพอต่อการเกิดปฏิกิริยากับเรซิน แต่ไม่เพียงพอต่อการให้เกิดการละลาย เทคนิคนี้ถูกใช้ในอุตสาหกรรมเสื้อผ้าในปี ค.ศ. 1943 และใช้ในงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อื่น ๆ ในปี ค.ศ. 1944 ความสำคัญของการพัฒนานี้ทำให้อุตสาหกรรมพลาสติกมีความก้าวหน้าเพิ่มมากขึ้น

ในปี ค.ศ. 1947 พลาสติซอลแบบเรซินถูกนำมาผสมกับสารปรับสภาพพลาสติกโดยเทคนิคการปั่นกวน จนกระทั่งถึงปี ค.ศ. 1960 มีการปรับปรุงเกรดการกระจายตัวของพอลิไวนิลคลอไรด์เรซิน โดยการผสมรวมกับพอลิเมอร์ร่วมในกระบวนการผลิตพลาสติซอลที่อุณหภูมิต่ำ ๆ ผลิตภัณฑ์ที่มีความเงาสูงถูกพัฒนาให้มีความหนืดและเป็นผลิตภัณฑ์ที่ดี โดยการปรับปรุงสมบัติในด้านการยึดเกาะกระทำได้ยากเช่นเดียวกับในโลหะ

กระทั่งปี ค.ศ. 1970 อุตสาหกรรมพอลิไวนิลคลอไรด์เพิ่มขึ้นมากส่งผลให้เกิดปัญหาด้านสุขภาพและความปลอดภัย เนื่องจากมอนอเมอร์ของไวนิลคลอไรด์เป็นสาเหตุให้เกิดมะเร็ง ดังนั้นกระบวนการต่างๆ ที่ใช้ไวนิลคลอไรด์เป็นองค์ประกอบในเวลาต่อมาจึงมีการลดปริมาณการใช้งานมอนอเมอร์ตัวนี้ลง

ในปี ค.ศ. 1980 มีการป้องกันด้านความปลอดภัยและสิ่งแวดล้อม โดยมีการจัดการเกี่ยวกับพวกของเสีย การเผาไหม้และกลุ่มควัน ในทางอุตสาหกรรมมีการรวมบริษัทเพื่อปรับปรุงโครงสร้างและเปลี่ยนแปลงกระบวนการผลิต

2.3.2 <u>กระบวนการสังเคราะห์พลาสติซอล</u> [11]

ในการเตรียมพลาสติซอลจุดมุ่งหมายแรกในการผสมกระทำเพื่อลดการจับเป็นกลุ่มก้อนของส่วนประกอบที่เป็นของแข็ง และทำการกระจายให้เป็นเนื้อเดียวกันภายในของเหลวที่เป็นกลาง หากต้องการการกระจายตัวที่ดีของแข็งจะต้องมีการสัมผัสกับของเหลวที่เป็นกลางอย่างทั่วถึง สิ่งสำคัญของพลาสติซอลในขณะผสมคือ ต้องให้มีอุณหภูมิต่ำกว่า 90 ^{0}F เพราะว่าสามารถเกิดการละลายของอนุภาคเรซินได้อย่างรวดเร็ว

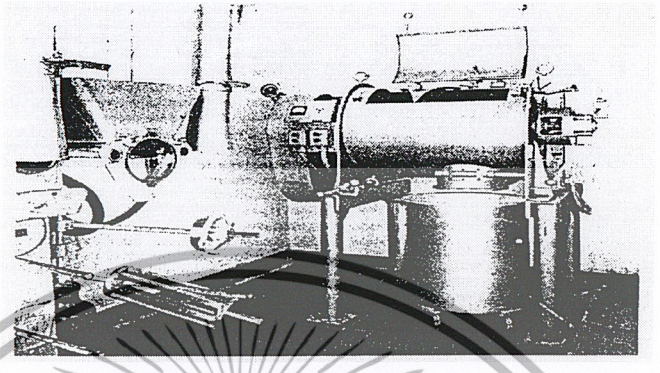
เครื่องผสมชนิดต่างๆ ที่ใช้สำหรับการเตรียมพลาสติซอลและออร์แกโนซอลซึ่งสามารถแบ่งตามความเร็วของเครื่องผสม คือ

- เครื่องผสมแบบความเร็วต่ำถึงปานกลาง
- เครื่องผสมแบบความเร็วสูง
- เครื่องผสมแบบรวม

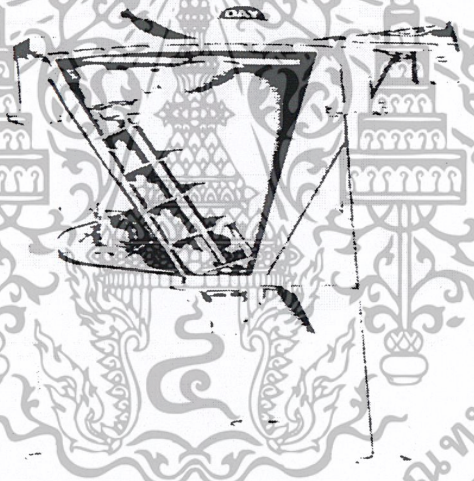
Littleford mixer, universal mixer, conical screw mixer, paste and dough mixer และ double planetary mixer เป็นตัวอย่างชนิดของเครื่องผสมความเร็วต่ำถึงปานกลาง เครื่องผสมเหล่านี้ไม่มีประสิทธิภาพเท่ากับเครื่องผสมความเร็วสูง และไม่เหมาะสมกับพลาสติซอลที่มีความหนืดต่ำกว่า 100–150 พอยซ์ โดยเครื่องผสมความจุต่ำมีข้อดีคือ สามารถใช้ผสมพลาสติซอลที่มีความหนืด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

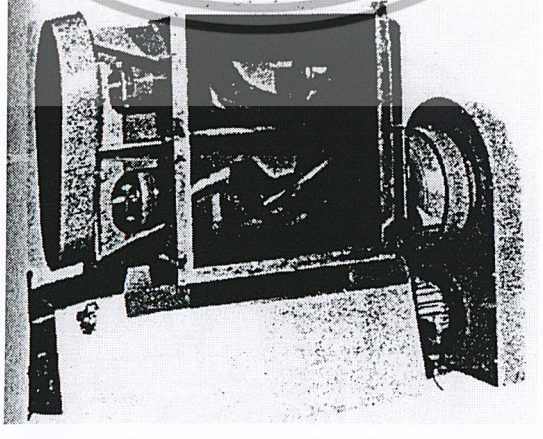
สูงได้ (200–10,000 พอยซ์) เพราะว่ามีแรงเฉือนที่ต่ำ ความร้อนจากการเสียดสีน้อยมากและพลาสติซอลเกิดฟองอากาศได้ต่ำ เครื่องผสมเหล่านี้ส่วนใหญ่จะติดตั้งแถบทำความเย็นและระบบสุญญากาศ



รูปที่ 2.2 เครื่อง Littleford mixer [11]

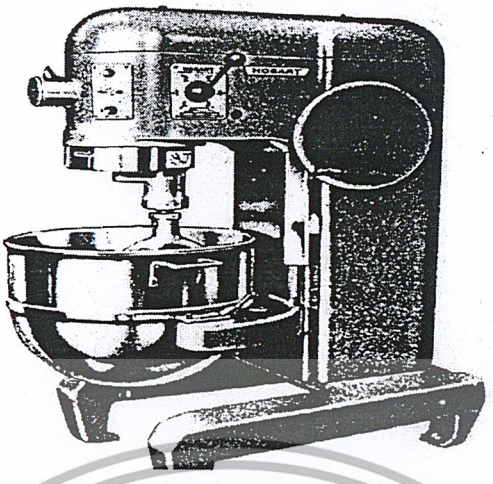


รูปที่ 2.3 เครื่อง Conical screw mixer [11]

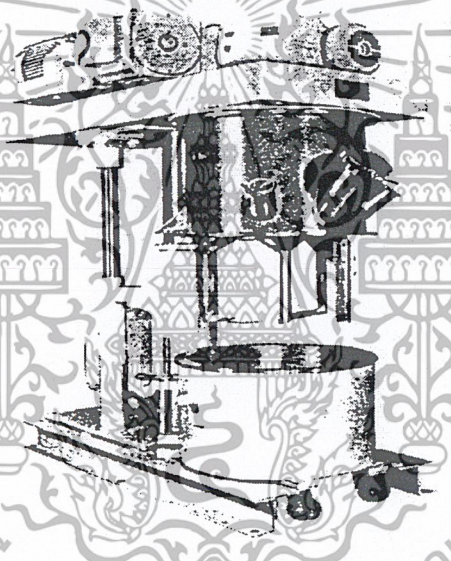


รูปที่ 2.4 เครื่อง Universal mixer [11]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

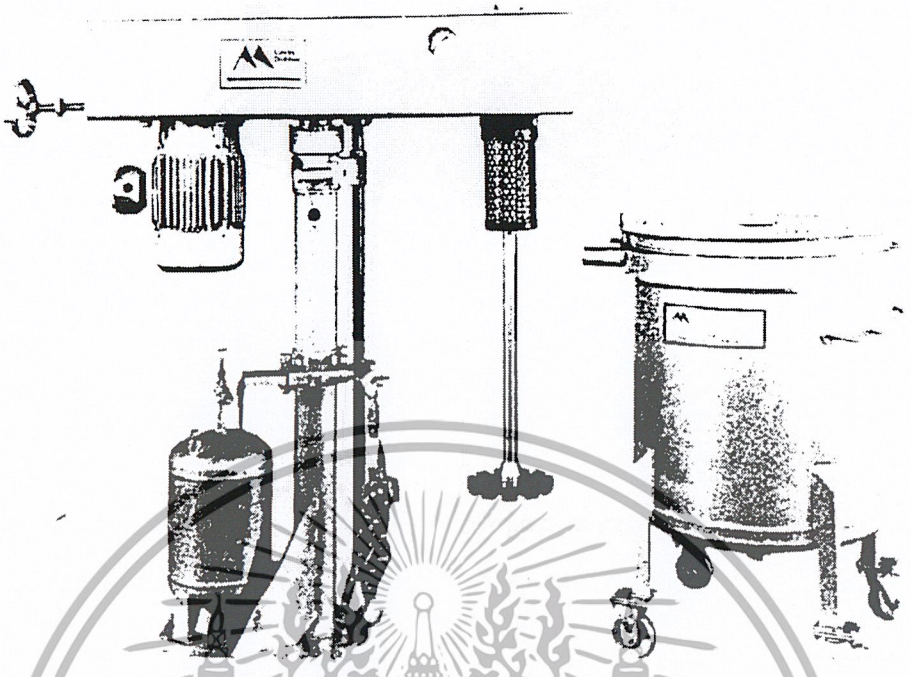


รูปที่ 2.5 เครื่อง Paste and Dough mixer [11]



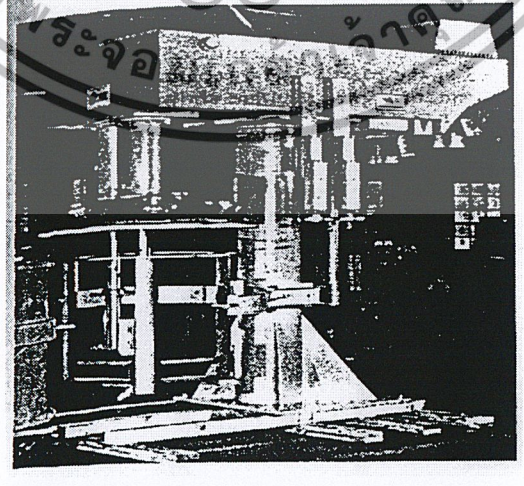
รูปที่ 2.6 เครื่อง Double planetary mixer [11]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



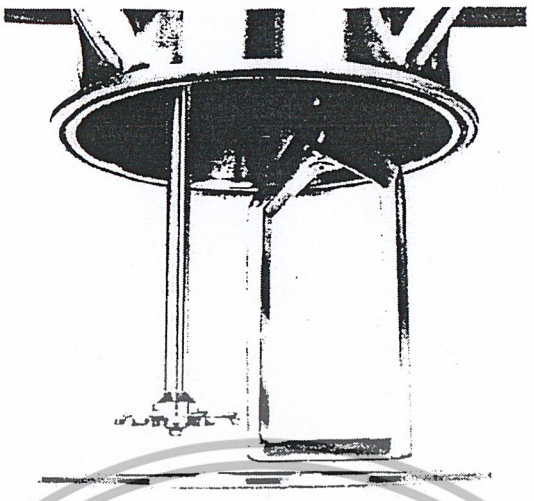
รูปที่ 2.7 เครื่อง High–speed and High–shear mixer [11]

รูปที่ 2.7 แสดงเครื่องผสมความเร็วสูงที่มีประสิทธิภาพมากในการผสมที่เป็นวงจรสั้นกว่าในแบบเครื่องผสมความเร็วต่ำถึงปานกลาง เครื่องผสมนี้จะทำงานได้ดีกับพลาสติซอลและออร์แกโนซอลที่มีความหนืดต่ำ (<150 พอยซ์) ซึ่งความร้อนและฟองอากาศจะสูงมาก ทำให้แถบทำความเย็นและระบบกำจัดฟองอากาศมีความสำคัญมาก



รูปที่ 2.8 เครื่อง Dual shaft mixer [11]

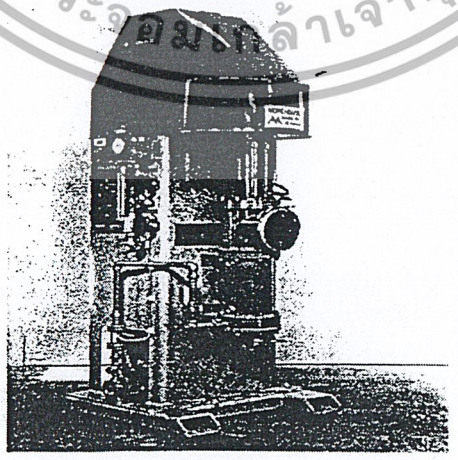
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.9 รายละเอียดของเครื่อง Dual shaft mixer [11]

รูปที่ 2.9 แสดงเครื่องผสมแบบรวมที่มีประโยชน์มากในการผสมพลาสติซอล เครื่องผสมนี้จะรวมทั้งเครื่องผสมความเร็วต่ำและสูงเข้าด้วยกัน ซึ่งมีเพลาสองเพลาหรือมากกว่าที่ทำงานอย่างอิสระ ในช่วงเริ่มต้นของการผสมใบพัดความเร็วต่ำจะทำการผสมส่วนประกอบต่าง ๆ และการผสมความเร็วสูงจะทำการกระจายสารในเวลาเพียงเล็กน้อย เครื่องผสมแบบรวมนี้สามารถทำการผสมสารที่มีความหนืดในช่วง 10–30,000 พอยซ์ โดยระบบทำความเย็นและกำจัดฟองอากาศจะติดตั้งในเครื่องผสมแบบรวมนี้

ออร์แกโนซอลส่วนมากจะทำการเตรียมโดยใช้เครื่องผสมความเร็วสูงหรือแบบรวม อย่างไรก็ตามรงควัตถุสีอนินทรีย์บางชนิดจะทำการบดได้ยาก ต้องใช้เครื่อง Three–roll mill พลาสติซอลหรือออร์แกโนซอลสามารถใช้กับเครื่องผสมแบบ Sandmill ทั้งแนวตั้งหรือแนวนอนก็ได้ ดังรูปที่ 2.10

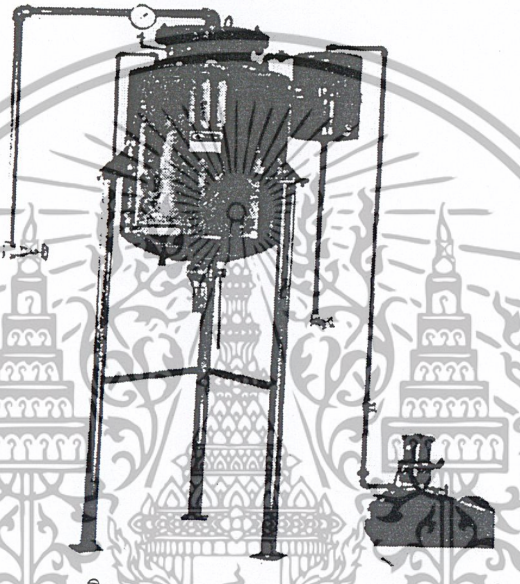


รูปที่ 2.10 เครื่อง Vertical sandmill [11]

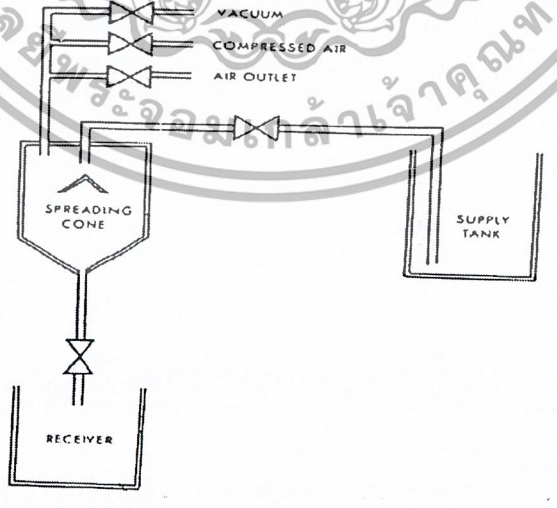
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พลาสติซอลหรือออร์แกโนซอลโดยทั่วไปไม่จำเป็นต้องใช้อากาศในการผสมทำให้สามารถกระทำในสุญญากาศได้ ฟองอากาศสามารถลดได้จากการเลือกใช้ส่วนผสมที่เหมาะสม

การอาศัยการเชื่อมโยงของเรซินจะทำให้มีความหนืดต่ำและทำให้ลดฟองอากาศได้ง่ายขึ้น การใช้ตัวทำละลาย สารปรับสภาพพลาสติกในปริมาณสูงจะทำให้มีความหนืดเพิ่มขึ้น และเป็นการกีดขวางทางออกของฟองอากาศ ความหนืดที่เหมาะสมกับสารทำให้เปียกจะช่วยลดความตึงผิวและลดฟองอากาศได้โดยง่าย หากระบบสุญญากาศไม่สามารถเก็บกักไว้ได้ก็สามารถประยุกต์ให้พลาสติซอลใช้กับท่อแยกได้



รูปที่ 2.11 ระบบกำจัดฟองอากาศ ชนิดสุญญากาศ [11]



รูปที่ 2.12 แผนผังระบบการกำจัดฟองอากาศ [11]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พลาสติซอลและออร์แกโนซอลส่วนใหญ่จะทำการกรองโดยใช้แผ่นโลหะหรือถุงกรองที่มีขนาด 60–100 เมช ในการแยกของแข็งที่ไม่จำเป็นออก

2.3.3 สมบัติทั่วไป [12]

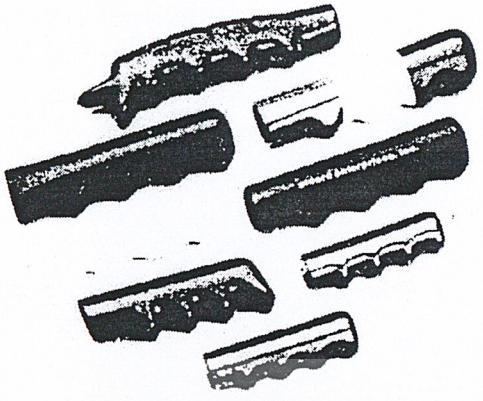
สมบัติทั่วไปของพลาสติซอลมีลักษณะดังนี้

- มีลักษณะคล้ายยาสีฟัน
- มีอนุภาคที่ละเอียดและไม่มีรูพรุน คืออนุภาคของพอลิเมอร์กระจายตัวอยู่ในพลาสติ-ไซเซอร์
- ความหนืดอยู่ในช่วงเป็นของเหลวที่เทได้ เรียกว่าเพสท์ (Paste)โดยขึ้นอยู่กับสูตรผสม
- เมื่อให้ความร้อนจนถึงอุณหภูมิประมาณ 160 ถึง 170 ^{0}C จะทำให้เกิดการกระจายตัวกลายเป็นของหลอมเหลวร้อนที่รวมเป็นเนื้อเดียวกัน และเมื่อของหลอมเหลวถูกทำให้เย็นลงที่อุณหภูมิห้อง จะทำให้กลายเป็นผลิตภัณฑ์ไวนิลที่เหนียวขึ้น

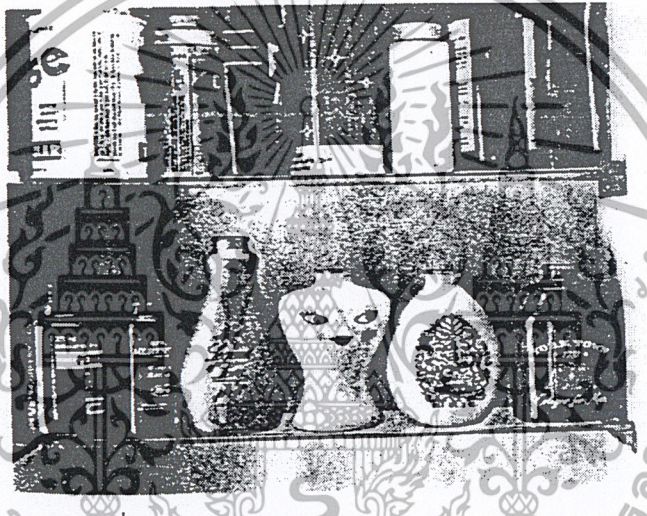
2.3.4 การประยุกต์ใช้งานและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

- การประยุกต์ใช้งาน [11]
  - ใช้ในกระบวนการจุ่มเคลือบและจุ่มแม่แบบ เช่น ด้ามจับของ ตัวล็อคสายเข็มขัดนิรภัย ขวดแก้ว ถุงมือเกี่ยวกับสารเคมี เป็นต้น
  - ใช้ในกระบวนการจุ่มร้อน
  - ใช้ในกระบวนการจุ่มเย็น
  - ใช้ในกระบวนการหล่อแบบหมุน เช่น ของเล่นต่าง ๆ เรือบัมพ์ หุ่นสำหรับแสดงโชว์ ลูกฟุตบอล ลูกบาสเก็ตบอล ที่วางแขนหรือศีรษะ เป็นต้น
  - ใช้ในกระบวนการหล่อแบบสลัดจ์ เช่น รองเท้า ตุ๊กตา ของเล่นที่มีลักษณะเป็นหลุม อุปกรณ์นิรภัย เป็นต้น
  - ใช้ในกระบวนการผลิตภายใน เช่น แถบยางที่ยึดเกาะขวดหรือโถ ไส้กรองรถยนต์ ท่อน้ำ เป็นต้น
  - ใช้ในกระบวนการผลิตที่มีความดันต่ำ เช่น จานอาหาร ชิ้นส่วนหรืออุปกรณ์ทางไฟฟ้า รองเท้า เป็นต้น
  - ใช้ในกระบวนการเคลือบเฉพาะ เช่น เส้นลวด เส้นใย เป็นต้น
  - ใช้ในกระบวนการเคลือบโดยการฉีด เช่น เฟอร์นิเจอร์ที่เป็นโลหะ วัสดุก่อสร้าง เครื่องจักรกล เป็นต้น

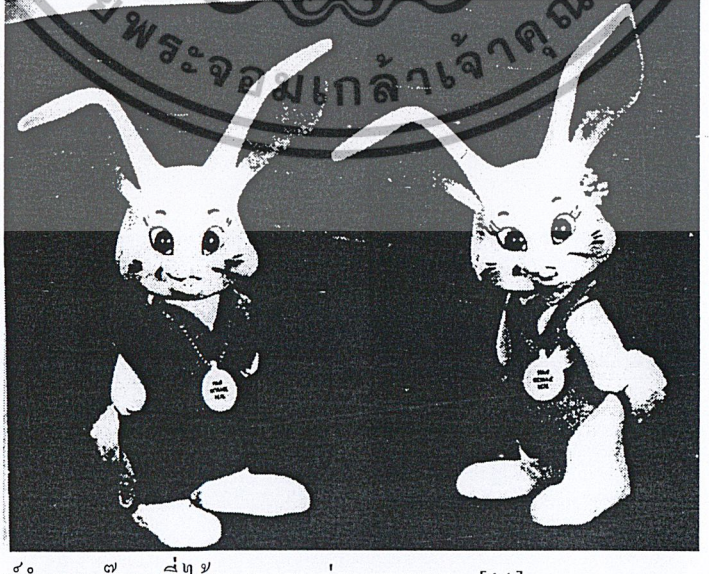
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 ด้ามจับตามร่องนิ้วมือจากการเคลือบด้วยพลาสติซอล [11]

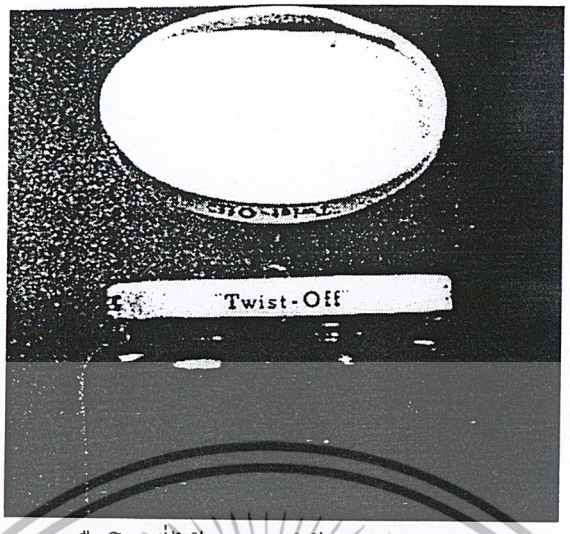


รูปที่ 2.14 ขวดที่ทำการเคลือบเพื่อความสวยงาม [11]



รูปที่ 2.15 ผลิตภัณฑ์จำพวกตุ๊กตาที่ได้จากการหล่อแบบหมุน [11]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.16 แถบยางภายในขวดหรือโถ ที่ได้จากการใช้พลาสติซอล [11]

- งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

J.C. Garcia และ A. Marcilla [13] ทำการศึกษาอิทธิพลของชนิดเรซินในการกลายเป็นเจลและกระบวนการผสมของพีวีซีพลาสติซอล โดยการนำเรซินหลาย ๆ ชนิดมาผสมกับพีวีซีเพื่อให้ได้เป็นพลาสติซอลแบบต่าง ๆ หลังจากนั้นนำพลาสติซอลที่เตรียมได้มาทำการศึกษาสมบัติทางกายภาพโดยใช้เทคนิค Scanning Electron Microscopy (SEM) และศึกษาน้ำหนักโมเลกุลโดยใช้เทคนิค Gel Permeation Chromatography (GPC) จากการทดสอบพบว่าขนาดของอนุภาคจะมีความเกี่ยวข้องกับพฤติกรรมของการกลายเป็นเจล และกระบวนการผสมในพลาสติซอลจากเรซินที่มีขนาดอนุภาคเล็ก ซึ่งทำให้กลายเป็นเจลได้เร็วกว่าเรซินที่มีขนาดอนุภาคใหญ่ โดยน้ำหนักโมเลกุลก็จะให้ผลในลักษณะเช่นเดียวกัน

J.C. Garcia และ A. Marcilla [14] ทำการศึกษาสมบัติการไหลกับอิทธิพลของความเข้มข้นของสารปรับสภาพพลาสติกในการกลายเป็นเจล และกระบวนการผสมของพีวีซีพลาสติซอลโดยอาศัยความแตกต่างของความเข้มข้นของสารปรับสภาพพลาสติกหรือพลาสติไซเซอร์ และอาศัยความสามารถในการเข้ากันได้ของพีวีซีกับเรซินต่างชนิดกัน ทำให้ได้พลาสติซอลที่มีองค์ประกอบต่างๆ กัน หลังจากนั้นนำพลาสติซอลที่เตรียมได้มาทำการศึกษาสมบัติทางกายภาพโดยการใช้เทคนิค Scanning Electron Microscopy (SEM) และศึกษาน้ำหนักโมเลกุลของเรซินโดยใช้เทคนิค Gel Permeation Chromatography (GPC) จากการทดสอบพบว่าการเป็นเจลขึ้นอยู่กับความเร็วในการสลายตัวของอนุภาคพีวีซีและเป็นสาเหตุให้มีการเพิ่มขึ้นของความยืดหยุ่นและความหนืดของวัสดุ การเพิ่มความเข้มข้นของสารปรับสภาพพลาสติกหรือพลาสติไซเซอร์ในปริมาณสูงจะทำให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุณหภูมิในกระบวนการกลายเป็นเจลสูงขึ้น และทำให้ขนาดอนุภาคของพีวีซีและน้ำหนักโมเลกุลของเรซินมีค่าเพิ่มขึ้นด้วย

J.C. Garcia และ คณะ [15] ทำการศึกษาผลของกระบวนการผลิตพีวีซีที่มีต่อสมบัติการไหลของพีวีซีพลาสติซอล โดยการนำพีวีซีแบบรีไซเคิลมาทำการเตรียมตามสูตรต่างๆ ซึ่งได้เป็นพลาสติซอล 3 ชนิด คือ 1% 5% และ 10% ต่อน้ำหนัก หลังจากนั้นนำพลาสติซอลที่ได้มาทำการศึกษาการกลายเป็นเจลและกระบวนการผสมโดยใช้เครื่อง Rheometer และ Oscillatory test ทำการศึกษาสมบัติทางกายภาพโดยใช้เทคนิค Scanning Electron Microscopy (SEM) จากการทดสอบพบว่าสมบัติการไหลของพลาสติซอลขึ้นอยู่กับการมีอยู่ของอนุภาคพีวีซีแบบรีไซเคิล (RPVC) เมื่อใช้สัดส่วนที่ต่ำ คือ 1% โดยขนาดของอนุภาคที่เล็กจะมีค่าความหนืดที่สูง และอายุการใช้งานจะมีผลกระทบกับสมบัติของ พลาสติซอลขณะเกิดการกลายเป็นเจล ซึ่งพีวีซีแบบรีไซเคิล (RPVC) จะมีค่ามอดุลัสสูงกว่าพลาสติซอลที่บริสุทธิ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 สารเคมีที่ใช้ในการวิจัย

1. ซิลิโคน

   เกรด SILASTIC® 3483 — บริษัท ดาว คอร์นนิ่ง จำกัด

   เกรด SILASTIC® 3496 — บริษัท ดาว คอร์นนิ่ง จำกัด

   สมบัติบางประการของซิลิโคน สามารถแสดงดังตารางที่ 3.1 [16]

2. สารเชื่อมโยงซิลิโคน

   เกรด SILASTIC® 83 — บริษัท ดาว คอร์นนิ่ง จำกัด

   เกรด SILASTIC® 81-R — บริษัท ดาว คอร์นนิ่ง จำกัด

3. เรซินพีวีซีชนิดกระจายตัว (PVC dispersion resin) — บริษัทวินิไทย จำกัด (มหาชน)

4. สารปรับสภาพพลาสติก (Plasticizer) ปฐมภูมิ — บริษัท ICI จำกัด

   ชนิดพทาเลต DOP

5. น้ำมัน Epoxydized soybean oil (VIKOFLEX® 7170) — บริษัท ศรีเทพไทย จำกัด

6. สารทำให้เกิดเสถียรภาพ (Stabilizer) — บริษัท SSC จำกัด

   แคลเซียม–สังกะสี (Ca-Zn stabilizer)

7. สารตัวเติม (Filler)

   แคลเซียมคาร์บอเนต ($CaCO_3$) — บริษัท สุรินทร์ออมย่า จำกัด

   ซิลิกา เกรด SIPERNAT® MM M5 — บริษัท ท็อบ โคตติ้ง จำกัด

8. สารปรับสภาพพลาสติกชนิดทุติยภูมิ — บริษัท ICI จำกัด

   ซีรีคลอร์ (Cereclor®)

9. ยางซิลิโคนจากหุ่นตัวอย่าง (Harvey)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 สมบัติบางประการของซิลิโคนที่ใช้ในงานวิจัยนี้ [16]

Property	Unit	Value of Silicone	
		SILASTIC® 3483	SILASTIC® 3496
Base and Curing Agent mixture (100:5 by weight)			
Mixed viscosity	MPa.s	17,000	12,800
Color		White	White
Working time of catalyzed mixture at 23 ^{O}C	Minutes	90-120	156
Curing time	Hours	24	24
Cured for 7 days at 23 ^{O}C (73.4 ^{O}F)			
Hardness (Shore A)		13	15
Tensile strength	MPa	3.5	3.6
Elongation at break	%	600	472
Tear strength	kN/mm	25	23
Relative density at 25 ^{O}C (77 ^{O}F)		1.15	-
Linear shrinkage	%	0.2-0.4	0.2-0.5

หมายเหตุ ข้อมูลจากบริษัทผู้ผลิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 เครื่องมือและอุปกรณ์

1. เครื่องทดสอบอเนกประสงค์ (Universal Testing Machine, LLOYD รุ่น LR 30K; LLOYD Instrument)
2. เครื่องทดสอบความแข็งกด (Shore A Durometer hardness tester, Yasuda รุ่น 7689; Matsuzawa DXT)
3. เครื่องวัดความหนืด (Brookfield viscometer รุ่น MA 02072; Brookfield engineering labs. Inc.)
4. เครื่องวัดการเชื่อมโยง ODR (Oscillating Disc Rheometer) (Curelastomer®)
5. เครื่องทดสอบทางความร้อน TGA (Thermogravimetric analyzer)
6. เครื่องผสมแบบปั่นหมุนพร้อมใบพัด
7. เครื่องปั่นกวนไฟฟ้า (Electric stirrer)
8. เครื่องวัดสี ยี่ห้อ Hunter lab รุ่น Miniscan® XE Plus
9. บีกเกอร์
10. แท่งแก้วคน
11. แม่แบบสำหรับหล่อ (Casting molds)
12. ตู้อบแบบอากาศหมุนเวียน (Air circulating oven)
13. เครื่องชั่งน้ำหนัก
14. ถังพลาสติกปั่นกวนสาร

3.3 การเตรียมสารตัวอย่างซิลิโคน

1. ทำการชั่งสารตามสูตรผสมดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 สูตรผสมของซิลิโคนในการผลิตผลิตภัณฑ์จากการหล่อ

สารเคมี	ปริมาณที่ใช้ (phr)	
	สูตรที่ 1	สูตรที่ 2
ซิลิโคน (SILASTIC®3483)	100	0
ซิลิโคน (SILASTIC®3496)	0	100
สารเชื่อมโยง (SILASTIC®83)	4,5,6	0
สารเชื่อมโยง (SILASTIC®81-R)	0	5,7.5
ซิลิกา (SIPERNAT®MM M5)	0	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. ผสมสารเชื่อมโยงลงในซิลิโคน จากนั้นไปผสมด้วยเครื่องผสมแบบปั่นหมุนมอเตอร์พร้อมใบพัดทันที
2. เมื่อผสมเข้ากันเป็นเวลาประมาณ 3 นาที แล้วจึงเทลงในแม่แบบสำหรับหล่อ
3. ปล่อยทิ้งไว้ ณ อุณหภูมิห้องเป็นเวลาประมาณ 24 ชั่วโมง (ซิลิโคนจะแข็งตัวได้เอง)
4. แกะชิ้นงานออกจากแม่แบบ (ชิ้นงานที่ได้จะมีความหนาประมาณ 2-3 มิลลิเมตร) นำไปตัดเป็นรูปสี่เหลี่ยมให้มีความหนาประมาณ ¼ นิ้ว เพื่อนำไปวัดความแข็งโดยใช้เครื่องทดสอบความแข็งกด (ทำการวัดประมาณ 10 จุด) และตัดชิ้นงานให้เป็นรูปดัมเบลล์ (Dumbbell) 5–6 ชิ้น เพื่อทำการทดสอบความแข็งแรงดึง มอดุลัสและเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด

3.4 การเตรียมสารตัวอย่างพลาสติซอล

1. ผสมสารให้ได้ตามสูตรผสมดังต่อไปนี้

ตารางที่ 3.3 สูตรผสมของพลาสติซอลในการผลิตผลิตภัณฑ์จากการหล่อ

วัสดุที่ใช้	ปริมาณที่ใช้ (phr)			
	สูตรที่ 1	สูตรที่ 2	สูตรที่ 3	สูตรที่ 4
เรซินพีวีซีชนิดกระจายตัว	100	100	100	100
DOP	80	70	60	50
Cereclor	20	30	40	50
Ca – Zn	3	3	3	3
Calcium carbonate	10	10	10	10
Epoxydized soybean oil	5	5	5	5

2. เปิดตู้อบไว้ที่อุณหภูมิ 180 ^{0}C เพื่อให้อุณหภูมิเข้าใกล้จุดหลอมเหลวของพีวีซีเรซิน
3. เตรียมแม่แบบอะลูมิเนียม 4 แม่พิมพ์ พร้อมทั้งทำความสะอาด แล้วนำไปใส่ไว้ในตู้อบ
4. ผสมเรซินกับสารปรับสภาพพลาสติกปฐมภูมิและทุติยภูมิ ด้วยเครื่องปั่นไฟฟ้าแบบความเร็วสูง แล้วค่อย ๆ เติมสารเติมแต่งและสารตัวเติม จากนั้นทำการปั่นกวนต่อจนได้ของเหลวที่เป็นเนื้อเดียวกันและไม่มีฟองอากาศภายใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

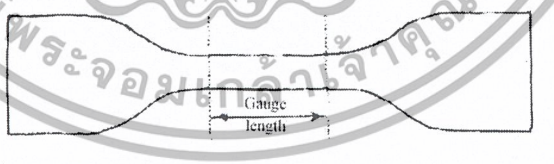
5. วัดความหนืดที่ได้โดยใช้ Brookfield viscometer
6. เทสูตรผสมที่เกิดการกระจายตัวแล้วลงในแม่แบบอะลูมิเนียม แล้วนำไปใส่ในตู้อบที่อุณหภูมิ 180 ^{0}C นำสูตรผสมที่ได้ออกจากตู้อบที่เวลา 30 นาที (ขณะเทสูตรผสมลงในแม่แบบ พยายามไม่ให้มีฟองอากาศอยู่ในสูตรผสม)
7. ปล่อยให้ตัวอย่างเย็นลงด้วยการตั้งทิ้งไว้ในอากาศ
8. ทำซ้ำกับสูตรผสมอื่นๆ
9. ตัดชิ้นงานตัวอย่างจากแต่ละสูตรเป็นรูปสี่เหลี่ยมให้มีความหนาประมาณ ¼ นิ้ว เพื่อนำไปวัดความแข็งโดยใช้เครื่องทดสอบความแข็งกด (ทำการวัดประมาณ 10 จุด) และตัดชิ้นงานให้เป็นรูปดัมเบลล์ (Dumbbell) 5–6 ชิ้น เพื่อทดสอบความแข็งแรงดึง มอดุลัสและเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด

3.5 การทดสอบสมบัติของสารตัวอย่าง

<u>การทดสอบสมบัติเชิงกลของสารตัวอย่าง</u>

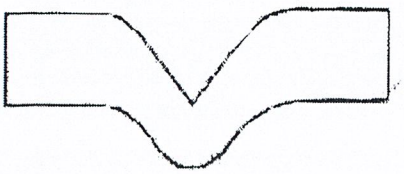
➢ *สมบัติความแข็งแรงดึง*

นำชิ้นงานที่เป็นรูปดัมเบลล์ มาทดสอบความแข็งแรงดึง (Tensile tests) ด้วยเครื่องทดสอบอเนกประสงค์ (Universal Testing Machine) โดยใช้อัตราเร็วในการดึง (Test speed) 500 mm/min ที่อุณหภูมิห้องตามมาตรฐาน ASTM D638 [17] เพื่อหาเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด (% Elongation at break), ค่ามอดุลัส (Tensile modulus) และความแข็งแรงดึง (Tensile strength)



➢ *สมบัติความแข็งแรงฉีกขาด*

นำชิ้นงานที่เป็นรูปปีกนก ขนาดตามมาตรฐาน ASTM D624 [18] มาทดสอบด้วยเครื่องทดสอบความแข็งแรงดึง โดยใช้อัตราเร็วในการฉีกขาด 20-in/min เพื่อหาค่าความแข็งแรงฉีกขาด (Tear strength)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

➢ *สมบัติความแข็งกด*

นำชิ้นงานรูปสี่เหลี่ยมที่มีความหนาประมาณ ¼ นิ้วมาทดสอบความแข็งกด ด้วยเครื่องทดสอบความแข็งกดชนิด Shore A ที่อุณหภูมิห้องตามมาตรฐาน ASTM D2240 [19]

➢ *สมบัติความหนืด*

นำสารผสม (พลาสติซอลหรือซิลิโคน) ขณะอยู่ในสภาวะที่เป็นของเหลวมาทดสอบความหนืดด้วยเครื่องวัดความหนืดแบบบรู๊คฟิลด์ (Brookfield viscometer) ที่อุณหภูมิห้องตามมาตรฐาน ASTM D1824 [20]

➢ *สมบัติการเชื่อมโยง (ทำการทดสอบเฉพาะซิลิโคน)*

นำซิลิโคนที่ผสมสารช่วยการเชื่อมโยง เทลงบนแม่แบบของเครื่องวัดการเชื่อมโยง ODR เพื่อหาเวลาก่อนการเชื่อมโยงหรือเวลาสกอร์ช (Scorch time : t_{s2}) เวลาเชื่อมโยง (Cure time : $t_{c(90)}$) และดัชนีอัตราการเชื่อมโยง (Cure rate index : CRI) จะได้กราฟการเชื่อมโยง [4] ดังนี้



ตัวอย่างเส้นกราฟเชื่อมโยง (Cure curve) แสดงเวลาการเชื่อมโยง (Cure time : $t_{c(90)}$) และเวลาก่อนเชื่อมโยง (Scorch time : t_{s2}) โดยที่

M_L คือ ค่าแรงบิด (Torque) ต่ำสุด

M_{HF} คือ ค่าแรงบิด (Torque) สูงสุด

t_{s2} คือ เวลาก่อนการเชื่อมโยงหรือ เวลาสกอร์ช (Scorch time) เป็นเวลาช่วงที่ค่าแรงบิด (Torque) เพิ่มสูงขึ้น 2 ปอนด์นิ้ว (in-lb) กำหนดเป็นเวลาที่สามารถขึ้นรูปยางผสมสูตรเป็นรูปร่างผลิตภัณฑ์ยางที่ต้องการ โดยยางยังไม่เกิดการเชื่อมโยง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$t_{c(90)}$ คือ เวลาเชื่อมโยง (Cure time) เป็นเวลาที่ยางเกิดการเชื่อมโยงที่ดีที่สุด (Optimum cure time) กำหนดเป็นเวลาที่ยางเชื่อมโยง 90 % หรือแรงบิดเพิ่ม 90 % จากค่าแรงบิดต่ำสุด

CRI คือ ดัชนีอัตราเชื่อมโยง (Cure rate index) คำนวณได้จากสมการ

$$\text{Cure rate index (CRI)} = 100 / (t_{c(90)} - t_{s2})$$

การทดสอบสมบัติทางความร้อน

นำตัวอย่างที่ผ่านการเชื่อมโยงมาทำการทดสอบสมบัติความร้อนโดยใช้เครื่อง Thermo-gravimetric analyzer (TGA) โดยให้ค่าอัตราเร็วความร้อน (Heating rate) ที่ 20 $^{\circ}$C/min ในช่วงอุณหภูมิ 30 ถึง 800 ^{0}C

การทดสอบสมบัติทางกายภาพ

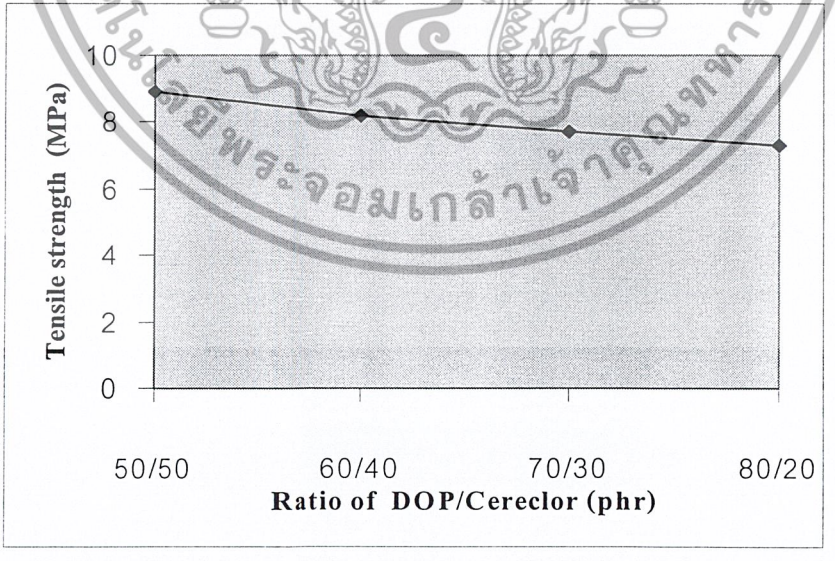
นำตัวอย่างที่ได้จากหุ่นตัวอย่าง (Harvey) และตัวอย่างที่เตรียมได้ มาทำการวัดสี โดยใช้เครื่องวัดสี ยี่ห้อ Hunter lab รุ่น Miniscan® XE Plus ทำการวัดโดยใช้แหล่งแสงประดิษฐ์ Daylight D 65/10^{0} ค่าที่ได้จะอยู่ในหน่วย L *a * b *

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4
ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง

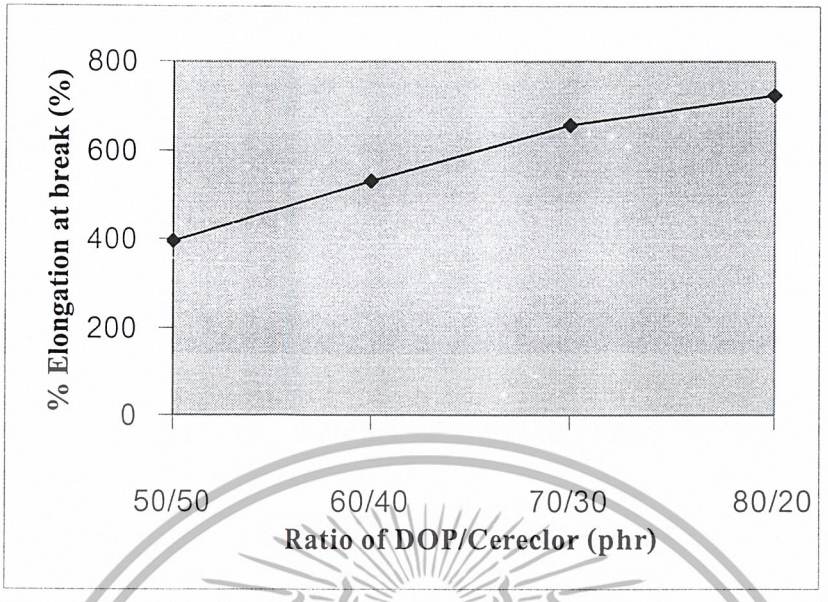
4.1 การศึกษาสมบัติของพลาสติซอล

รูปที่ 4.1-4.3 แสดงผลของปริมาณพลาสติไซเซอร์ทั้งปฐมภูมิและทุติยภูมิ (DOP และ Cereclor® ตามลำดับ) ที่มีผลต่อสมบัติเชิงกลของพลาสติซอล ได้แก่ ความแข็งแรงดึง (Tensile Strength) เปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด (% Elongation at break) ความแข็งกด (Hardness) ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า เมื่อทำการเพิ่มปริมาณของพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิ (DOP) จะส่งผลถึงสมบัติเชิงกลเพียงเล็กน้อย เช่น ค่าความแข็งแรงดึง และค่าความแข็งแรงกดจะมีแนวโน้มที่ลดลงเล็กน้อย ในขณะที่ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด จะมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ทั้งนี้สามารถอธิบายได้ว่า DOP เป็นพลาสติไซเซอร์สำหรับพีวีซี เป็นสารโมเลกุลเล็กที่แทรกตัวอยู่ระหว่างสายโซ่โมเลกุลของพอลิเมอร์ ช่วยเพิ่มปริมาตรอิสระ (Free volume) ทำให้สายโซ่เคลื่อนที่ผ่านกันได้ง่ายขึ้น ความหนืดของพอลิเมอร์ลดลงและพอลิเมอร์นิ่มขึ้น ดังนั้นเมื่อเพิ่มปริมาณ DOP จึงทำให้พีวีซีมีความเป็นพลาสติกน้อยลง หรือความเป็นยางเพิ่มขึ้น กล่าวคือ ทำให้ค่าความแข็งแรงดึง และค่าความแข็งแรงกดลดลง และค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาดมีค่าเพิ่มขึ้น อันเป็นผลเนื่องจากปรากฏการณ์พลาสติ-ไซเซชัน (Plasticization effect) นั่นเอง

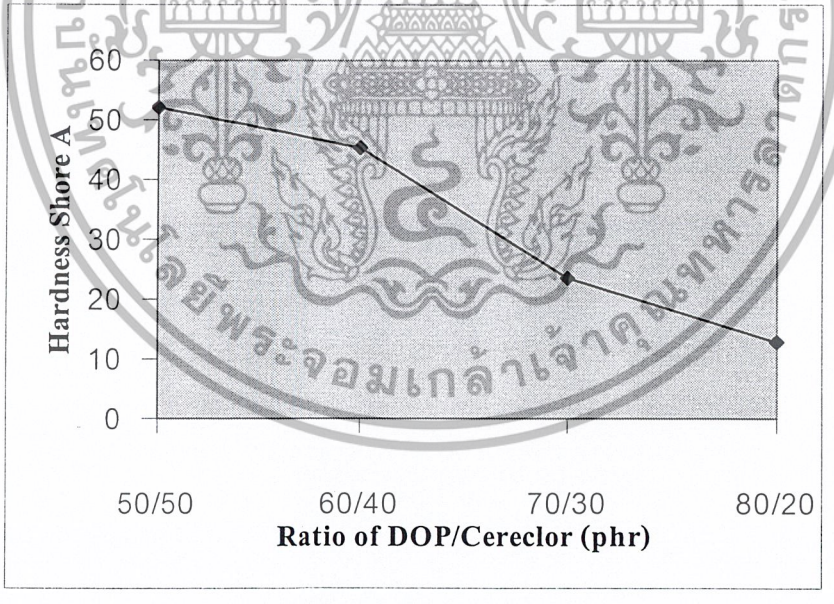


รูปที่ 4.1 ค่า Tensile strength ของพลาสติซอล เมื่อทำการเติมพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิในปริมาณต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

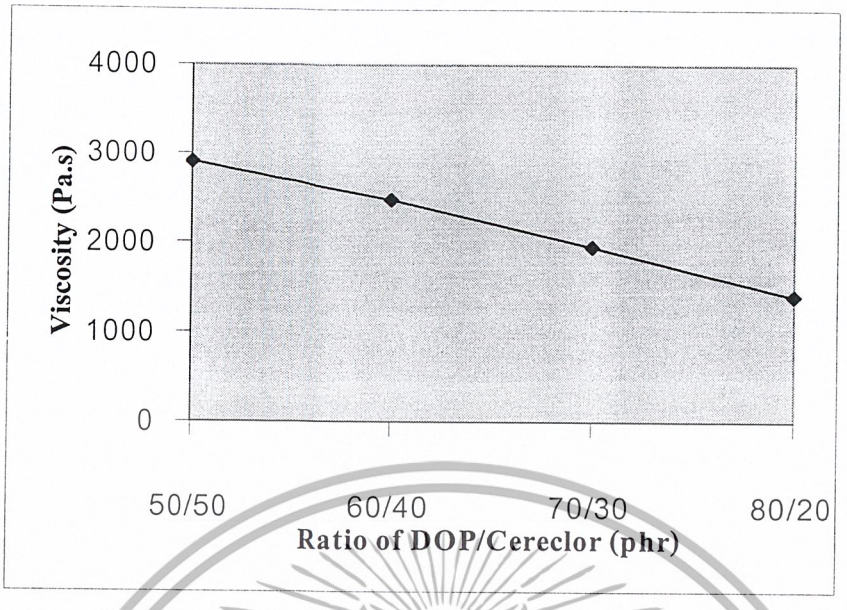


รูปที่ 4.2 ค่า % Elongation at break ของพลาสติซอล เมื่อทำการเติมพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิในปริมาณต่าง ๆ



รูปที่ 4.3 ค่า Hardness (Shore A) ของพลาสติซอล เมื่อทำการเติมพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิในปริมาณต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 ค่า Viscosity ของพลาสติซอล เมื่อทำการเติมพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิในปริมาณต่าง ๆ

จากรูปที่ 4.4 จะเห็นได้ว่าความหนืดของพลาสติซอลมีแนวโน้มที่ลดลงเรื่อย ๆ เมื่อเพิ่มอัตราส่วนของ DOP/Cereclor เนื่องจากการเพิ่มปริมาณของพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิ (DOP) หรือเป็นการลดปริมาณของพลาสติไซเซอร์ชนิดทุติยภูมิ (Cereclor) นั้น จะทำให้พลาสติซอลมีปริมาตรอิสระที่เพิ่มขึ้น สายโซ่โมเลกุลเคลื่อนที่ได้ง่ายขึ้น จึงมีความหนืดลดลง

พลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิมีผลต่อสมบัติต่างๆ มากกว่าพลาสติไซเซอร์ชนิดทุติยภูมิ เนื่องจากสามารถทำปฏิกิริยากับพอลิเมอร์ได้ดีกว่า และมีประสิทธิภาพสูง

ในการพิจารณาเลือกวัสดุที่เหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นผิวหนังเทียม ปัจจัยสำคัญที่ควรพิจารณามากที่สุด คือ “ความแข็งกด” (Hardness) เนื่องจากวัสดุมิได้รับแรงจนเกิดการแตกหักเสียสภาพ ดังนั้นค่าความแข็งแรงดึง และ % การยืด ณ จุดขาด ซึ่งเป็นสมบัติที่จุดเสียสภาพของวัสดุ (Ultimate properties) จึงไม่มีความสำคัญมากในการพิจารณา

เมื่อพิจารณาเฉพาะความแข็งของวัสดุ พบว่าพลาสติซอลสูตรที่ใช้พลาสติไซเซอร์ 70/30 phr (DOP/Cereclor)มีความแข็ง-นิ่มใกล้เคียงกับความแข็งของยางตัวอย่างที่ตัดจากหุ่นฮาร์วีย์ (Harvey) ซึ่งเป็นหุ่นต้นแบบ กล่าวคือ สูตรที่ใช้พลาสติไซเซอร์ 70/30 (DOP/Cereclor) มีค่าความแข็งกด (Shore A) เท่ากับ 23.8 ขณะที่ค่าความแข็งกดของผิวหนังหุ่นฮาร์วี่ย์ เท่ากับ 28.3 (ได้จากการทดสอบด้วยเครื่องทดสอบความแข็งกด ชนิด Shore A)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นจึงพิจารณาเลือก "พลาสติซอลสูตรที่ใช้พลาสติไซเซอร์ 70/30 (DOP/Cereclor) " ในการทำผิวหนังเทียมของหุ่นจำลองทางการแพทย์ อย่างไรก็ดี เมื่อพิจารณาการขึ้นรูปประกอบ พบว่าพลาสติซอลมีข้อจำกัดในการใช้งานเป็นผิวหนังเทียม ดังนี้

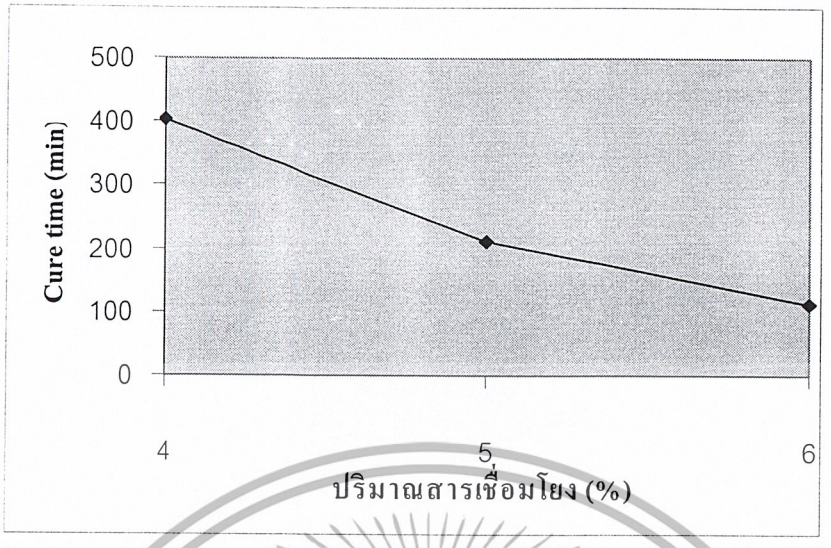
1. ปัญหาการขึ้นรูป พลาสติซอลต้องอาศัยความร้อนในการขึ้นรูป ประมาณ 180 ^{0}C เนื่องจากแม่แบบหุ่นจำลองมีขนาดใหญ่ต้องใช้เตาให้ความร้อนที่มีขนาดใหญ่ด้วย นอกจากนี้การขึ้นรูปให้มีคุณภาพ อาจต้องใช้เทคนิคบางประการ เช่น เทคนิคการหมุนหล่อแบบ (Rotational molding) ซึ่งมีต้นทุนการผลิตที่สูง ไม่เหมาะกับการขึ้นรูปชิ้นงานจำนวนน้อยชิ้นอย่างในกรณีของหุ่นจำลองทางการแพทย์ในงานวิจัยนี้ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้ทำการทดลองวัสดุชนิดอื่น เช่น ยางซิลิโคนที่สามารถขึ้นรูปด้วยเทคนิคการหล่อแบบที่อุณหภูมิห้อง เพื่อเป็นทางเลือกของวัสดุที่ใช้ทำหุ่นจำลองทางการแพทย์ต่อไป
2. พลาสติซอลเป็นเทอร์โมพลาสติก มีสมบัติเชิงกลและอายุการใช้งานต่ำเทียบกับวัสดุยางที่เป็นเทอร์โมเซต เมื่อเวลาผ่านไปอาจเกิดการแพร่ออก (Bloom) ของพลาสติไซเซอร์ ทำให้พลาสติซอลเกิดการเปราะ หักง่าย ไม่ยืดหยุ่น เมื่ออายุการใช้งานเพิ่มขึ้น

4.2 การศึกษาสมบัติของยางซิลิโคน เกรด Silastic® 3483

ในงานวิจัยนี้เน้นการศึกษาปริมาณของสารเชื่อมโยงที่เหมาะสมกับซิลิโคน เพื่อใช้ทำเป็นวัสดุผิวหนังเทียมและให้ค่าสมบัติโดยรวมดีที่สุด เนื่องจากยางซิลิโคนเป็นเทอร์โมเซตต้องใช้สารเชื่อมโยงที่เหมะสมเพื่อให้มีสมบัติที่ต้องการ นอกจากนี้ปริมาณสารเชื่อมโยงจะมีผลต่อองศาการเชื่อมโยง และมีผลโดยตรงต่อสมบัติต่าง ๆ ของยางซิลิโคน

ในการศึกษาลักษณะการเชื่อมโยง (Cure characteristic) ของยางซิลิโคน จะพิจารณาเวลาการเชื่อมโยงก่อน (Cure time) เป็นหลัก เพราะต้องทำการเชื่อมโยงก่อนการทดสอบสมบัติต่าง ๆ เป็นเวลาที่เหมาะสมที่สุดในการเชื่อมโยง (Optimum cure time)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



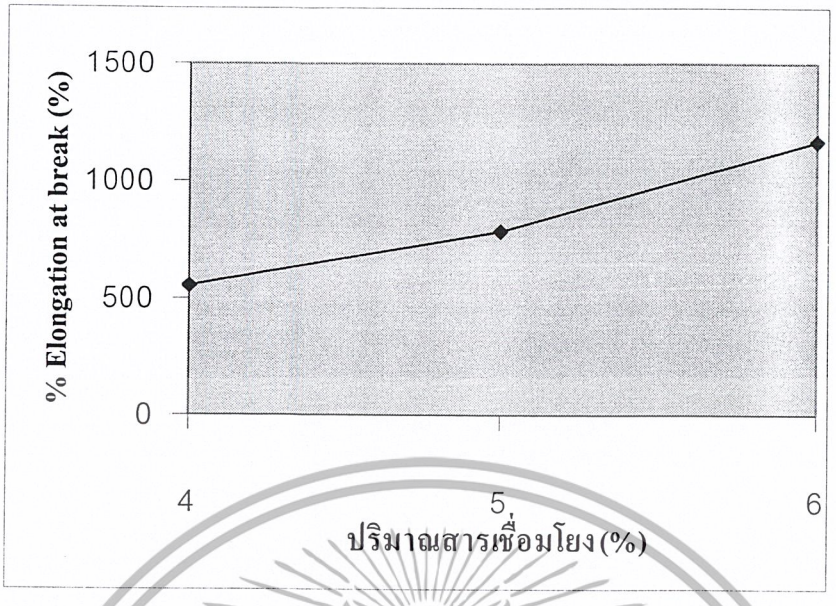
รูปที่ 4.5 ค่า Cure time ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

จากรูปที่ 4.5 จะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ปริมาณสารเชื่อมโยงในยางซิลิโคนเพิ่มมากขึ้นค่า Cure time ที่ได้มีแนวโน้มลดลงเรื่อย ๆ เนื่องจากสารเชื่อมโยงจะทำให้สายโซ่โมเลกุลจับกันได้ดีขึ้น ง่ายขึ้น ดังนั้นเวลาที่ใช้จึงค่อย ๆ ลดต่ำลง

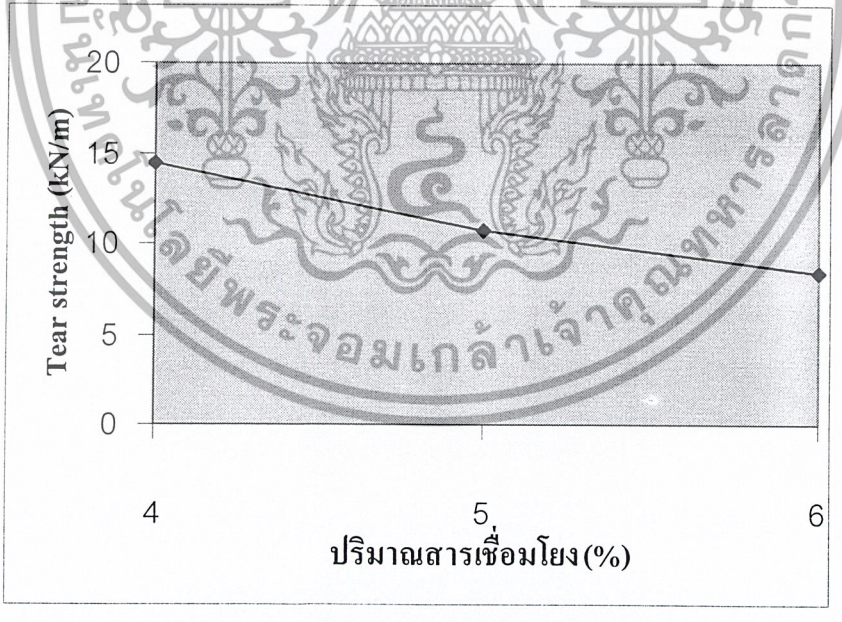


รูปที่ 4.6 ค่า Tensile strength ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

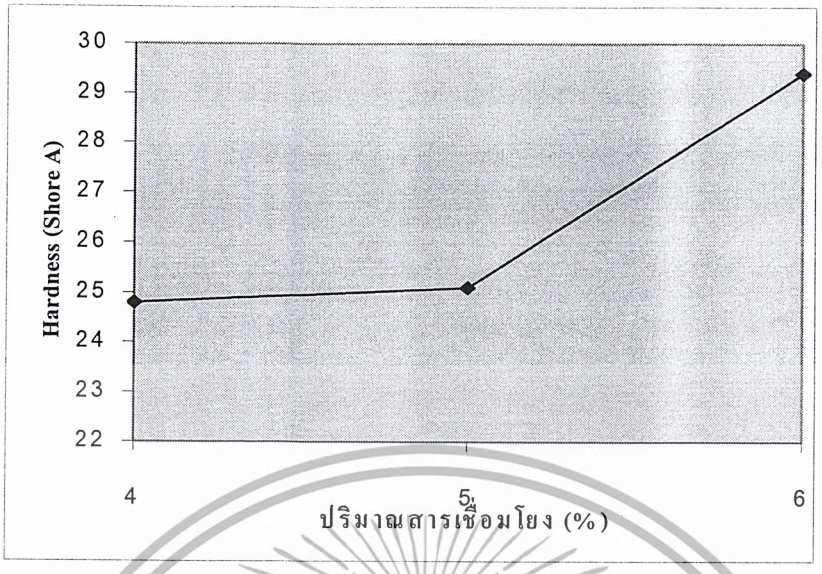


รูปที่ 4.7 ค่า % Elongation at break ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง



รูปที่ 4.8 ค่า Tear strength ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 ค่า Hardness (Shore A) ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

รูปที่ 4.6 – 4.9 แสดงผลของปริมาณสารเชื่อมโยงที่มีผลต่อสมบัติเชิงกลของยางซิลิโคน ได้แก่ ความแข็งแรงดึง (Tensile strength) เปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด (% Elongation at break) ความแข็งแรงฉีกขาด (Tear strength) ความแข็งกด (Hardness) ตามลำดับ พบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณของสารเชื่อมโยงจะทำให้ยางซิลิโคนมีความหนาแน่นเชื่อมโยงสูงขึ้น เกิดการเกี่ยวพันของโครงสร้างสายโซ่โมเลกุลมากขึ้น ยางซิลิโคนจึงมีความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้น ทำให้ค่าความแข็งแรงดึง เปอร์เซ็นต์การดึงยืด ณ จุดขาดและความแข็งกดมีแนวโน้มที่สูงขึ้น โดยเฉพาะค่าความแข็งกดที่จะมีแนวโน้มที่สูงขึ้นมากในขณะที่ค่าความแข็งแรงฉีกขาดมีแนวโน้มที่ต่ำลงเรื่อย ๆ เนื่องจากซิลิโคนเกิดการเชื่อมโยงมากจึงมีความแข็งมากขึ้น ทำให้เกิดการเปราะฉีกขาดได้โดยง่ายเมื่อให้แรง

จากผลการทดลองสามารถอธิบายได้โดยใช้รูปที่ 4.10 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นเชื่อมโยง (Crosslink density) ของยาง กับสมบัติเชิงกลบางประการของยาง กล่าวคือ

สมบัติบางประการของยางเช่น ค่ามอดุลัส (Modulus) และความแข็งกด (Hardness) จะเพิ่มขึ้น เมื่อความหนาแน่นของการเชื่อมโยงเพิ่มสูงขึ้น อย่างไรก็ดี สมบัติเชิงกลบางประการโดยเฉพาะสมบัติที่เกิดการแตกหัก (Fracture properties) เช่น ความแข็งแรงดึง (Tensile strength) ความแข็งแรงฉีกขาด (Tear strength) เปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด (% Elongation at break) ฯลฯ จะเพิ่มขึ้นเมื่อความหนาแน่นของยางเพิ่มขึ้นจนถึงจุดสูงสุดจุดหนึ่ง (Optimum point) จากนั้นสมบัติเหล่านี้จะลดลง ทั้งนี้สามารถอธิบายได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

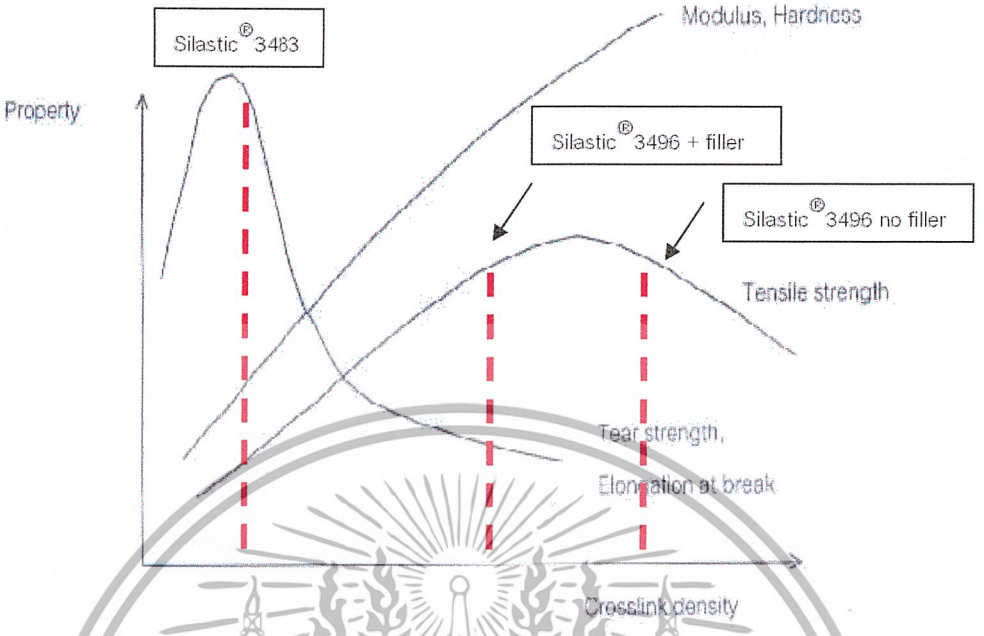
- การที่สมบัติความแข็งของยางเช่น มอดุลัส (Modulus) และความแข็งกด (Hardness) เพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องเมื่อความหนาแน่นเชื่อมโยงเพิ่มขึ้น น้ำหนักโมเลกุลระหว่างจุดเชื่อมโยงน้อยลง ทำให้โมเลกุลของยางเคลื่อนที่ยากขึ้น ถูกพันธะเชื่อมโยงยึดเหนี่ยวไว้ ทำให้ยางแข็งขึ้น ต้องใช้แรงมากขึ้นเพื่อทำให้ยางเปลี่ยนขนาดหรือเปลี่ยนรูป

สำหรับสมบัติเชิงกลที่ทดสอบแล้วเกิดการแตกหักของยางหรือ Fracture properties เช่น ความแข็งแรงดึง (Tensile strength) ความแข็งแรงฉีกขาด (Tear strength) เปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด (% Elongation at break) เกิดจุดสูงสุดที่ความหนาแน่นเชื่อมโยงหนึ่งเท่านั้น ทั้งนี้สามารถอธิบายได้ดังนี้

- ที่ก่อนถึงจุดสูงสุด ยางยังเชื่อมโยงไม่สมบูรณ์ โครงสร้างโมเลกุลยางเป็นสายโซ่ตรงยังไม่เป็นร่างแหสามมิติ เมื่อให้แรงกับวัสดุยาง สายโซ่โมเลกุลสามารถเคลื่อนที่ผ่านกัน และหลุดออกจากกันได้ (Disentangle) โดยไม่เกิดการขาดของพันธะหรือสายโซ่โมเลกุล แต่เมื่อยางเชื่อมโยงมากขึ้นเกิดจุดเชื่อมโยงกลายเป็นสายโซ่กิ่งมากขึ้น ทำให้สายโซ่หลุดออกจากกันยากขึ้นเมื่อได้รับแรง เป็นผลให้ความแข็งแรง (Strength) ของวัสดุยางสูงขึ้น
- ที่จุดสูงสุด เรียกว่า “จุดเกิดเจล” (Gel point) โครงสร้างโมเลกุลยางเกิดการเชื่อมโยงกลายเป็นโครงสร้างร่างแหสามมิติสมบูรณ์ วัสดุยางกลายเป็นวัสดุประเภทเทอร์โม-เซต ไม่สามารถขึ้นรูปใหม่ได้แล้ว
- ที่หลังจุดสูงสุด สายโซ่ถูกยึดเข้าด้วยกันในสามมิติด้วยพันธะเชื่อมโยง เมื่อวัสดุยางได้รับแรง สายโซ่โมเลกุลยางจะขาดออกเนื่องจากการทำลายพันธะเคมี-โควาเลนต์
- เป็นที่ทราบกันว่า ความแข็งแรงอันเนื่องมาจากการแตกหักของวัสดุหรือ Fracture strength จะขึ้นกับความสามารถของวัสดุในการ “เก็บ” และการ “กระจาย” พลังงานที่ได้รับจากแรงกระทำภายนอก ผ่านออกในรูปการเคลื่อนไหวโมเลกุล เช่นการสั่นและการหมุน กระจายพลังงานที่ได้รับ เปลี่ยนให้เป็นพลังงานในรูปอื่น เช่นพลังงานความร้อน พลังงานเสียง ฯลฯ
- ที่ความหนาแน่นเชื่อมโยงสูง สายโซ่เคลื่อนไหวอย่างจำกัด เนื่องจากเกิดโครงสร้างร่างแหที่แน่น ทำให้ไม่สามารถเคลื่อนไหวเพื่อกระจายพลังงานที่ได้รับ เป็นผลให้ความแข็งแรงของวัสดุต่ำลง อาจกล่าวได้ว่าวัสดุยางแข็งแต่เปราะ แตกหักง่าย

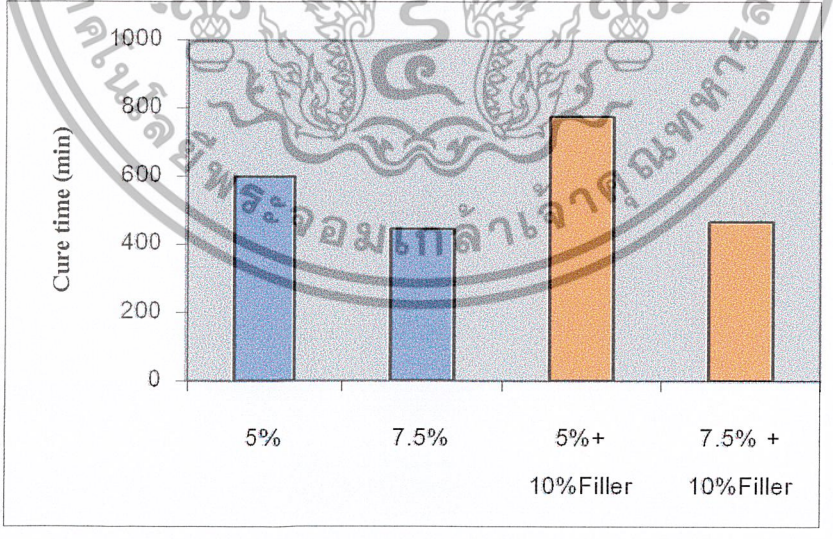
เนื่องจากว่าซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 มีความหนืดที่มากไม่เหมาะต่อการขึ้นรูป จึงทำการเปลี่ยนมาใช้ซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ซึ่งมีความหนืดที่ต่ำกว่า ไหลขึ้นรูปได้ง่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นเชื่อมโยง (Crosslink density) ของยาง กับสมบัติเชิงกลบางประการของยาง [4]

4.3 การศึกษาสมบัติของยางซิลิโคน เกรด Silastic® 3496



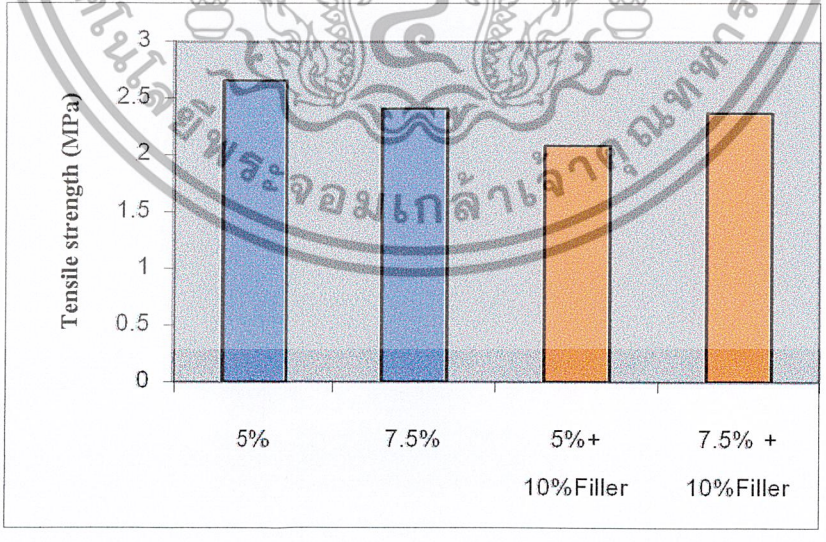
รูปที่ 4.11 ค่า Cure time ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.11 จะเห็นได้ว่าปริมาณของสารเชื่อมโยงจะมีผลอย่างมากต่อเวลาเชื่อมโยง ยิ่งมีปริมาณสารเชื่อมโยงมากเวลาที่ใช้ในการเชื่อมโยงก็จะยิ่งน้อยลง ในขณะที่ซิลิกาจะส่งผลไม่มากต่อเวลาเชื่อมโยง โดยจะทำให้ใช้เวลาในการเชื่อมโยงเพิ่มขึ้นเล็กน้อยเท่านั้น แสดงว่าสารเพิ่มเนื้อซิลิกาไม่มีหมู่ฟังก์ชันบนพื้นผิวอนุภาค หรือ pH ที่จะรบกวนการเชื่อมโยงของยาง

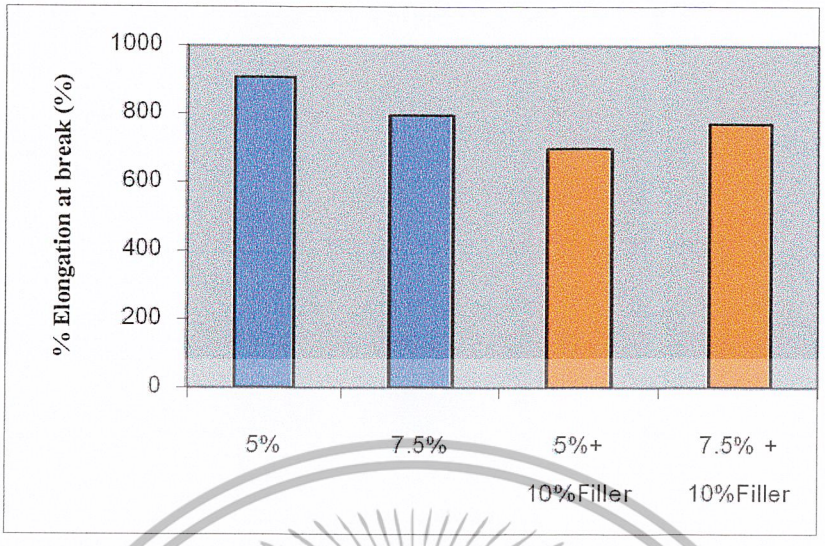
ในรูปที่ 4.12 – 4.15 แสดงผลของปริมาณสารเชื่อมโยง และผลจากการเติมซิลิกา ที่มีผลต่อสมบัติเชิงกลของซิลิโคนพบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณของสารเชื่อมโยงมากขึ้นซิลิโคนจะมีค่าความแข็งกดเพิ่มขึ้น ความแข็งแรงดึง เปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด ความแข็งแรงฉีกขาดมีแนวโน้มที่ลดลง และมีค่าความหนืดที่มีค่าใกล้เคียงกัน เพราะการเพิ่มปริมาณสารเชื่อมโยงจะทำให้มีการความหนาแน่นเชื่อมโยงสูงขึ้น แต่ถ้ามีค่ามากเกินไปวัสดุจะไม่สามารถกระจายพลังงานที่ได้รับ จนมีความแข็งแรงที่ลดลง ค่าความแข็งแรงดึง และเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาดจึงมีค่าที่ต่ำลง (พิจารณาได้จากรูปที่ 4.10)

ขณะที่เมื่อเติมซิลิกา (10 phr) และทำการเพิ่มปริมาณสารเชื่อมโยงลงไปส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดึง เปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด ความแข็งกด และค่าความหนืดเพิ่มขึ้น แต่ความแข็งแรงฉีกขาดมีแนวโน้มที่ลดลง เนื่องจากสารเชื่อมโยงและซิลิกาที่เติมลงไปทำให้สายโซ่โมเลกุลมีองศาการเชื่อมโยงเปลี่ยนแปลง โดยจะมีค่าที่ลดลงไปอยู่ในช่วงที่ค่าความแข็งแรงดึง เปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด มีค่าที่เพิ่มขึ้น (พิจารณาได้จากรูปที่ 4.10) เพราะซิลิกาน่าจะเข้าไปแทรกระหว่างสายโซ่โมเลกุลทำให้เกิดจุดที่มีการเชื่อมโยงที่ไม่ดี จนทำให้ความหนาแน่นเชื่อมโยงลดลง

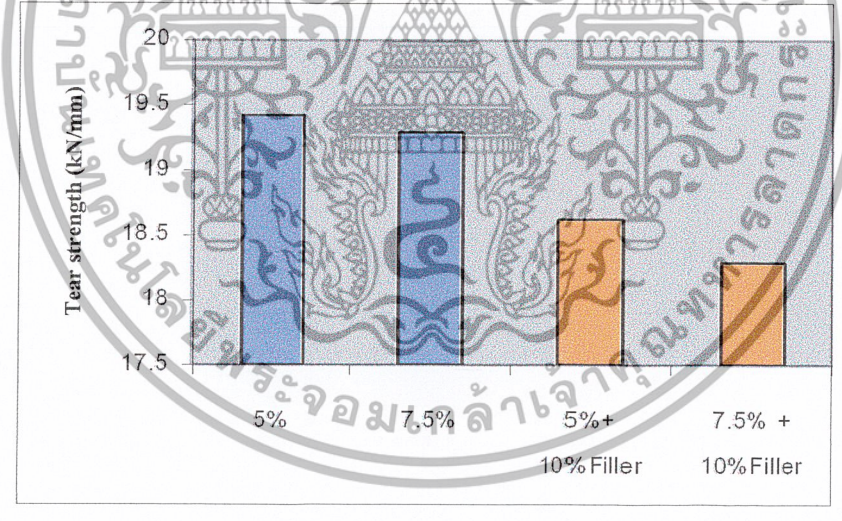


รูปที่ 4.12 ค่า Tensile strength ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

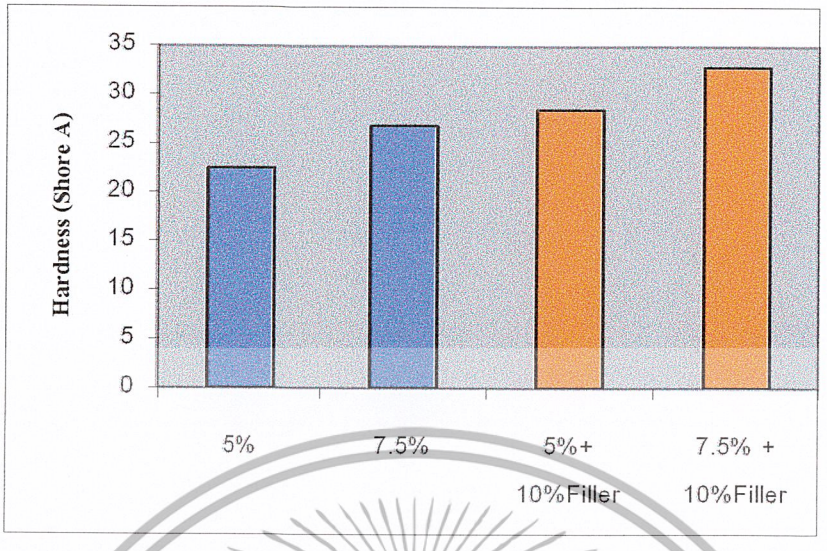


รูปที่ 4.13 ค่า % Elongation at break ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

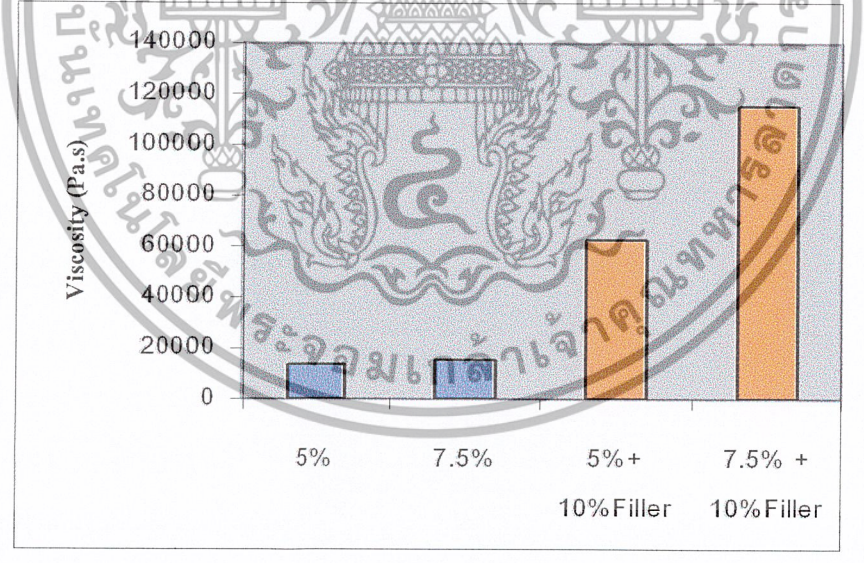


รูปที่ 4.14 ค่า Tear strength ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.15 ค่า Hardness (Shore A) ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

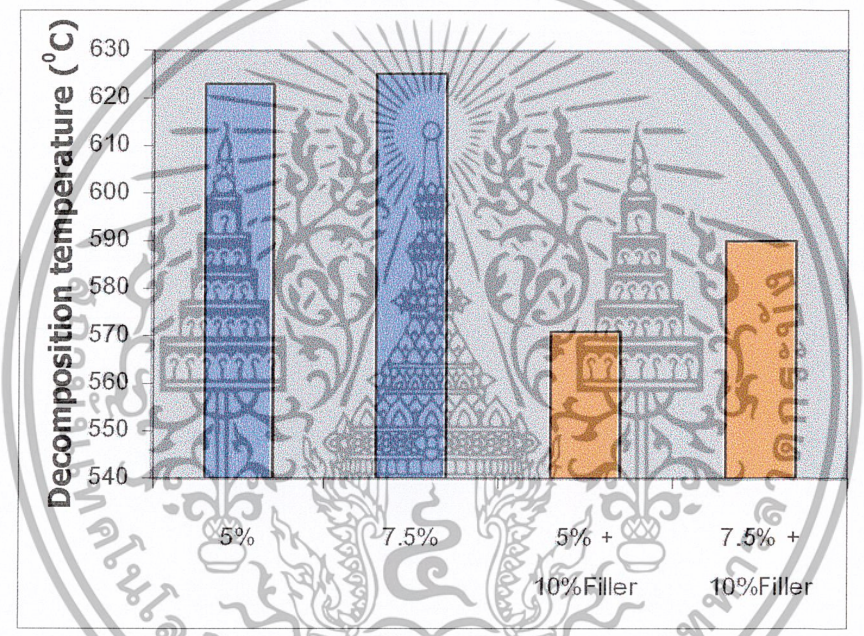


รูปที่ 4.16 ค่า Viscosity ของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.16 จะเห็นได้ว่าปริมาณของสารเชื่อมโยงและปริมาณซิลิกาจะส่งผลต่อความหนืดที่ได้ โดยซิลิกาจะส่งผลต่อความหนืดอย่างมากเนื่องจากซิลิกาจะช่วยเพิ่มความสามารถในการยึดเกาะระหว่างวัฏภาค

จากการทดสอบทางความร้อน (รูปที่ 4.17) พบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณของสารเชื่อมโยง ทำให้อุณหภูมิการสลายตัวมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเล็กน้อยเท่านั้น แต่ในการเติมซิลิกา จะส่งผลให้อุณหภูมิการสลายตัวมีแนวโน้มที่ต่ำลง เนื่องจากว่าสารเพิ่มเนื้อซิลิกาที่ใส่จะเข้าไปแทรกอยู่ระหว่างการเชื่อม-โยงของอนุภาค ทำให้การเชื่อมโยงที่จุดนี้ไม่ดี ซึ่งเมื่อให้แรงบริเวณซิลิกาเหล่านี้ ก็จะกลายเป็นจุดเริ่มต้นของการเสียสภาพได้ อุณหภูมิการสลายตัวจึงต่ำลง



รูปที่ 4.17 อุณหภูมิการสลายตัวของซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 ที่ผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ โดยทำการเชื่อมโยงที่อุณหภูมิห้อง

4.4 การเปรียบเทียบสมบัติระหว่างซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 กับเกรด Silastic® 3496 (สูตรที่เหมาะสมในการนำไปใช้งาน)

เมื่อพิจารณาเฉพาะความแข็งของวัสดุ พบว่าซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 สูตรที่ 3 กับเกรด Silastic® 3496 สูตรที่ 2 มีความแข็ง-นิ่มใกล้เคียงกับความแข็งของยางตัวอย่างที่ตัดจากหุ่นฮาร์วีย์ (Harvey) ซึ่งเป็นหุ่นต้นแบบ กล่าวคือ มีค่าความแข็งกด (Shore A) เท่ากับ 29.4 และ 28.5 ตามลำดับ ขณะที่ค่าความแข็งกดของผิวหนังหุ่นฮาร์วีย์ เท่ากับ 28.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นจึงพิจารณาเลือกซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 สูตรที่ 3 กับเกรด Silastic® 3496 สูตรที่ 2 ในการทำผิวหนังเทียมของหุ่นจำลองทางการแพทย์ อย่างไรก็ดี เมื่อพิจารณาการขึ้นรูปประกอบ พบว่าซิลิโคนเกรดSilastic® 3483 มีข้อจำกัดในการใช้งานเป็นผิวหนังเทียม คือ มีความหนืดค่อนข้างมาก ไหลได้ยาก ทำให้ขึ้นรูปได้ลำบาก ดังนั้น ในการขึ้นรูปเป็นผิวหนังเทียมของหุ่นจำลองทางการแพทย์ จึงเลือกใช้เพียงซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 เท่านั้น

ตารางที่ 4.1 การเปรียบเทียบสมบัติระหว่างซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 กับเกรด Silastic® 3496 (สูตรที่เหมาะสมในการนำไปใช้งาน)

Properties	Silastic® 3483 (สูตร 3)	Silastic® 3496 (สูตร 2)
Tensile strength (MPa)	2.220	2.079
% Elongation at break (%)	1165.0	698.2
Tear strength (kN/mm)	8.37	18.62
Hardness (Shore A)	29.4	28.5
Cure time (min)	111	774

4.5 การเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการวัดสีของ PVC plastisol ซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 และตัวอย่างจากหุ่นฮาร์วีย์

เพื่อให้วัสดุที่ใช้ทำผิวหนังจำลองสำหรับหุ่นจำลองทางการแพทย์ในงานวิจัยนี้มีความสมจริงเหมือนผิวหนังมนุษย์หรือคล้ายกับหุ่นตัวอย่าง (Harvey) มากที่สุด ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงทำการเลือกสีเพื่อนำมาผสมกับยางซิลิโคน (ทางบริษัทจะทำการเลือกและผสมสีให้ โดยทางผู้จัดทำมีการส่งตัวอย่างซิลิโคนจากหุ่นฮาร์วี่ย์ไปให้เพื่อใช้ในการเลือกสี) ให้มีสีเนื้อ หรือน้ำตาลอ่อนใกล้เคียงผิวหนังมนุษย์มากที่สุด

จากการทดสอบสีด้วยเครื่องวัดสีโดยใช้แหล่งกำเนิดแสงประดิษฐ์ Daylight $D65/10^0$ กับตัวอย่างพลาสติซอลและซิลิโคน Silastic®3496 เปรียบเทียบกับสีของผิวหนังตัวอย่างจากหุ่น Harvey แสดงดังตารางที่ 4.2 พบว่าพลาสติซอลจะให้ค่าสีที่สว่าง (ขาว) มากกว่าซิลิโคนจากหุ่นตัวอย่าง (Harvey) และมีโทนสีไปทางด้านสีเหลือง ขณะที่ยางซิลิโคนเกรด Silastic®3496 จะมีค่าสีสว่างกว่าซิลิโคนจากหุ่นตัวอย่าง (Harvey) พอสมควร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 แสดงค่าที่ได้จากการวัดสีของ PVC plastisol ซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 และซิลิโคนจากหุ่นฮาร์วีย์

Types	L*	a*	b*
Harvey	66.13	7.01	22.42
Silastic® 3496	82.38	2.40	19.61
PVC plastisol	83.12	-0.57	12.80



รูปที่ 4.18 การวัดสีโดยใช้ระบบ CIE L*a*b* System

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 บทสรุป

โครงงานพิเศษนี้เป็นการศึกษาชนิดของวัสดุพอลิเมอร์และสมบัติในด้านต่าง ๆ ที่เหมาะสมกับการนำมาใช้ผลิตเป็นพอลิเมอร์หนังเทียมสำหรับหุ่นจำลองทางการแพทย์ โดยได้เลือกใช้วัสดุพอลิเมอร์ 2 ชนิด คือ พลาสติซอลและยางซิลิโคน ในตอนแรกจะทำการพิจารณาถึงสูตรที่ใช้ในกระบวนการผลิตพลาสติซอล จากนั้นนำพีวีซีเรซินแบบกระจายตัวมาทำการผสมตามสูตรดังกล่าว ปั่นกวนด้วยเครื่องปั่นไฟฟ้าแล้วเทสารผสมที่ได้ลงในแม่แบบ นำไปอบในตู้อบที่อุณหภูมิ 180 ^{0}C เป็นเวลาประมาณ 30 นาที จากนั้นนำไปทดสอบสมบัติในด้านต่าง ๆ สำหรับในตอนที่สองจะใช้ซิลิโคน 2 เกรดที่มีความหนืดต่างกันมาผสมกับสารเชื่อมโยงในปริมาณต่าง ๆ จากนั้นเทลงในแม่แบบแล้วนำไปทดสอบสมบัติต่าง ๆ พบว่า

1. พลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิที่ใช้ (DOP) จะมีผลต่อสมบัติต่างๆ ของซิลิโคนโดยตรง ซึ่งเมื่อเพิ่มปริมาณพลาสติไซเซอร์ชนิดปฐมภูมิจะทำให้ค่าความแข็งแรงดึง ค่าความแข็งกด ค่าความหนืดมีแนวโน้มที่ต่ำลง ในขณะที่ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาดจะมีแนวโน้มที่สูงขึ้น
2. การเลือกใช้พลาสติซอลสูตรที่ 2 ที่มีปริมาณพลาสติไซเซอร์เท่ากับ 70/30 (DOP/Cereclor) จะมีความเหมาะสมกว่าสูตรอื่น เนื่องจากให้ค่าความแข็งกดที่ใกล้เคียงกับชิ้นงานซิลิโคนของหุ่นตัวอย่าง
3. ในซิลิโคนเกรด Silastic® 3483 เมื่อเพิ่มปริมาณสารเชื่อมโยงจะทำให้ค่าความแข็งแรงดึง ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาดและค่าความแข็งกดมีแนวโน้มที่สูงขึ้น ในขณะที่ค่าความแข็งแรงฉีกขาดจะมีแนวโน้มที่ลดลง
4. ในซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 เมื่อเพิ่มปริมาณสารเชื่อมโยงจะทำให้ค่าความแข็งแรงดึง ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด ค่าความแข็งแรงฉีกขาดและเวลาเชื่อมโยงมีแนวโน้มที่ลดลง ในขณะที่ค่าความแข็งกดและค่าความหนืดจะมีแนวโน้มที่สูงขึ้น
5. การใส่ซิลิกาเพื่อเพิ่มเนื้อ (ลดต้นทุน) จะมีผลต่อสมบัติต่างๆ กล่าวคือ เมื่อใส่ซิลิกาพร้อมกับเพิ่มปริมาณสารเชื่อมโยงจะทำให้ค่าความแข็งแรงดึง ค่าเปอร์เซ็นต์การยืด ณ จุดขาด ค่าความแข็งกดและค่าความหนืดมีแนวโน้มที่สูงขึ้น ในขณะที่ค่าความแข็งแรงฉีกขาดและเวลาเชื่อมโยงจะมีแนวโน้มที่ลดลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. ในการทดสอบทางความร้อน พบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณของสารเชื่อมโยง ทำให้อุณหภูมิการสลายตัวมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเพียงเล็กน้อยเท่านั้น แต่ในการเติมซิลิกาจะส่งผลให้อุณหภูมิการสลายตัวมีแนวโน้มที่ต่ำลง
7. การเลือกใช้ซิลิโคนในเกรด Silastic® 3483 เมื่อใช้สารเชื่อมโยงในปริมาณ 6 % และซิลิโคนในเกรด Silastic® 3496 เมื่อใช้สารเชื่อมโยงในปริมาณ 5 % ที่มีการผสมซิลิกา (10 phr) ทั้งสองสูตรนี้จะเหมาะสมกับการนำไปใช้เนื่องจากให้ค่าความแข็งกดที่ใกล้เคียงกับชิ้นงานตัวอย่างของหุ่น Harvey
8. เมื่อทำการวัดสีโดยให้ซิลิโคนจากหุ่นจำลองทางการแพทย์เป็นมาตรฐาน พบว่าสีของพลาสติซอลและซิลิโคนเกรด Silastic® 3496 จะมีความแตกต่างจากสีของหุ่นตัวอย่างฮาร์วี่ย์พอสมควร ดังนั้นต้องทำการปรับสีเพิ่มถ้าต้องการให้ได้สีที่ใกล้เคียงมากยิ่งขึ้น

5.2 ข้อเสนอแนะ

1. ควรทำการทดสอบชิ้นงานที่ได้ด้วยเครื่อง Dynamic mechanical thermal analyzer (DMTA) เพื่อศึกษา Storage modulus (E_1) Loss modulus (E_2) และ tan δ
2. แม่แบบที่ใช้ควรแยกออกจากกันอิสระ เพื่อให้สามารถหล่อได้ง่ายและมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น เช่น ส่วนหัวแยกออกจากลำตัว
3. สีของซิลิโคนที่ใช้ขึ้นรูปควรให้มีสีต่างไปจากหุ่นฮาร์วี่ย์ เนื่องจากเป็นหุ่นจำลองทางการแพทย์ที่ทำการผลิตในเอเชีย จึงควรให้มีสีผิวในแบบคนเอเชียด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

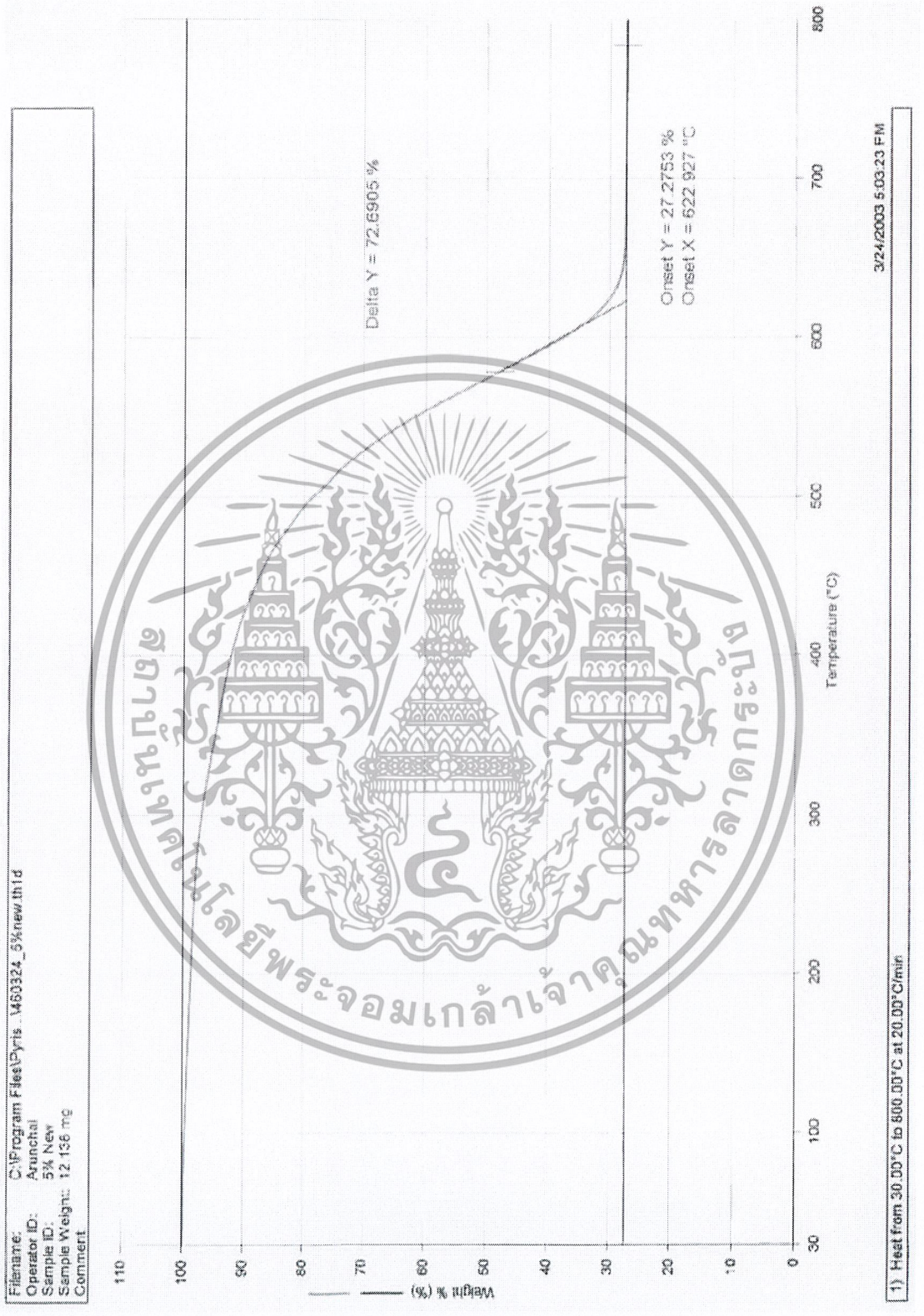
เอกสารอ้างอิง

1. http://www.ahcpr.gov/clinic/ptsafety/chap45.htm
2. Maurice, M. **"Rubber Technology"**, Third Edition, 1995, 375-379
3. อรอุษา สรวารี **"สารเคลือบผิว (สี วาร์นิชและแลกเกอร์)"** พิมพ์ครั้งที่ 2 สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2539, 65-66
4. อิทธิพล แจ้งชัด **"เทคโนโลยีการยาง"** ภาควิชาเคมี คณะวิยาศาสตร์ สถาบันพระจอมเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
5. ไบรอัน แนพพ์ **"ซิลิคอน"** นานมีบุ๊คส์, 2542, 32-33
6. Adameitz, -I.A.; Mose, -S; Haberl, -A; Saran, -F.H.; Thilmann, -C.; Boettcher, -H.D., **Life Sciences** 1994-1995 vol. 2, no.6, pp. 277-282
7. http:link.springer-ny.com/link/service/journals/00238/contents/02/00347/s00238-002-0347-ych002.html
8. Stevenson, I.; David, L.; Gauthier, C.; Arambourg, L.; Vigier, G. **Polymer** 2001, 42, 9287-9292
9. Kole, S.; Roy, S.; Bhowmick, A.K. **Polymer** 1995, 36, 3273-3277
10. Kuo, P.L.; Chen, K.C.; Wang, T.L. **Polymer** 1997, 38, 5203-5209
11. Berins, M.L. **"Plastics Engineering Handbook"**; Chapman&Hall: New york, 1991, 447-448, 460-464, 482-493
12. Brydsen, J.A. **"Plastics Materials"**; Butterworth Heinemann: London, 1995
13. Garcia, J.C.; Marcilla, A. **Polymer** 1998, 39, 431-435
14. Garcia, J.C.; Marcilla, A. **Polymer** 1998, 39, 3507-3514
15. Garcia, J.C.; Marcilla, A.; Beltran, M. **Polymer** 1998, 39, 2261-2267
16. ข้อมูลเฉพาะของบริษัท ดาว คอร์นนิ่ง จำกัด
17. Annual Book of ASTM Standards, 8.01 (1982) : 155-166
18. Annual Book of ASTM Standards, 9.01 (1982) : 114-119
19. Annual Book of ASTM Standards, 9.01 (1982) : 226-229
20. Annual Book of ASTM Standards, 8.02 (1982) : 107-108

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

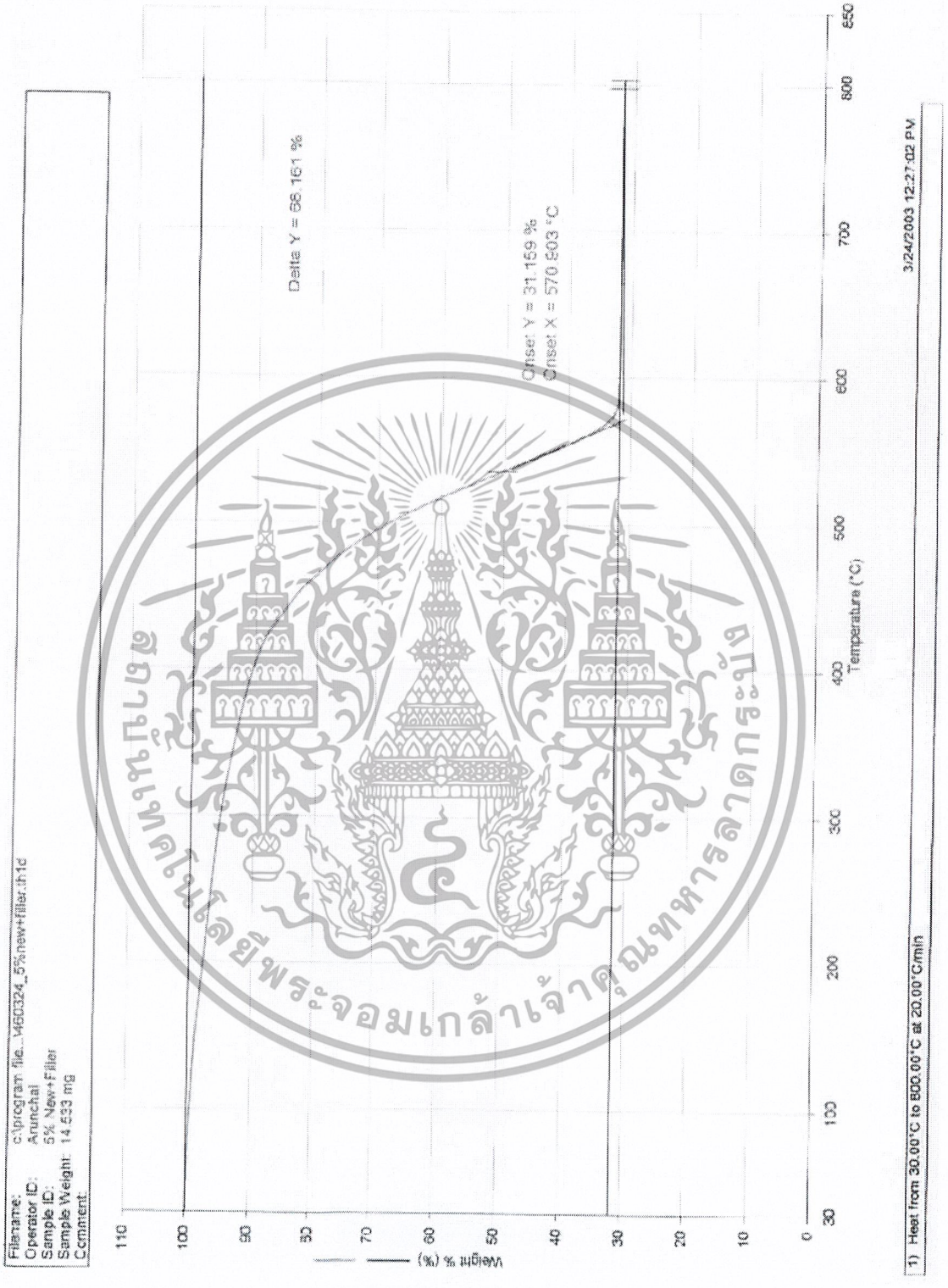
ภาคผนวก ก เทอร์โมแกรมจากเครื่อง TGA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



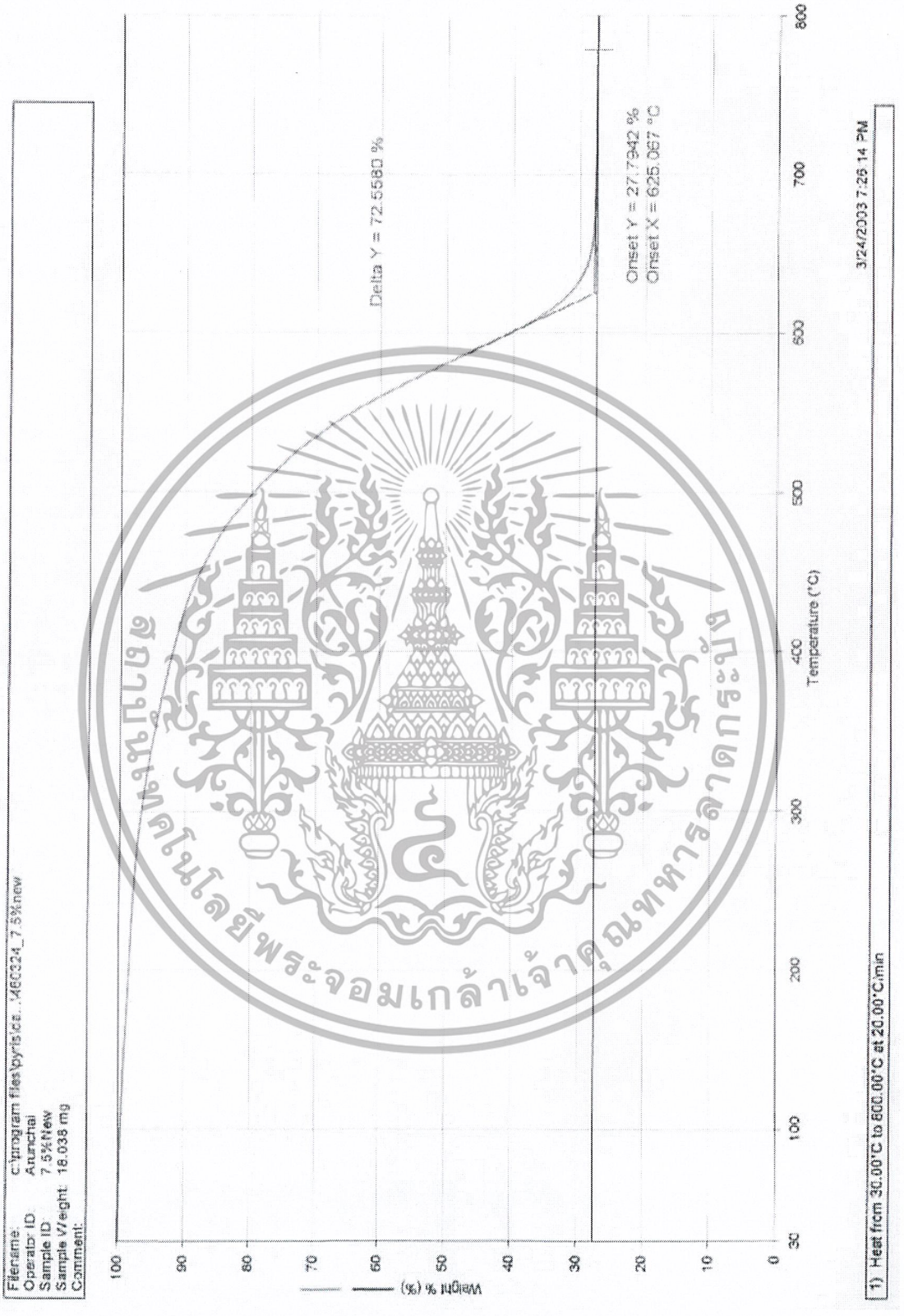
รูปที่ ก - 1 แสดงเทอร์โมแกรมของซิลิโคน เกรด Silastic®3496 ที่มีปริมาณสารเชื่อมโยง 5 phr

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก - 2 แสดงเทอร์โมแกรมของซิลิโคน เกรด Silastic® 3496
ที่มีปริมาณสารเชื่อมโยง 5 phr และสารตัวเติมซิลิกา 10 phr

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก - 3 แสดงเทอร์โมแกรมของซิลิโคน เกรด Silastic® 3496 ที่มีปริมาณสารเชื่อมโยง 7.5 phr

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก - 4 แสดงเทอร์โมแกรมของซิลิโคน เกรด Silastic®3496
ที่มีปริมาณสารเชื่อมโยง 7.5 phr และสารตัวเติมซิลิกา 10 phr

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข การวัดสีโดยใช้ระบบ CIE L*a*b* system

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ข - 1 ซิลิโคนจากหุ่นตัวอย่าง (Harvey): ด้านหน้า

สีที่ทดสอบ	ครั้งที่		ค่าเฉลี่ย	% error
	1	2		
L*	65.96	65.77	65.86	0.14
a*	6.81	6.77	6.79	0.03
b*	21.43	21.57	21.50	0.09

ตารางที่ ข - 2 ซิลิโคนจากหุ่นตัวอย่าง (Harvey): ด้านหลัง

สีที่ทดสอบ	ครั้งที่		ค่าเฉลี่ย	% error
	1	2		
L*	66.31	66.47	66.39	0.12
a*	7.43	7.03	7.23	0.28
b*	24.09	22.60	23.34	1.05

ตารางที่ ข - 3 ซิลิโคน เกรด Silastic® 3496: ด้านหน้า

สีที่ทดสอบ	ครั้งที่		ค่าเฉลี่ย	% error
	1	2		
L*	82.53	82.35	82.44	0.13
a*	2.39	2.39	2.39	0
b*	19.60	19.67	19.63	0.05

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ข - 4 ซิลิโคน เกรด Silastic® 3496: ด้านหลัง

สีที่ทดสอบ	ครั้งที่		ค่าเฉลี่ย	% error
	1	2		
L*	82.20	82.42	82.31	0.15
a*	2.38	2.44	2.41	0.04
b*	19.49	19.69	19.59	0.14

ตารางที่ ข - 5 พลาสติซอล: ด้านหน้า

สีที่ทดสอบ	ครั้งที่		ค่าเฉลี่ย	% error
	1	2		
L*	83.13	83.11	83.12	0.01
a*	-0.53	-0.61	-0.57	0.07
b*	12.92	12.60	12.76	0.21

ตารางที่ ข - 6 พลาสติซอล: ด้านหลัง

สีที่ทดสอบ	ครั้งที่		ค่าเฉลี่ย	% error
	1	2		
L*	83.21	83.03	83.12	0.14
a*	-0.62	-0.52	-0.57	0.07
b*	12.87	12.81	12.84	0.05

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ค ค่า Scorch time and Cure time

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ค - 1 Scorch time & Cure time: ซิลิโคน เกรด Silastic® 3483

Types	Scorch time(min)	Cure time (min)
4% curing agent	9.0	405
5% curing agent	18.0	213
6% curing agent	6.6	111

ตารางที่ ค - 2 Scorch time & Cure time: ซิลิโคน เกรด Silastic® 3496

Types	Scorch time(min)	Cure time (min)
5% curing agent	105	600
7.5% curing agent	84	444
5% curing agent + 10%Filler	195	775
7.5% curing agent + 10%Filler	48	465

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



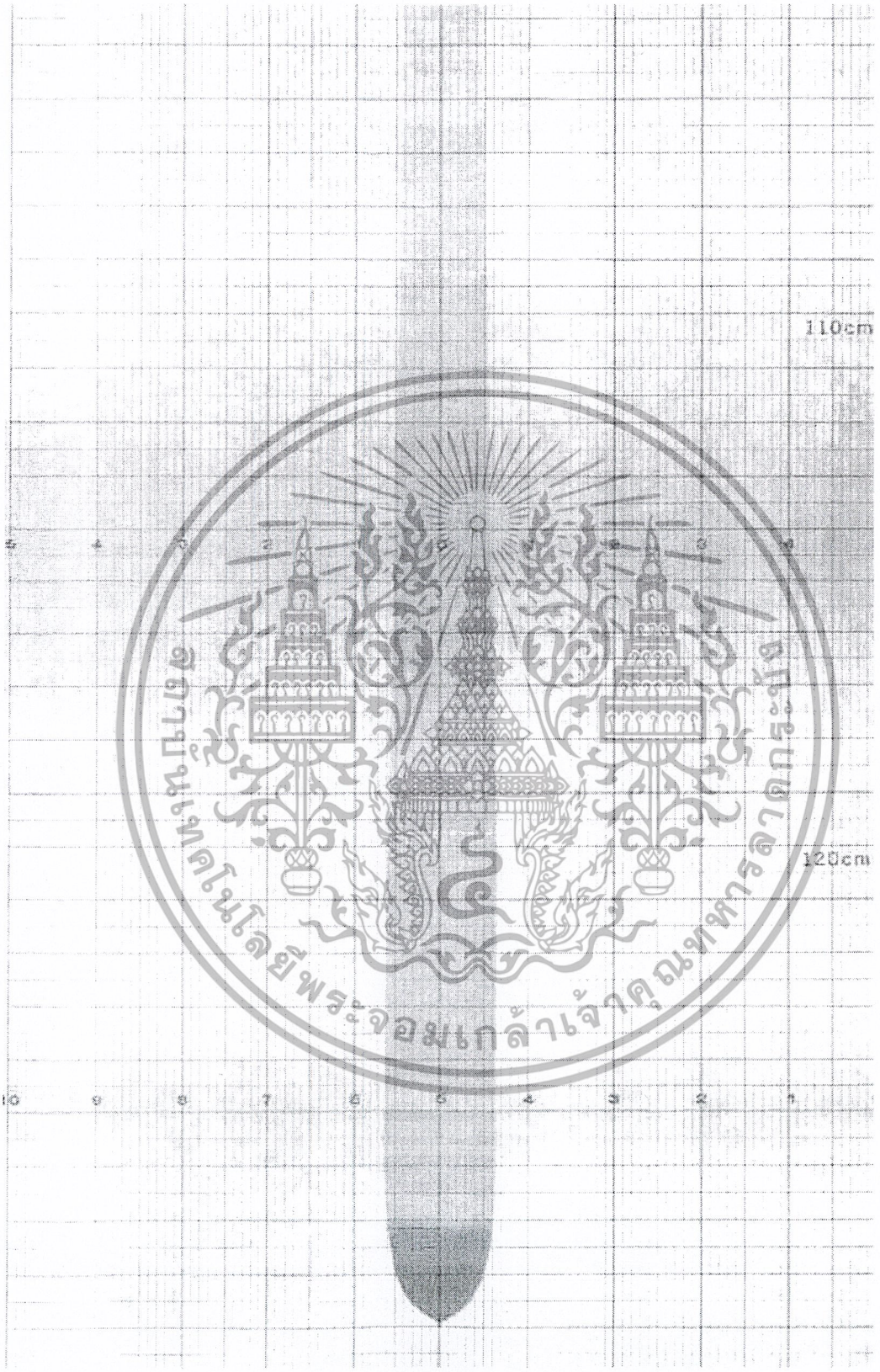
รูปที่ ค – 1 แสดงซิลิโคน เกรด Silastic® 3483: 4% curing agent

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



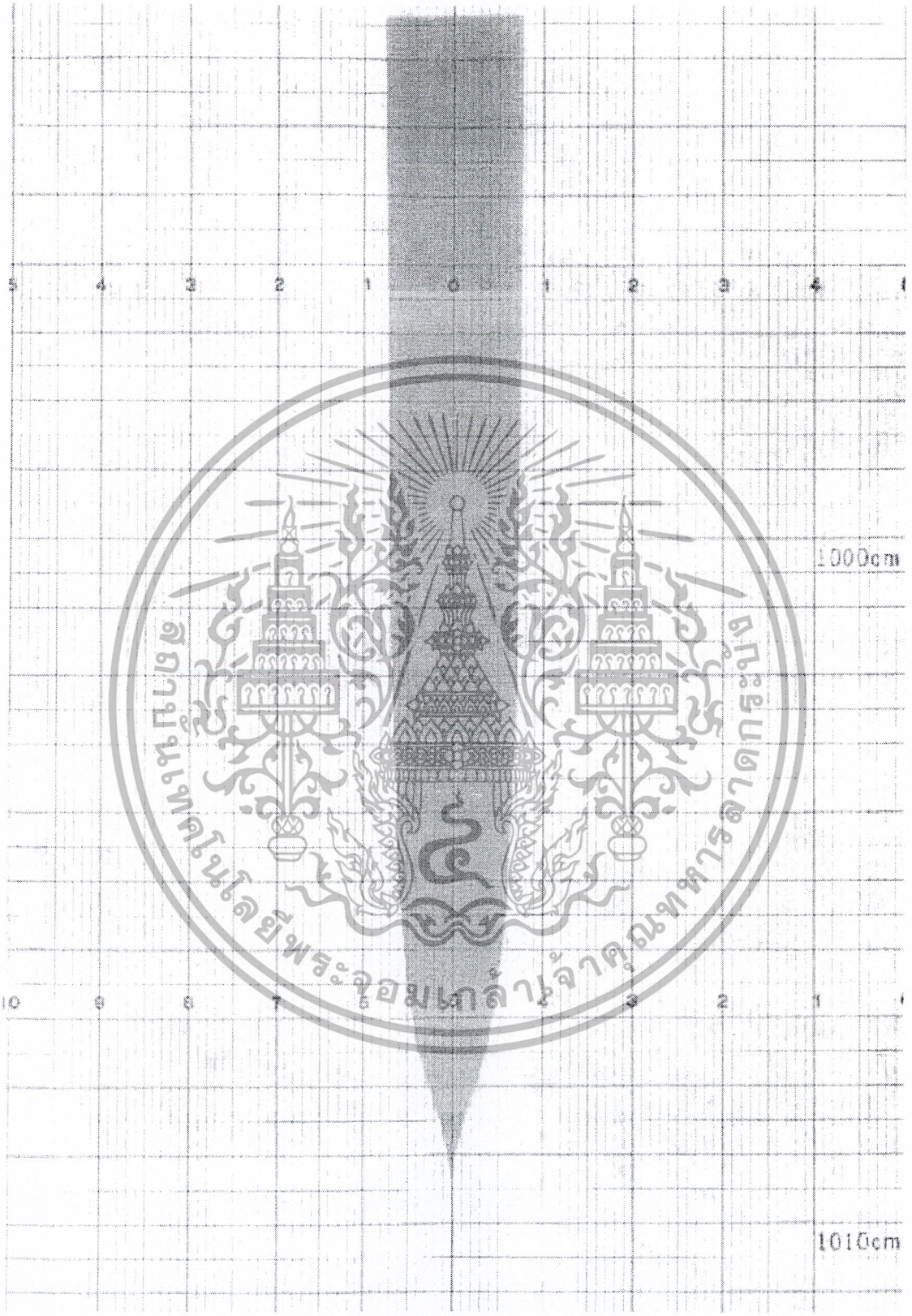
รูปที่ ค – 2 แสดงซิลิโคน เกรด Silastic® 3483: 5% curing agent

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



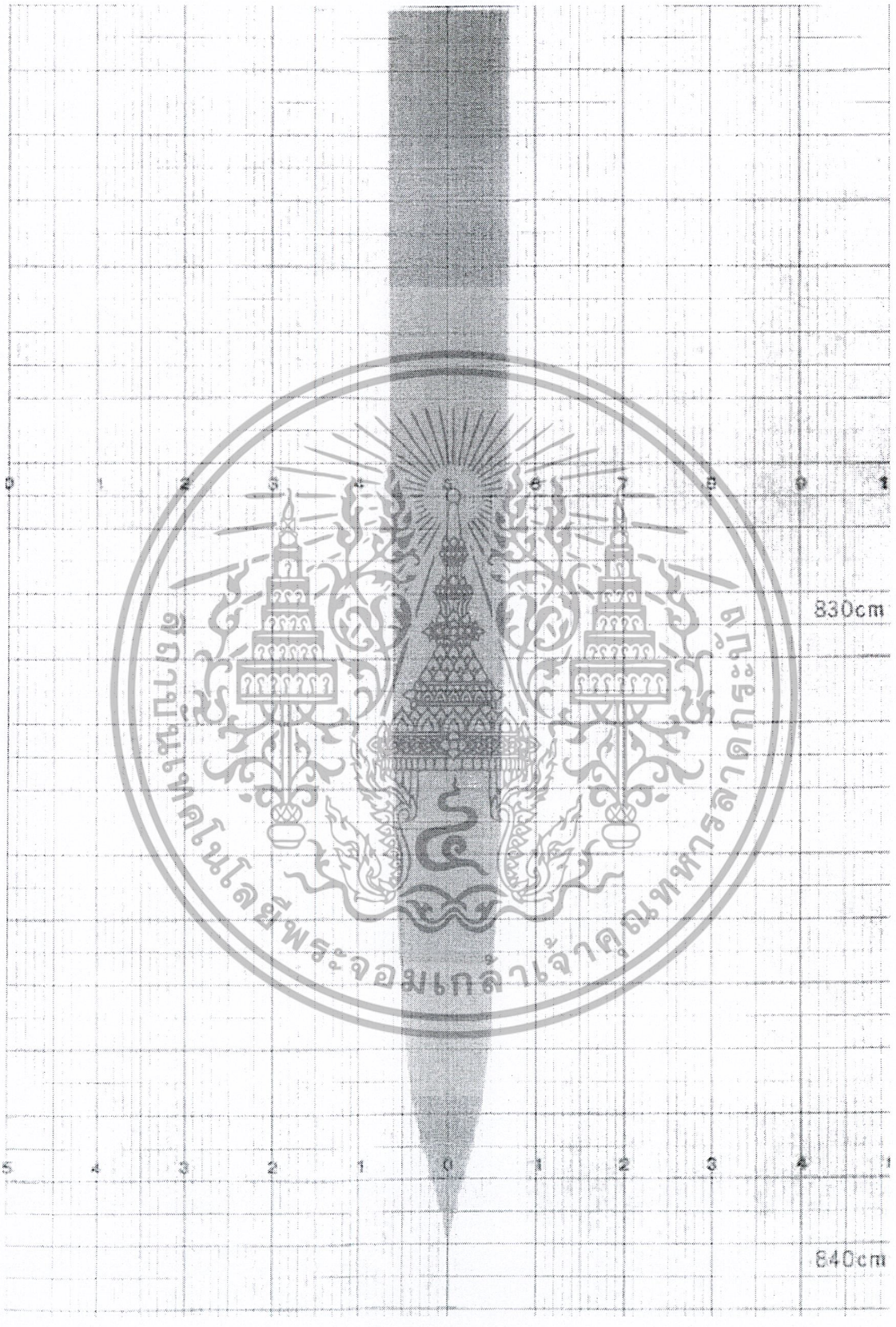
รูปที่ ค – 3 แสดงซิลิโคน เกรด Silastic® 3483: 6% curing agent

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



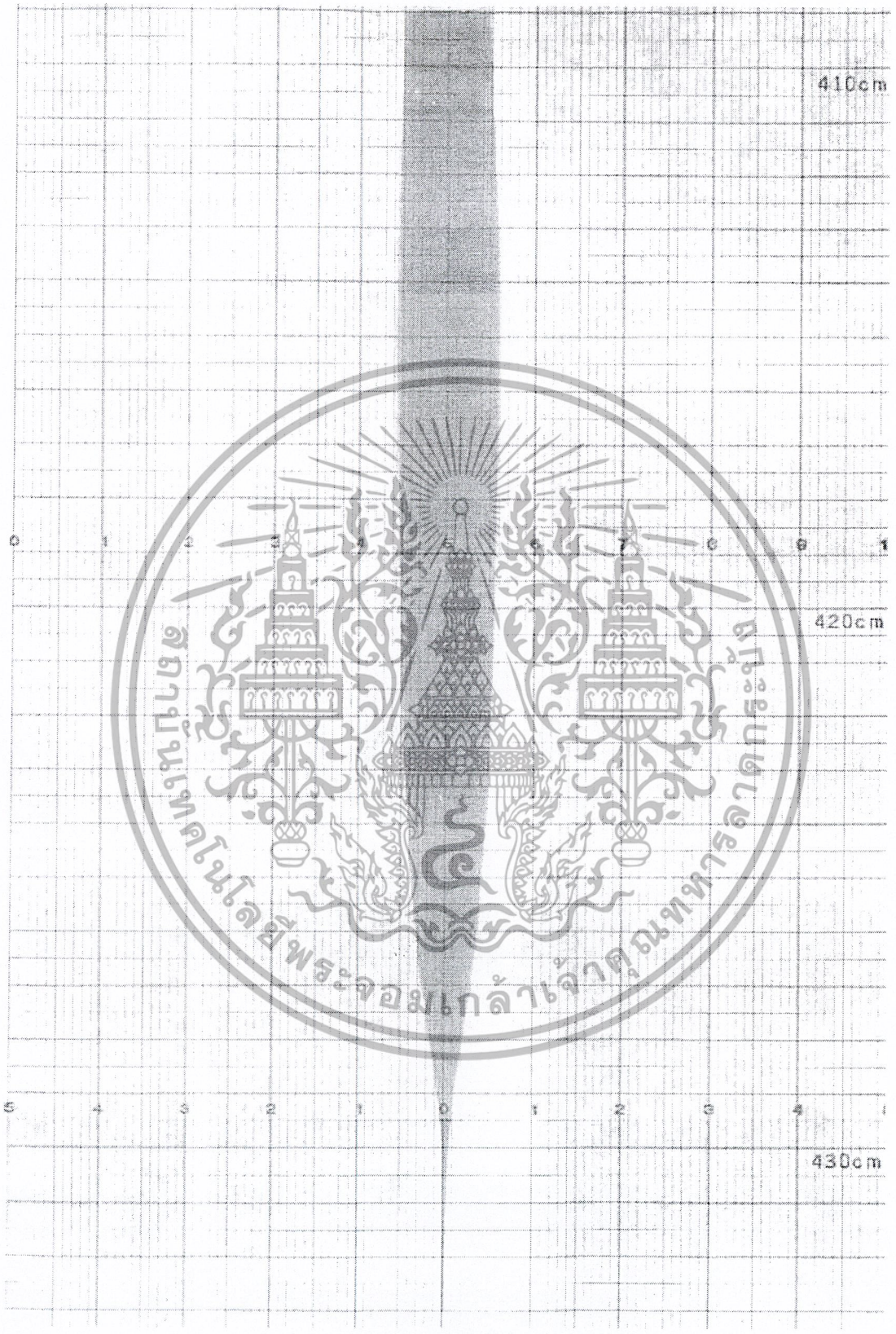
รูปที่ ค – 4 แสดงซิลิโคน เกรด Silastic® 3496: 5% curing agent

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



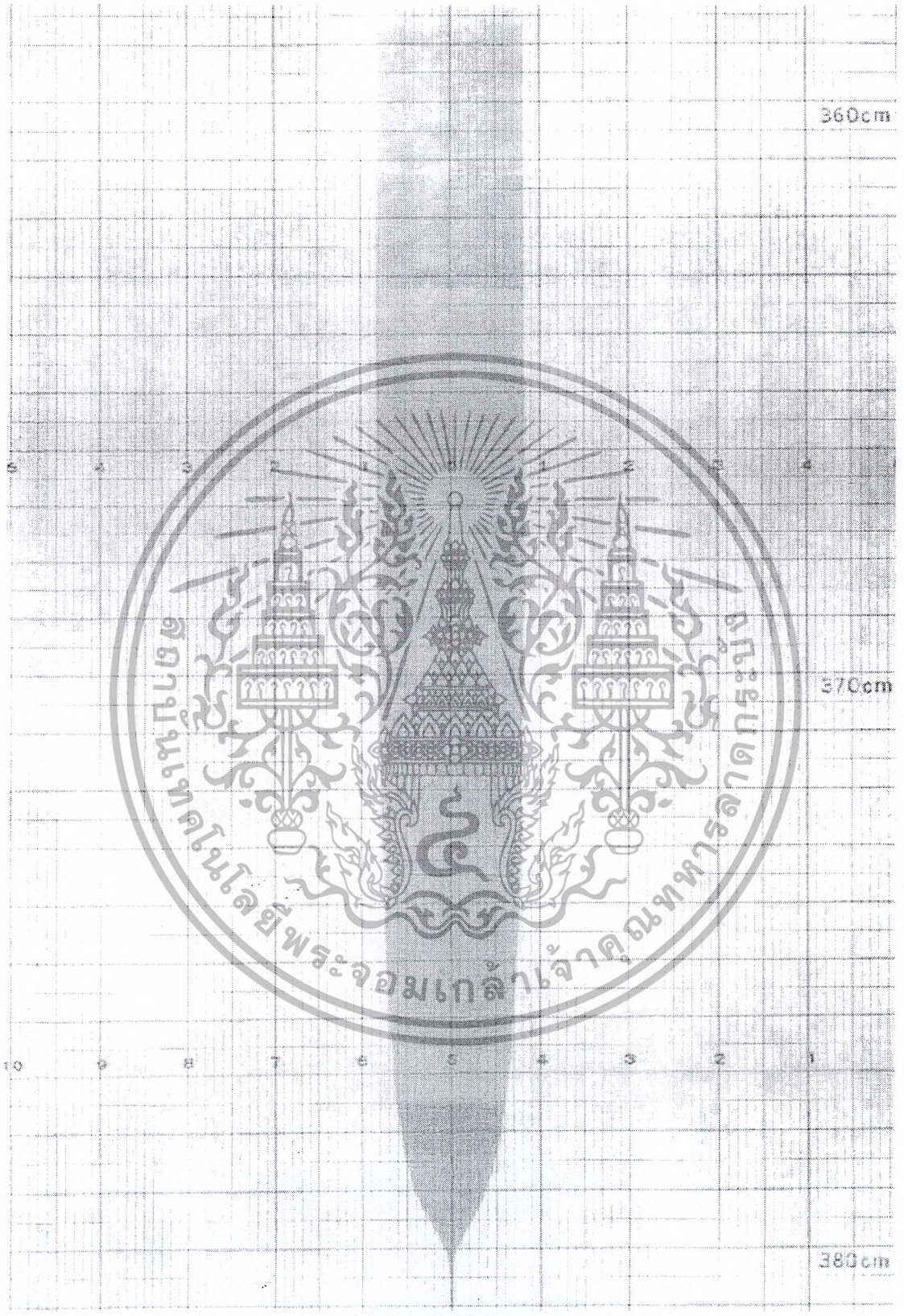
รูปที่ ค – 5 ซิลิโคน เกรด Silastic® 3496: 7.5% curing agent

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ค – 6 แสดงซิลิโคน เกรด Silastic® 3496: 5% curing agent + 10% filler

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ค – 7 แสดงซิลิโคนเกรด Silastic® 3496: 7.5% curing agent+10% filler

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้