

การเปรียบเทียบสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกร ก่อนและ  
หลังได้รับพลังงานไมโครเวฟ



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์  
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ปีการศึกษา 2564  
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

COMPARISON OF MECHANICAL PROPERTIES OF MAXILLOFACIAL SILICONE  
ELASTOMER BEFORE AND AFTER MICROWAVE ENERGY EXPOSURE



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Science in Prosthodontics

Department of Prosthodontics

FACULTY OF DENTISTRY

Chulalongkorn University

Academic Year 2021

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเปรียบเทียบสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกร ก่อนและหลังได้รับพลังงานไมโครเวฟ
โดย	น.ส.เพ็ญชนก แสนทวีสุข
สาขาวิชา	ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ประเวช เสรีเชษฐพงษ์

---

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.พรชัย จันศิษย์ยานนท์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(ศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.แมนสรวง อักษรนุกิจ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ประเวช เสรีเชษฐพงษ์)

..... กรรมการ  
(อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.วริย์รัตน์ เจริญประภากร)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ภัททพล อัครนันท์)

เพ็ญชนก แสันทวีสุข : การเปรียบเทียบสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ในงาน  
บูรณะใบหน้าและขากรรไกร ก่อนและหลังได้รับพลังงานไมโครเวฟ. ( COMPARISON  
OF MECHANICAL PROPERTIES OF MAXILLOFACIAL SILICONE  
ELASTOMER BEFORE AND AFTER MICROWAVE ENERGY EXPOSURE) อ.ที่  
ปรึกษาหลัก : รศ. ทพ.ประเวศ เสรีเชษฐพงษ์

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยเพื่อศึกษาสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ในงานประดิษฐ์  
ใบหน้าและขากรรไกรชนิด VST-50 และ M511 ที่ใส่เม็ดสีและไม่ใส่เม็ดสี ก่อนและหลังได้รับการ  
แช่ในน้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟโดยจำลองการใช้เตาไมโครเวฟ 18 เดือน  
ชิ้นงานตัวอย่าง 80 ชิ้นต่อซิลิโคนแต่ละชนิด ทั้งหมด 160 ชิ้น จัดเป็น 2 กลุ่มตามการเติมเม็ดสีคือ  
ชิ้นงานที่ไม่มีสีและชิ้นงานมีสี โดยเป็นเม็ดสีชนิดซิลิโคน และแบ่งออกเป็นกลุ่มควบคุมและกลุ่มเข้า  
เตาไมโครเวฟ รูปร่างชิ้นงานถูกขึ้นรูปตามมาตรฐาน ASTM D412 และ D624 ทั้งหมดมี 8 กลุ่ม  
ย่อย (n=10) ต่อซิลิโคนแต่ละชนิด การนำชิ้นงานเข้าไมโครเวฟร่วมกับการแช่น้ำ เป็นเวลา 6 นาที  
ที่ 660 วัตต์ 18 ครั้ง เป็นการจำลองการใช้งานเดือนละ 1 ครั้ง อุณหภูมิของน้ำภายหลังการเข้า  
ไมโครเวฟคือ 60 องศาเซลเซียส จากการศึกษาวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทาง ( $\alpha=.5$ ) พบว่า  
ซิลิโคน VST-50 ชนิดของเม็ดสีมีผลต่อความทนต่อแรงดึงและความแข็งของชิ้นงานซิลิโคนอย่างมี  
นัยสำคัญทางสถิติ ( $P<.001$ ) ทั้งกลุ่มควบคุมและเข้าเตาไมโครเวฟ ขณะที่การใช้เตาไมโครเวฟมีผล  
ต่อความทนต่อการฉีกขาดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P<.05$ ) ทั้งกลุ่มไม่มีสีและมีสี และทั้งสอง  
ปัจจัยไม่มีผลต่อร้อยละการยืดตัว ขณะที่ซิลิโคน M511 มีปฏิสัมพันธ์กันระหว่างปัจจัยการผสมเม็ด  
สีและการเข้าไมโครเวฟอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติสำหรับความแข็ง ( $P<.05$ )

สาขาวิชา ทันตกรรมประดิษฐ์  
ปีการศึกษา 2564

ลายมือชื่อนิสิต .....  
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

# # 6370023332 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORD: Mechanical properties, Silicone elastomer, Microwave

Penchanok Santhaveesuk : COMPARISON OF MECHANICAL PROPERTIES OF MAXILLOFACIAL SILICONE ELASTOMER BEFORE AND AFTER MICROWAVE ENERGY EXPOSURE. Advisor: Assoc. Prof. PRAVEJ SERICHETAPHONGSE, D.D.S., M.S.

The aim of this study was to evaluate mechanical properties of VST-50 and M511 silicone maxillofacial elastomers combined with and without pigment before and after water immersion heated simulated using microwave energy over an 18-month period of microwave exposure. A total of 80 specimens for each silicone (total 160) was divided into 2 groups of pigment (no pigment and silicone pigment) and 2 groups of condition (control and microwave). Specimens were fabricated following ASTM D412 and D624 standards. A total of 8 subgroups was prepared (n=10) for each silicone. Half of specimens was exposed to microwave exposure for 6 minutes, 660 watts and 18 times simulated using microwave once a month. Final temperature of water after microwave exposure was 60 degrees celsius. A two-way ANOVA was performed ( $\alpha=0.05$ ). For silicone VST-50, tensile strength and Shore A hardness were affected by pigment ( $P<0.001$ ). Tear strength was increased after microwave exposure ( $P<0.05$ ). Both pigment and microwave exposure had no effect on percent elongation. While silicone M511 found a significant two-way interaction between pigment type and microwave exposure for hardness ( $P<0.05$ ).

Field of Study: Prosthodontics

Student's Signature .....

Academic Year: 2021

Advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก รศ. ทพ.ประเวศ เสรีเชษฐพงษ์ สำหรับคำชี้แนะตั้งแต่เริ่มต้นทำวิจัยจนออกมาเป็นงานวิทยานิพนธ์นี้ และ Prof. Sudarat Kiat-amnuay อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม จาก The University of Texas Health Science Center at Houston ที่ให้คำแนะนำในเรื่องคำถามงานวิจัย วิธีการวิจัย และสนับสนุนวัสดุอุปกรณ์บางส่วนในงานวิจัยนี้

ขอขอบคุณ Dr. Julian Nathaniel Holland นักวิทยาศาสตร์ข้อมูลจาก The University of Texas Health Science Center at Houston สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ และรศ.ทพ.ดร.นิยม ชำรงค์อนันต์สกุล อาจารย์ประจำภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยสำหรับคำแนะนำในเรื่องของพอลิเมอร์

สุดท้ายขอขอบคุณความช่วยเหลือและการสนับสนุนในทุกๆด้านจาก อ.ทพญ.เพ็ญศิริ แสันทวีสุข ซึ่งเป็นพี่สาวของผู้ทำวิจัย และเป็นอาจารย์ประจำภาควิชาสาขาวิชาศัลยศาสตร์ช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

เพ็ญชนก แสันทวีสุข

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
บทที่ 1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย (Rationale and background).....	1
บทที่ 2 วรรณกรรมปริทัศน์ (Literature Review).....	2
1. อายุการใช้งานของอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้าและปัญหาจากการใช้งาน.....	2
2. สมบัติของวัสดุในอุดมคติและวัสดุที่ใช้ในงานบูรณะใบหน้าในและขากรรไกรปัจจุบัน.....	4
2.1 สมบัติของวัสดุในอุดมคติงานบูรณะใบหน้าในและขากรรไกร (Ideal properties of maxillofacial materials).....	4
2.2 วัสดุที่ใช้ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกรในปัจจุบัน (Current maxillofacial materials).....	5
2.2.1 ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ (Silicone elastomer).....	5
2.2.1.1. Room temperature vulcanizing silicone (RTV).....	7
1. ชนิดเกิดการเชื่อมโยงข้าม (cross-linking) โดยการควบแน่น (condensation reaction).....	7
2. การเกิดการเชื่อมโยงข้าม (cross-linking) โดยการเติม (addition reaction).....	7
2.2.2 Heat temperature vulcanizing (HTV).....	8
2.2.2 เม็ดสี (Pigment).....	9

2.2.3 สารทึบแสง (Opacifier).....	10
2.3 ผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ (Products) .....	10
2.3.1 Silicone VST-50 (Factor II Inc., Lakeside, AZ, USA) .....	10
2.3.2 Silicone M511 (Technovent Ltd., Bridgen, South Wales, UK) (48).....	11
2.3.3 Functional intrinsic silicone pigment (Factor II Inc., Lakeside, AZ, USA).....	12
3. การทำความสะอาดอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้า .....	12
4. การใช้เตาไมโครเวฟเพื่อทำให้น้ำร้อน.....	13
4.1 สมบัติเตาไมโครเวฟ (Properties of microwave oven) .....	13
4.2 ความร้อนจากไมโครเวฟ (Microwave heating).....	13
5. การศึกษาสมบัติเชิงกลของวัสดุที่ใช้ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกร .....	14
6. วิธีการทดลองสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ .....	15
สารคัดหลั่งจากผิวหนัง .....	17
บทที่ 3 คำถามการวิจัย (Research Question).....	19
1. วัตถุประสงค์ของการวิจัย (Research objective).....	19
2. สมมติฐานของการวิจัย (Research hypotheses).....	19
3. กรอบแนวคิด (Conceptual framework).....	20
บทที่ 4 ระเบียบวิธีการวิจัย (Research Methodology).....	21
1. วัสดุ (Materials).....	21
2. การคำนวณขนาดตัวอย่างและการจัดกลุ่มทดลอง (Sample size calculation and experimental groups).....	21
3. เกณฑ์คัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง (Eligible criteria) .....	24
4. ขั้นตอนการทดลอง (Research methods) .....	25
4.1 การเตรียมตัวอย่าง (Specimen preparation).....	25



4.2 การใช้เตาไมโครเวฟเพื่อทำให้น้ำร้อน (Microwave exposure protocol).....	28
4.3 การทดสอบสมบัติเชิงกล (Testing of mechanical properties).....	29
4.3.1 การทดสอบความทนต่อแรงดึงและการยืดตัว (Tensile strength and elongation; ASTM D412) (70).....	30
4.3.2 การทดสอบความแข็ง (Hardness; ASTM D2240) (71).....	31
4.3.3 การทดสอบความทนต่อการฉีกขาด (Tear strength; ASTM D624) (72) .....	32
4.4 การเก็บข้อมูล (Data collection).....	32
4.5 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ (Statistical Analyses).....	34
บทที่ 5 ผลการวิจัย (Results).....	35
ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ VST-50 .....	35
1. ผลต่อความทนต่อแรงดึง (tensile strength results).....	35
2. ผลต่อร้อยละการยืดตัว (percent elongation results).....	36
3. ผลต่อความแข็ง (hardness results).....	37
4. ผลต่อความทนต่อการฉีกขาด (tear strength results) .....	38
ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ M511.....	39
1. ผลต่อความทนต่อแรงดึง (tensile strength results).....	39
2. ผลต่อร้อยละการยืดตัว (percent elongation results).....	40
3. ผลต่อความแข็ง (hardness results).....	40
4. ผลต่อความทนต่อการฉีกขาด (tear strength results) .....	41
การเปรียบเทียบผลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ VST-50 และ M511 .....	43
บทที่ 6 อภิปรายผลการวิจัย (Discussion).....	44
บทที่ 7 สรุปผลการวิจัย (Conclusion).....	48
บรรณานุกรม .....	49
ประวัติผู้เขียน .....	57



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## บทที่ 1

### ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย (Rationale and background)

อวัยวะเทียม (maxillofacial prosthesis) ถูกนำมาใช้บูรณะฟันในผู้ป่วยที่สูญเสียอวัยวะบริเวณใบหน้า ที่ได้รับการผ่าตัดรักษาโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ ความพิการตั้งแต่กำเนิด และอุบัติเหตุ (1-3) อวัยวะเทียมนี้ช่วยเพิ่มคุณภาพชีวิตให้กับผู้ป่วย โดยสามารถกลับเข้าสู่สังคมและใช้ชีวิตได้อย่างปกติ (4) แม้ว่าซิลิโคนอีลาสโตเมอร์จะเป็นวัสดุที่ถูกนำมาใช้ทำอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้ามากกว่า 60 ปี แต่วัสดุชนิดนี้จะคงสภาพการใช้งานและความสวยงามได้เพียง 1 ถึง 2 ปีเท่านั้น (5-10) ซึ่งในกลุ่มผู้ป่วยที่ได้รับการใส่อวัยวะเทียมครั้งแรกจะกลับมาทำอวัยวะชิ้นใหม่เนื่องมาจากปัญหาของสีและลักษณะเชิงกายภาพที่เปลี่ยนไป (9) วัสดุที่ใช้ในการบูรณะจะถูกทำให้เสื่อมสภาพลงได้ด้วยสภาพอากาศภายนอก น้ำยาล้างทำความสะอาด ครีมนวดฟัน ยาสูบ และเครื่องสำอาง (11-13) ตามปกติอวัยวะเทียมควรทำความสะอาดทุกวัน อย่างน้อยวันละ 3 ครั้ง โดยใช้น้ำประปาและสบู่อ่อน (neutral soap) หรืออาจใช้น้ำยาคลอรีนเฮกซิดีน (chlorhexidine) (14) แต่อย่างไรก็ตามยังพบเชื้อจุลินทรีย์อยู่ที่พื้นผิวของอวัยวะเทียมซึ่งมีรูพรุนขนาดเล็ก ส่งผลให้เกิดกลิ่นไม่พึงประสงค์และอวัยวะเทียมเปลี่ยนสีไป (1)

การศึกษาของ Kiat-amnuay S. และคณะ ในปี 2005 (1) พบการคงสภาพของสีชนิด dry earth ที่ใช้ร่วมกับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ A-2186 ภายหลังจากแช่ในน้ำที่ทำให้ร้อนด้วยเตาไมโครเวฟ ยกเว้นสีแดงเท่านั้นที่พบการเปลี่ยนแปลงของสี จากรายงานการศึกษาสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่ผ่านมา พบว่ามี 1 งานวิจัยที่ศึกษาสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกรภายหลังจากแช่ในน้ำที่ทำให้ร้อนด้วยเตาไมโครเวฟ และยังไม่มียานวิจัยใดศึกษาสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกรในชนิด VST-50 ทั้งที่ไม่ผสมสีและผสมสี ก่อนและหลังการแช่ในน้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ

## บทที่ 2

### วรรณกรรมปริทัศน์ (Literature Review)

อวัยวะเทียมถูกนำมาใช้ทดแทนการสูญเสียอวัยวะและเนื้อเยื่อบริเวณใบหน้า ในผู้ป่วยที่มีความบกพร่อง (defect) จากมะเร็ง อุบัติเหตุ พยาธิสภาพ และความพิการ (1-3, 15) อวัยวะเทียมบริเวณใบหน้าเป็นการรักษาทางเลือกในกรณีที่ไม่สามารถบูรณะด้วยการผ่าตัดได้อันเนื่องมาจากการสูญเสียเนื้อเยื่อปริมาณมาก หรือมีโรคประจำตัว (3) รวมถึงในผู้ป่วยที่ปฏิเสธการผ่าตัด หรือเป็นการรักษาชั่วคราวก่อนการผ่าตัด (4, 16) แม้ว่าการรักษาด้วยอวัยวะเทียมจะเป็นการเพิ่มค่าใช้จ่ายและต้องการการดูแลรักษาตามมาที่ตี แต่สามารถช่วยให้ผู้ป่วยกลับมามีความมั่นใจใช้ชีวิตได้อย่างปกติเช่นเดิม เป็นการเพิ่มคุณภาพชีวิต (16, 17) เพราะผู้ป่วยเหล่านี้ได้รับความกระทบกระเทือนทั้งร่างกายและจิตใจ โดยเฉพาะบริเวณรอบริมฝีปากที่มีผลต่อภาพลักษณ์ การพูด การกิน และการแสดงความรู้สึก ซึ่งอวัยวะเทียมที่สวยงามและใช้งานง่ายจะช่วยลดความกังวลของผู้ป่วยลงอีกด้วย (4)

#### 1. อายุการใช้งานของอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้าและปัญหาจากการใช้งาน

อวัยวะเทียมชนิดซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่ใช้ทดแทนอวัยวะและเนื้อเยื่อบริเวณใบหน้ามีอายุการใช้งานอยู่ที่ 1 ถึง 2 ปี (9) หรือ 1.5 ถึง 2 ปี (7, 8) โดยส่วนใหญ่แล้วอวัยวะเทียมจะใช้งานได้ดีในช่วงแรก จากนั้นจะเสื่อมสภาพลงและมีผลต่ออายุการใช้งานของอวัยวะเทียม (2, 18-20) (21, 22) จากการศึกษาของ Visser A. และคณะในปี 2008 (7) พบว่าสาเหตุหลักคือการเปลี่ยนสีของอวัยวะเทียม (31.2%) clip หรือ bar หลุด (25.3%) ซิลิโคนฉีกขาด (13.3%) และอวัยวะเทียมไม่แนบสนิทกับเนื้อเยื่อ (10.9%) โดยตาเทียมจะพบปัญหาผู้ป่วยไม่พอใจกับรูปร่างอวัยวะเทียม (5%) และการสะสมของจุลินทรีย์ที่มาจากผิวหนัง (5%)

ขณะที่ Aydin C. และคณะในปี 2008 (8) รายงานปัญหาที่พบบ่อยที่ผู้ป่วยต้องมาทำอวัยวะเทียมชิ้นใหม่ คือ การเปลี่ยนสีและความไม่แนบสนิทของอวัยวะเทียม แต่ไม่พบปัญหาการฉีกขาดหรือรอยสึกของอวัยวะเทียม ตรงกันข้ามกับการศึกษาอื่น ๆ ที่ยังพบการฉีกขาดของซิลิโคน โดยพบว่าการฉีกขาดและการเสื่อมสภาพของสมบัติเชิงกลเป็นเหตุผลที่พบบ่อยที่สุด และสีที่เปลี่ยนไปเป็นเหตุผลรองลงมา (5, 9, 11, 23) และรายงานของ Hatamleh M.M. และคณะในปี 2010 (24) พบว่าปัญหาที่ทำให้ต้องทำชิ้นงานใหม่คือ อวัยวะเทียมเปลี่ยนสี (71%) การขาดการบำรุงรักษา (41%) การฉีกขาดของซิลิโคน (37%) ความไม่แนบสนิทของอวัยวะเทียม (27%) adhesive deterioration (16%) การลอกเป็นชั้นของซิลิโคน (12%) ส่วนในมุมมองของผู้ป่วยจะมาทำอวัยวะเทียมใหม่เมื่อมีอวัยวะเทียมเปลี่ยนสี ฉีกขาด และการลอกเป็นชั้นของซิลิโคน (silicone delamination) (12, 22)

นอกจากนั้นการสัมผัสของอวัยวะเทียมกับสารคัดหลั่งจากผิว จะทำให้เกิดการสะสมของไบโอฟิล์ม (biofilm) บนผิวที่เป็นหลุมขนาดเล็กของวัสดุซิลิโคน ซึ่งการล้างทำความสะอาดไม่สามารถทำความสะอาดได้หมด นอกจากนี้ยังทำให้เกิดกลิ่นไม่พึงประสงค์และการติดเชื้อที่ผิวหนังและเนื้อเยื่อ (รูป 1.) (1, 7)



รูป 1. อวัยวะเทียมภายหลังจากการใช้งานมา 2 ปี

การศึกษาอื่น ๆ รายงานไปในทางเดียวกันว่า 2 ปัญหาหลักที่เกิดขึ้นกับอวัยวะเทียมคือ การเปลี่ยนสี และการเปลี่ยนแปลงสมบัติเชิงกายภาพ ซึ่งเป็นผลมาจากการสัมผัสกับสิ่งแวดล้อมภายนอก เครื่องสำอาง (25) มลพิษทางอากาศ (26, 27) การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิและความชื้น (20, 28) และรังสีอัลตราไวโอเล็ต (17, 29) ซึ่งโมเลกุลของพอลิเมอร์จะดูดซับรังสีอัลตราไวโอเล็ต เป็นผลให้โครงสร้างโมเลกุลสูญเสียเสถียรภาพ แต่หากได้รับพลังงานมากเกินไปจะเกิดการทำลายพันธะของโมเลกุล จึงเกิดการเปลี่ยนแปลงมิติ (dimensional change) การเปลี่ยนสี การสูญเสียความทึบ รอยแตกแยก และแข็งขึ้น ขณะที่สีที่เปลี่ยนไปเกิดจาก แสงแดด อุณหภูมิ ความชื้น มลพิษ (23) นิโคติน เซ็่อจูลินทรีย์ (12) รวมถึงการทำมาสะอาด (28, 30) การไม่ดูแลรักษาของผู้ป่วยหรือการดูแลรักษาผิดวิธี (19, 25) และไขมันจากผิวหนังมีผลต่อการเปลี่ยนสีของวัสดุซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ (19, 21, 31) เม็ดสีที่ใช้ทำ intrinsic color มีผลต่อการคงที่ของสี อาจป้องกันโดยเลือกใช้สีที่เหมาะสม (1, 19) โดย Han Y. และคณะในปี 2013 (32) พบว่าการใช้สารทึบแสง 3 ชนิด ได้แก่ titanium white dry pigment silicone intrinsic white และ UV mineral-based opacifier ช่วยทำให้เกิดการคงสภาพของสีได้

มีการศึกษาที่พบว่าสีที่เติมเข้าไปมีผลต่อสมบัติเชิงกลและกายภาพของวัสดุ (15) Beumer J. และคณะ ปี 1969 (33) พบว่า oil paint มีผลต่อการบ่มตัวของ MDX4-4210 ในปี 1980 Yu R. และคณะ (5) พบว่าเม็ดสีมีผลต่อสมบัติเชิงกลและกายภาพของ MDX4-4210 แต่ไม่มีผลต่อการใช้งานทางคลินิก และจากการศึกษาของ Yu R. และคณะในปี 1979 (34) พบว่าคราบสี (stain) ที่ติดอยู่บนวัสดุซิลิโคน เช่น ลิปสติก (lipstick) สีย้อมสีน้ำตาล (Bismark brown) และเมทิลีนบลู (methylene blue) สามารถกำจัดออกด้วยการแช่น้ำยา n-hexane เป็นเวลา 2 วัน โดยไม่พบการเปลี่ยนแปลงสีของวัสดุ และไม่พบทั้งการเปลี่ยนแปลงมิติ (dimensional change) ความแข็ง (hardness) และค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength) (35)

ปี 2013 Eleni P.N. และคณะ (13) ได้ทำการทดลองโดยนำซิลิโคน (polydimethylsiloxane; PDMS) และ คลอรีเนตพอลิเอทิลีน (chlorinated polyethylene; CPE) มาทำความสะอาดด้วยวิธีการต่าง ๆ คือ เตาไมโครเวฟ น้ำยาไฮโปคลอไรท์ สบู่อ่อนและน้ำยาฆ่าเชื้อ พบว่าทั้ง 4 วิธีทำให้วัสดุทั้ง 2 เกิดการเปลี่ยนแปลงความแข็ง (hardness) แต่เตาไมโครเวฟทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงมากที่สุดคือวัสดุคลอรีเนตพอลิเอทิลีนมีความแข็งเพิ่มขึ้น

## 2. สมบัติของวัสดุในอุดมคติและวัสดุที่ใช้ในงานบูรณะใบหน้าในและขากรรไกรปัจจุบัน

### 2.1 สมบัติของวัสดุในอุดมคติในงานบูรณะใบหน้าในและขากรรไกร (Ideal properties of maxillofacial materials)

Lewis D.H. และ Castleberry D.J. ในปี 1980 (36) รายงานสมบัติของวัสดุที่ในอุดมคติของงานประดิษฐ์ขากรรไกรและใบหน้า ดังนี้

- สมบัติการขึ้นรูป (Processing characteristics)

จากตาราง 1. วัสดุควรมีระยะเวลาทำงาน (working time) และความหนืด (viscosity) ที่เหมาะสม โดยความหนืดควรมีค่าต่ำเพื่อให้ไหลแม่ไปตามแม่พิมพ์ (mold) ได้ทั่วถึง แต่ค่าต้องสูงพอที่จะผสมกับเม็ดสีให้ลอยตัวได้ การเปลี่ยนสถานะของวัสดุจากของเหลว (liquid) ไปเป็นยาง (rubber) ควรเกิดขึ้นได้ที่อุณหภูมิห้อง หรืออุณหภูมิต่ำพอที่จะใช้งานร่วมกับแม่พิมพ์ยิปซัม (gypsum mold) ได้

ตาราง 1. สมบัติการขึ้นรูปของวัสดุในอุดมคติ

สมบัติการขึ้นรูป	ค่าในอุดมคติ
ความหนืด (Viscosity)	< 75,000 cps
สี (Color)	Colorless
ระยะเวลาทำงาน (Working time)	15 ถึง 60 นาที
อุณหภูมิการบ่มตัว (Curing temperature)	< 100 องศาเซลเซียส
ระยะเวลาการบ่มตัว (Curing time)	1 ถึง 2 ชั่วโมง

- สมบัติการใช้งาน (Performance characteristics)

ค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength) ค่าการยืดตัว ณ จุดขาด (elongation at break) และค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) เป็นตัวชี้วัดว่าวัสดุจะยึดหยุ่นตามเคลื่อนไหวของใบหน้าและสามารถต้านทานการฉีกขาดขณะใช้งานและการดูแลรักษาได้ วัสดุที่ดีควรมีค่าความทนต่อการฉีกขาดสูง และค่าความแข็งต่ำ แต่หากค่าสูงหรือต่ำมากจนเกินไปก็ไม่เหมาะสมจะนำมาใช้งานโดยควรมีค่าอยู่ในช่วงที่กำหนดตามตาราง 2.

ค่า Tg (glass-transition temperature) ของวัสดุควรต่ำพอที่เมื่อสภาพอากาศเย็น วัสดุจะยังคงความอ่อนนุ่มอยู่ และจะต้องไม่เสียรูปเมื่อต้มในน้ำเดือดหรืออบไอน้ำ นอกจากนี้วัสดุจะยังคงคงรูปอยู่ได้แม้จะสัมผัสกับแสงแดดหรือสภาพแวดล้อมต่าง ๆ

ตาราง 2. สมบัติเชิงกลและกายภาพของวัสดุในอุดมคติ

สมบัติเชิงกลและกายภาพ	ค่าในอุดมคติ
ค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength)	30 ถึง 100 ppi
ค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength)	1,000 ถึง 2,000 psi 6.89-13.79

ค่าการยืดตัว ณ จุดขาด (elongation at break)	400% ถึง 800%
ค่าความแข็ง (hardness)	25 ถึง 35 Shore A

นอกจากนั้นวัสดุในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกรควรประกอบด้วยสมบัติอื่น ๆ ดังต่อไปนี้ (23, 28, 35, 37, 38)

- ขึ้นรูปได้ง่ายด้วยแม่พิมพ์
- สามารถผสมสีได้ทั้ง external และ internal color
- มีความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับผิวหนังและเนื้อเยื่อ
- มีเสถียรภาพของโครงสร้างเคมีภายใต้สภาพอากาศปกติ
- สามารถต้านทานการสึกและฉีกขาดเมื่อวัสดุมีความบาง
- มีการคงสภาพของสีจากแสงแดดและสารคัดหลั่งจากผิวหนังเมื่อใช้งานเป็นระยะเวลานาน
- สามารถทำชิ้นงานที่สองขึ้นมาได้ง่าย โดยไม่จำเป็นต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญ
- มีความโปร่งแสง
- นำความร้อนต่ำ
- เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย

จาก systematic review และ meta-analysis โดย Rahman A.M. และคณะในปี 2019 (39) พบว่าปัจจุบันยังไม่มีวัสดุใดที่มีสมบัติในอุดมคติครบในวัสดุเดียว Aziz T. และคณะในปี 2003 (40) ได้อธิบายว่าซิลิโคนอีลาสโตเมอร์แต่ละชนิดมีสมบัติเชิงกลและกายภาพต่างกันเนื่องจากมีระบบการเชื่อมโยงข้าม (cross-linking) น้ำหนักโมเลกุล (molecular weight) ความหนาแน่นของการเชื่อมโยงข้าม (cross-link density) และสารเติมแต่ง (filler) ที่แตกต่างกัน

## 2.2 วัสดุที่ใช้ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกรในปัจจุบัน (Current maxillofacial materials)

### 2.2.1 ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ (Silicone elastomer)

ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ถูกนำมาใช้ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกรกว่า 60 ปี (1, 41) ซึ่งถูกนำมาใช้ครั้งแรกโดย Barnhart ในปี 1960 และได้รับความนิยมอย่างมาก (42) เนื่องจากวัสดุมีความยืดหยุ่น (flexibility) เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) และมีความโปร่งแสง (translucency) ที่เหมาะสม สามารถทำได้ทั้ง external staining และ internal staining ขึ้นรูปชิ้นงานและทำความสะอาดได้ง่าย (10, 27) นอกจากนี้วัสดุมีความเหนียวทางเคมี ความแข็งแรง ความคงทนที่ดี แต่อย่างไรก็ตามยังพบการเปลี่ยนแปลงของสีตลอดเวลาซึ่งเป็นข้อจำกัดของซิลิโคน (23) เมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุชนิดอื่นพบว่าซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิดวัลคาไนเซชันที่อุณหภูมิห้อง (room temperature vulcanized; RTV) มีสมบัติต่าง ๆ เหนือต่อวัสดุตัวอื่นคือ พอลิเมทิลเมทาคริเลต (polymethyl methacrylate; PMMA) พอลิไวนิลคลอไรด์ (polyvinyl chloride) และพอลิยูรีเทน

(polyurethane) (25, 27, 43) จากการศึกษาของ Kiat-amnuay S. และคณะในปี 2010 (44) ทำการสำรวจ ความชอบวัสดุ 2 ชนิด คือ ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์และคลอรีนตพอลิเอทิลีน (chlorinated polyethylene) ซึ่งเป็น วัสดุใหม่ ในผู้ป่วยที่เคยใส่อวัยวะเทียมชนิดซิลิโคน และผู้ป่วยที่ไม่เคยใส่อวัยวะเทียมมาก่อน พบว่าผู้ป่วยที่เคยใส่ อวัยวะเทียมชนิดซิลิโคนมาก่อนชอบซิลิโคนอีลาสโตเมอร์มากกว่า ขณะที่ผู้ป่วยที่ไม่เคยใส่อวัยวะเทียมมาก่อนไม่ได้ ชอบวัสดุตัวใดมากกว่า

ซิลิโคนประกอบด้วยสารประกอบทั้งอนินทรีย์ (inorganic) และอินทรีย์ (organic) โดยโครงสร้างทางเคมี คือ polydimethylsiloxane ซึ่งมี Si-O-Si เป็นสายโซ่ตรงกลาง (main chain) และ Si-C เป็นสายโซ่ข้าง (side group) เป็นผลให้ซิลิโคนมีความยืดหยุ่น (flexible) ความหนืดต่ำ (low viscosity) ความตึงผิวต่ำ (low surface tension) และ T<sub>g</sub> ต่ำ เมื่อซิลิโคนและเมทิลคลอไรด์ (methyl chloride) ทำปฏิกิริยากันได้ dimethyldichlorosilane ซึ่งเมื่อรวมกับน้ำจะได้ซิลิโคนที่เป็นสีขาวและโปร่งแสง (translucent) ที่ความหนืดต่าง ๆ ขึ้นกับความยาวของสายโซ่ ซิลิโคนจะใส่สารเติมแต่ง (filler) เพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้กับซิลิโคน เช่น fumed silica precipitated silica และ aero gel และซิลิโคนจะต้องทำให้เกิดการคงรูปของวัสดุโดยการเกิดวัลคาไนเซชัน (vulcanization) ซึ่งคือการเกิดการเชื่อมโยงข้าม (cross-linking) จะเกิดขึ้นจากการเติมสารต้านอนุมูลอิสระ (antioxidants) และสารที่ทำให้เกิดการเชื่อมโยงข้าม (vulcanizing agents) (42)

การจัดแบ่งกลุ่มของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์สามารถแบ่งตามโครงสร้างเคมีหรือตามกระบวนการเกิด การเชื่อมโยงข้าม (cross-linking)

- ตามโครงสร้างเคมีจัดแบ่งเป็น 4 กลุ่ม (43)

1. Polydimethylsiloxanes
2. Methylvinyl dimethylsiloxanes
3. Phenyl dimethylsiloxanes
4. Fluorodimethylsiloxanes

พอลิไดเมทิลซิลอกเซน (polydimethyl siloxanes) และ เมทิลไวนิลไดเมทิลซิลอกเซน (methylvinyl dimethyl siloxanes) จัดเป็นซิลิโคนประเภททางการแพทย์ (medical grade) โดยยังไม่มี รายงานผลข้างเคียงจากการใช้วัสดุประเภทนี้ ถูกนำมาใช้เป็นวัสดุหลักในการทำอวัยวะเทียมบริเวณ ใบหน้า การใส่สารเติมเต็ม (filler) เข้าไปเป็นส่วนช่วยปรับปรุงสมบัติของซิลิโคนให้ดีขึ้น เมื่อซิลิโคนเกิดการ เชื่อมโยงข้าม (cross-linking) มากขึ้นจะทำให้โครงสร้างเกิดการฉีกขาดได้ยากขึ้น และเสื่อมสภาพช้าลง จากสภาวะแวดล้อมภายนอก

- ตามกระบวนการเกิดวัลคาไนเซชัน (vulcanization) จัดแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มคือ ซิลิโคนที่เกิดวัลคา ไนเซชันที่อุณหภูมิห้อง (Room Temperature Vulcanized; RTV) และกลุ่มที่เกิดวัลคาไนเซชันด้วยความร้อน (Heat Temperature Vulcanized; HTV) (15, 42)



### 2.2.1.1. Room temperature vulcanizing silicone (RTV)

#### 1. ชนิดเกิดการเชื่อมโยงข้าม (cross-linking) โดยการควบแน่น (condensation reaction)

ซิลิโคนชนิดนี้มีข้อจำกัดคือ เกิดผลพลอยได้ มีระยะเวลาการบ่มตัวที่นานซึ่งไม่เหมาะสมที่จะขึ้นรูปด้วยแม่พิมพ์ และมีค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) ต่ำ (42)

ตัวอย่างซิลิโคนชนิดนี้คือ Medical Adhesive Type A (Dow Corning, MI, USA) ซึ่งมี methyl triacetoxy silane เป็นสารทำให้เกิดการเชื่อมโยง (cross-linking agent) โดยการเกิดพอลิเมอไรเซชัน (polymerization) จะอาศัยโมเลกุลของน้ำเข้าไปสลายพันธะ (hydrolysis) ของ silane แล้วจึงเกิดการเชื่อมโยงข้ามแบบควบแน่น (condensation) ตามอุณหภูมิห้อง มีกรดอะซิติก (acetic acid) เป็นผลพลอยได้ (by-product) (42) และเนื่องจาก Medical Adhesive Type A อาศัยความชื้นในการบ่มตัวจึงใช้เวลาในการบ่มตัวที่นาน ดังนั้นวัสดุตัวนี้จึงถูกนำมาใช้ในการเติมแต่งสีภายนอกชิ้นงานแทน (27) ขณะเดียวกันข้อจำกัดของ Medical Adhesive Type A คือเมื่อสัมผัสกับน้ำเพื่อบ่มตัวจะค่อนข้างแข็ง (rigid) (45) ในปี 1987 Farah J.W. และคณะ (45) ได้ทำการศึกษาสมบัติของซิลิโคน 2 ชนิดมาผสมกันโดยนำ Medical Adhesive Type A มาผสมกับ MDX4-4210 ที่สัดส่วนต่าง ๆ โดยนำ Silastic Adhesive Type A (dimethylsiloxane triacetoxy-terminated silane) มาผสมกับส่วน base ของ MDX4-4210 (vinyl-terminated dimethylsiloxane) ซึ่งพบว่าการเติมส่วน base ของ MDX4-4210 ช่วยลดความแข็ง (hardness) และเพิ่มร้อยละการยืดตัว (percentage elongation) แต่การเติม MDX4-4210 เกินกว่าร้อยละ 50 จะทำให้ซิลิโคนไม่บ่มตัว

#### 2. การเกิดการเชื่อมโยงข้าม (cross-linking) โดยการเติม (addition reaction)

การเกิดปฏิกิริยาเกิดจากการเติมหมู่ silyl hydride (-SiH) เข้าที่หมู่ไวนิล (vinyl; CH<sub>2</sub>=CH-) โดยใช้แพลทินัม (platinum) เป็นตัวเร่ง (catalyst) ซิลิโคนชนิดนี้ในความเป็นจริงแล้วจะไม่ได้เกิดวัลคาไนเซชันที่อุณหภูมิห้องจริง การบ่มตัวจะเกิดขึ้นจากความร้อน โดยซิลิโคนชนิดนี้จะมีค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) สูงกว่าชนิดที่เกิดการควบแน่น อย่างไรก็ตามข้อจำกัดคือ เป็นวัสดุไม่ชอบน้ำ (hydrophobic) ทำให้ยึดกับ non-silicone based adhesives ไม่ดี (42) และมีตัวหน่วง (inhibitor) คือ ซัลเฟอร์ (sulfur) ไนโตรเจนออกไซด์ (nitrogen oxide) สารประกอบออร์แกโนทิน (organo-tin compounds) สารประกอบออร์แกโนเมทัลลิก (organo-metallic compounds) และ คาร์บอนมอนอกไซด์ (carbon monoxide) ตัวอย่างซิลิโคนในกลุ่มนี้คือ MDX4-4210 A-2186 A-2000 และ VST-50 โดย MDX4-4210 และ A-2186 ถูกใช้กันอย่างกว้างขวาง (27)

ตาราง 3. ข้อดีและข้อจำกัดของซิลิโคนชนิดที่เกิดวัลคาไนเซชันที่อุณหภูมิห้อง (RTV) (43)

ข้อดี	ข้อจำกัด
อัตราส่วนผสมของตัวเร่งปฏิกิริยามีผลต่อระยะเวลาการเกิดวัลคาไนเซชัน ดังนั้นสามารถปรับลดเวลาได้	วัสดุด้านความเค้นได้ดี แต่เมื่อเกิดรอยฉีกขาดแม้เพียงเล็กน้อยแล้วจะทำให้เกิดรอยขาดยาวต่อเนื่องได้ง่าย เรียกว่า zipper effect
สามารถใช้กับแม่พิมพ์ปั๊มได้	แข็งแรงน้อยกว่าพีวีซีเหลว (PVC Plastisol)
สามารถสร้างชิ้นงานในห้องปฏิบัติการทางทันตกรรมได้	มีความแข็งแรงเหนือเยื่อมนุษย์ เช่น แก้ม
ความเฉื่อยต่อเซลล์สิ่งมีชีวิต (Biological inertness)	มีน้ำหนัก (heavy)
ผสมใช้งานง่าย	สีที่ผสมภายในเนื้อวัสดุ (intrinsic color) จะทำให้ชิ้นงานมีสีพื้นสีเดียว (monotone)
เติมแต่งได้ง่าย	-

#### 2.2.2.2 Heat temperature vulcanizing (HTV)

ซิลิโคนจะมีสีขาวทึบ ความหนืดสูง ความข้นเหลวเหมือนพัตตี้ (putty-like consistency) วัสดุมีทั้งแบบที่ประกอบด้วยส่วนผสม 2 ส่วนและ 1 ส่วน (42)

ซิลิโคนชนิดนี้จะเกิดวัลคาไนเซชันแบบเติมอนุมูลอิสระ (free radical addition reaction) โดยเริ่มจากความร้อนจะไปสลายสารริเริ่ม (initiator) หรือสารทำให้เกิดการเชื่อมโยง (cross-linking agent) ซึ่งก็คือ 2, 4 dichloro benzoyl peroxide เกิดเป็นอนุมูลอิสระซึ่งจะไปเชื่อมโยงให้ polydimethylvinyl siloxane copolymer เกิดเป็นโครงสร้างสามมิติขึ้นมา และแพลทินัมเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา (catalyst) ปฏิกิริยานี้จะไม่มีผลพลอยได้ (by-product) มีซิลิกาเป็นสารเติมเต็ม (filler) การขึ้นรูปจะใช้อุณหภูมิ 180 ถึง 220 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาทีภายใต้ความกดอากาศ และใช้แม่พิมพ์โลหะ (metal mold) ข้อดีและข้อจำกัดเป็นไปตามตาราง 4. ตัวอย่างซิลิโคนชนิดนี้คือ Silastic 372 373 และ SE-4524U (42)

ตาราง 4. ข้อดีและข้อจำกัดของซิลิโคนชนิดที่เกิดวัลคาไนเซชันด้วยความร้อน (HTV) (42)

ข้อดี	ข้อจำกัด
มีสมบัติเชิงกลที่ดี คือ ความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) ความทนต่อการฉีกขาด (tensile strength) และการยืดตัว (elongation)	ความสวยงามน้อยเพราะมีความทึบ
มีเสถียรภาพของอุณหภูมิ สี และสมบัติทางเคมี	ขึ้นรูปและเติมแต่งสียาก
-	ความยืดหยุ่นต่ำ (elasticity)

จากตาราง 5. RTV จะไม่ได้แข็งแรงเท่า HTV แต่เมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุกลุ่มอื่น ทั้ง RTV และ HTV ก็มีค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) ค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength) และร้อยละการยืดตัวที่สูงมาก (42)

ตาราง 5. เปรียบเทียบสมบัติเชิงกลระหว่าง RTV และ HTV

สมบัติ	RTV	HTV
ค่าความทนต่อแรงดึง (MPa)	5.87	4.20
การยืดตัว (%)	441	445

### 2.2.2 เม็ดสี (Pigment)

- เม็ดสีถูกแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มตามองค์ประกอบหลัก (46)

1. Organic เป็นกลุ่มที่มีต้นกำเนิดมาจากสัตว์ หรือพืชผัก ที่มีองค์ประกอบของคาร์บอน และไฮโดรเจน อาจกล่าวได้ว่า organic pigment มีความคงทนน้อยกว่าและเสื่อมสภาพได้ง่ายจากสภาวะแวดล้อมภายนอก

2. Inorganic เป็นกลุ่มที่มีต้นกำเนิดมาจากแร่ธาตุ ที่ไม่มีองค์ประกอบของคาร์บอนและไฮโดรเจน แต่มีอะตอมโลหะ อาจมาจากพื้นดิน ได้แก่ ochre, raw umber, burnt umber, burnt sienna หรือได้จากการสังเคราะห์ cadmium yellow และ zinc oxide ซึ่งแต่ละเม็ดสีจะประกอบด้วยอะตอมโลหะแตกต่างกันไป ตามตาราง 6.

ตาราง 6. ตัวอย่างเม็ดสีและองค์ประกอบทางเคมี

Common name	Chemical type	Chemical formula
Burnt sienna	Inorganic/Iron oxide	$\text{Fe}_2\text{O}_3$
Cadmium-barium red	Inorganic synthetic/Cadmium	$\text{Cd}_x\text{Cd}_y\text{Ba}_z\text{So}_4$
Titanium white	Inorganic synthetic/Opaque white	$\text{TiO}_2$
Yellow ochre	Inorganic/ Colored oxide of iron	$\text{Fe}_2\text{O}_3\cdot\text{H}_2\text{O}$

- เม็ดสีทำให้เกิดสีที่อวัยวะเทียมได้ 2 วิธี (15)

1. สีภายในเนื้อวัสดุ (intrinsic coloration) เพื่อให้วัสดุมีสีพื้นใกล้เคียงกับสีผิวใบหน้า โดยจะผสมสีเข้าไปที่วัสดุตั้งแต่ก่อนเกิดการบ่มตัว

2. สีภายนอกวัสดุ (extrinsic coloration) เพื่อแต่งสีบนวัสดุให้มีรายละเอียดเหมือนจริงในขั้นสุดท้าย โดยผสมเข้ากับ medical grade silicone adhesive หรือถ้าต้องการให้เหลืองมากขึ้นอาจเติมไซลีน (xylene) เข้าไป และเช็ดออกได้โดยใช้คลอโรฟอร์ม (chloroform)

### 2.2.3 สารทึบแสง (Opacifier)

จากการศึกษาของ Nguyen C.T. และคณะในปี 2013 (47) พบว่าการใส่สารทึบแสงในซิลิโคน ไม่ได้ช่วยลดการเสื่อมสภาพของวัสดุจากสภาพอากาศภายนอกได้ และสารทึบแสงต่างชนิดก็มีผลต่อสมบัติเชิงกลต่างกัน โดยพบว่า titanium white dry pigment ช่วยคงสภาพสมบัติเชิงกลของซิลิโคน MDX4-4210 ได้ดีที่สุดในเมื่อเทียบกับ silicone white intrinsic opacifier และ UV mineral-base opacifier

ในปี 2002 Kiat-amnuay S. และคณะ (29) ได้ทำการศึกษาพบว่าการใช้สารทึบแสง (opacifier) ชนิด 10% artskin และ 10% titanium white dry earth pigment ช่วยให้เกิดการเปลี่ยนแปลงสีน้อยลงได้สำหรับซิลิโคนชนิด A-2186 และจากการศึกษาของ Han Y. และคณะในปี 2013 (32) พบว่าการใช้ 10% โดยปริมาตรของสารทึบแสง (opacifier) ช่วยคงสภาพของสีได้

## 2.3 ผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ (Products)

### 2.3.1 Silicone VST-50 (Factor II Inc., Lakeside, AZ, USA)

เป็นซิลิโคนที่มีใช้เทคโนโลยีใหม่ ใช้ชื่อว่า VerSiTal (VST) (รูป 2.) บ่มตัวด้วยปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติม (addition cure) มีแพลทินัมเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ซิลิโคนจะบ่มตัวที่อุณหภูมิ 24 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 50



รูป 2. ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50

### ลักษณะทั่วไป (General properties)

- ทำให้เกิดการบ่มตัวได้ที่อุณหภูมิห้อง
- ประกอบด้วยส่วนผสม 2 ส่วนคือเบส (base) และตัวเร่งปฏิกิริยา (catalyst)

สมบัติเชิงกลและกายภาพของวัสดุหลังการบ่มตัว (The physical and mechanical properties of cured material) ตามตาราง 7.

ตาราง 7. สมบัติของ VST-50

	ค่า	หน่วยวัด
สี (color)	ใส (translucent)	
ความข้นเหลว (consistency)	เหลว (liquid)	
ความแข็ง (hardness)	30	Shore A
ค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength)	7.1 (1035 psi)	MPa
ค่าการยืดตัว (elongation)	650	%
ค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength)	22.77	kN/m

#### การผสม (Mixing)

- อัตราส่วนการผสมคือ เบส (base) : ตัวเร่ง (catalyst) = 10 : 1 โดยน้ำหนัก
- ใช้บรรจุภัณฑ์ที่ทำด้วยแก้ว สแตนเลสตีล (stainless steel) หรือ พอลิโพรพิลีน (polypropylene) ทรงกระบอก

#### การบ่มตัว (Curing)

- บ่มตัวที่อุณหภูมิห้อง 24 องศาเซลเซียส 24 ชั่วโมง (overnight)
- อุณหภูมิและความชื้นที่สูงขึ้นจะไปลดอายุการใช้งานของวัสดุ การบ่มตัวที่เร็วขึ้นจะมีผลต่อการไหลแผ่ (flow) ของวัสดุ
- อุณหภูมิและความชื้นที่ลดลง จะไปเพิ่มอายุการใช้งานของวัสดุ การบ่มตัวที่ช้าลงจะไปเพิ่มเวลาการไหลแผ่ของวัสดุ (flow time) แต่ไม่ควรลดต่ำกว่า 20 องศาเซลเซียส

#### 2.3.2 Silicone M511 (Technovent Ltd., Bridgen, South Wales, UK) (48)

เป็นซิลิโคนที่นิยมใช้ในยุโรป (49) บ่มตัวด้วยปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติม (addition cure) มีแพลทินัมเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ซิลิโคนจะบ่มตัวที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง

#### ลักษณะทั่วไป (General properties)

- ประกอบด้วยส่วนผสม 2 ส่วนคือเบส (base) และตัวเร่งปฏิกิริยา (catalyst)
- อัตราส่วนการผสมคือ เบส (base) : ตัวเร่ง (catalyst) = 10 : 1 โดยน้ำหนัก
- หลีกเลียงถุงมือลาเท็กซ์ (latex) และส่วนประกอบทิน (tin compound) ซึ่งมีผลยับยั้งการทำงานของแพลทินัม

สมบัติเชิงกลและกายภาพของวัสดุหลังการบ่มตัว (The physical and mechanical properties of cured material)

- ค่าความแข็ง (Shore A) 25
- สามารถผสมกับสารที่ทำให้อ่อนนุ่ม (softening agent) จะมีค่าความแข็ง (Shore A) 15-20

### 2.3.3 Functional intrinsic silicone pigment (Factor II Inc., Lakeside, AZ, USA)

- เป็นเม็ดสีชนิดซิลิโคนที่ใช้สำหรับผสมในเนื้อวัสดุก่อนบ่มตัว ผลิตจากผงเม็ดสีผสมในสารที่ทำให้เกิดการเชื่อมโยง ผู้ผลิตอ้างว่าสามารถเข้ากันได้กับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่บ่มตัวด้วยแพลทินัม
- เป็นเม็ดสีแบบ inorganic ซึ่งประกอบด้วยออกไซด์ของโลหะชนิดต่าง ๆ เช่น เม็ดสีสีขาวจะประกอบด้วยไทเทเนียมไดออกไซด์ ( $\text{Ti}_2\text{O}$ ) (รูป 3. และ 4.) ซึ่งเม็ดสีสีขาวจะเป็นสารทึบแสง



รูป 3. เม็ดสีชนิดซิลิโคน



รูป 4. เม็ดสีชนิดซิลิโคน สีขาว

### 3. การทำความสะอาดอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้า

ปี 2012 Ariani N. และคณะ (50) รายงานการพบเชื้อแบคทีเรียและยีสต์บนอวัยวะเทียมที่ทำด้วยซิลิโคน และเชื่อว่าป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงสี และทำให้เกิดกลิ่นไม่พึงประสงค์ (1) ดังนั้นการดูแลทำความสะอาดอวัยวะเทียมเป็นสิ่งที่ต้องเน้นย้ำกับผู้ป่วยทั้งอวัยวะเทียมและรากเทียม (51) เพื่อลดการเกิด peri-implantitis ในผู้ป่วยที่ฝังรากเทียม การดูแลรักษาอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้า แนะนำให้แช่น้ำยาเคมีโดยใช้น้ำเปล่า

ร่วมกับสบู่อ่อน (neutral soap) หรือคลอโรเฮกซิดีน (chlorhexidine) ซึ่งมีความเป็นพิษต่ำ และควรถอดออกก่อนเข้านอน ล้างทำความสะอาดวันละ 2 ถึง 3 ครั้งต่อวัน อย่างสม่ำเสมอเพื่อลดการติดเชื้อ (14)

การใช้น้ำยาทำความสะอาดอคริลิกฐานฟีนีลีน อาจถูกดูดซึมด้วยอวัยวะเทียมและล้างออกได้ไม่หมด ซึ่งอาจมีผลต่อช่องปากได้ (52) การใช้แปรงขัดไม่สามารถกำจัดเชื้อจุลินทรีย์ออกได้ทั้งหมดและยังทำให้เกิดการสึกของอวัยวะเทียม แต่อาจใช้การแปรงทำความสะอาดเบา ๆ ร่วมกับสบู่อ่อนบริเวณรากเทียมได้ (51)

#### 4. การใช้เตาไมโครเวฟเพื่อทำให้น้ำร้อน

##### 4.1 สมบัติเตาไมโครเวฟ (Properties of microwave oven)

ไมโครเวฟเป็นคลื่นวิทยุประกอบด้วยสเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (electromagnetic spectrum) ตั้งแต่ความถี่ 300 ถึง 300,000 MHz โดยเตาไมโครเวฟที่ใช้ในครัวเรือนจะมีคลื่นความถี่อยู่ที่ 2450 MHz (2.45 GHz) (53)

คลื่นไมโครเวฟถูกสร้างมาจากแมกนีตรอน (magnetron) ที่ส่งผ่านมาทางเวฟไกด์ (waveguide) โดยจะพบคลื่นวิทยุในเตาไมโครเวฟเป็นลักษณะไม่เป็นระเบียบ (nonuniform) ทำให้เกิด cold spot ซึ่งคือจุดที่ไม่ถูกทำให้เกิดความร้อน ดังนั้นเตาไมโครเวฟโดยส่วนใหญ่จะมีถาดหมุนอยู่ภายในเตาเพื่อลดการเกิด cold spot (53) การที่เตาไมโครเวฟมีทั้ง hot และ cold spots ทำให้พบว่ายังมีเชื้อจุลินทรีย์หลงเหลืออยู่ในอาหารที่ปรุงสุกแล้ว (54)

โลหะมีสมบัติสะท้อนต่อคลื่นไมโครเวฟ (reflective) และจะไม่เกิดความร้อน ในขณะที่ฟีนีลีนฐานอคริลิกเรซินมีสมบัติยอมให้คลื่นไมโครเวฟผ่านได้ (transparent) ก็คือไม่ดูดกลืนและไม่สะท้อนคลื่นไมโครเวฟ จึงไม่เกิดความร้อน แต่น้ำมีสมบัติดูดกลืนคลื่นไมโครเวฟ (absorbent) จึงเกิดความร้อนขึ้น (55)

การใช้งานเตาไมโครเวฟเพื่ออบวัตถุที่ไม่ดูดกลืนคลื่นไมโครเวฟเปรียบได้กับใช้งานเตาอบเปล่า เพราะพลังงานที่ไม่ถูกดูดกลืนจะสะท้อนกลับไปยังแมกนีตรอน (53) เมื่อมีวัตถุที่ไม่ดูดกลืนแต่สะท้อนคลื่นไมโครเวฟกลับไป ที่ต้นกำเนิดหรือแมกนีตรอน และเมื่อสะท้อนกลับเกินกว่าความสามารถของอากาศภายในจะกำจัดออกได้ จะเกิดเป็นอาร์ค (arc) ซึ่งอาร์คจะไปทำลายเวฟไกด์ได้ เพื่อป้องกันการทำลายเวฟไกด์อาจใช้วัตถุที่มีสมบัติดูดกลืนคลื่นไมโครเวฟร่วมด้วย เพื่อลดการสะท้อนของโลหะ และโลหะได้รับการป้องกันด้วยฉนวน กรณีทำลายเครื่องมือที่เป็นโลหะควรจะทำในระยะเวลาที่สั้น (53)

ปัญหาที่ต้องตระหนักถึงก่อนใช้เตาไมโครเวฟ (53, 56)

- ในเตาอบจะมีบริเวณที่เป็น cold spots เนื่องจาก nonuniform ของคลื่นไมโครเวฟ
- กรณีที่วัตถุสะท้อนคลื่นไมโครเวฟกลับไปจำนวนมาก จะมีผลต่อแมกนีตรอนจนเสียหายได้
- ระวังการทำลายเตาไมโครเวฟจากอาร์คซึ่งเกิดมาจากการสะท้อนคลื่นกลับของโลหะ

##### 4.2 ความร้อนจากไมโครเวฟ (Microwave heating)

พลังงานไมโครเวฟเองไม่ใช่พลังงานความร้อน (thermal energy) แต่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของพลังงาน (energy conversion) กลไกการเกิดความร้อนเนื่องมาจากการที่วัตถุดูดซับพลังงานไมโครเวฟเนื่องจากการมีสมบัติไดอิเล็กทริก ทำให้เกิดพลังงานความร้อนขึ้นภายในวัตถุ (dielectric heating) วัสดุที่สามารถเกิดความร้อน

แบบไดอิเล็กทริกได้จะต้องเป็นวัสดุที่มีสมบัติที่ตอบสนองต่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กล่าวคือ จะต้องเป็นวัสดุที่มีโครงสร้างโมเลกุลแบบมีขั้วหรือประกอบไปด้วยน้ำซึ่งมีโมเลกุลแบบมีขั้วเช่นกันเป็นองค์ประกอบ

การเกิดความร้อนภายในวัตถุที่สัมผัสกับคลื่นไมโครเวฟนั้นมาจากกลไก 2 ประการได้แก่

1. การเคลื่อนที่ของไอออนเมื่ออยู่ในสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (ionic polarization) เมื่ออนุภาคที่มีประจุในวัตถุสัมผัสกับคลื่นไมโครเวฟ อนุภาคอิสระ (free ions) จะเกิดการสั่นและเคลื่อนที่ในสนาม และเกิดการชน (collisions) หรือเสียดสีกับอนุภาคที่อยู่ข้างเคียงเป็นผลให้เกิดความร้อนขึ้นในวัตถุนั้น

2. การหมุนของสารประกอบที่มีขั้ว (dipole rotation) พบได้ในวัสดุที่มีขั้ว (polar materials) เช่น วัสดุไนไตรล์ (nitrile) และนีโอพรีนพอลิเมอร์ (neoprene polymer) สนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะทำให้โมเลกุลของวัสดุที่มีโครงสร้างแบบมีขั้ว (dipolar molecules) ซึ่งมีขั้วไฟฟ้าที่เป็นขั้วบวกและขั้วลบพยายามเรียงตัวตามทิศทางของสนามคลื่นที่ส่งผ่านเข้ามาทำให้เกิดการเสียดสีกันของโมเลกุล เกิดเป็นความร้อนกระจายทั่วภายในเนื้อวัสดุหรือการถ่ายเทพลังงานจากคลื่นไปยังวัสดุ

ค่าคงที่ไดอิเล็กทริก (dielectric constant) เป็นค่าที่บ่งบอกถึงความมีขั้วของวัสดุ (polarity) เช่น น้ำมีค่าคงที่ไดอิเล็กทริกเท่ากับ 78 ถึง 81 น้ำจึงเป็นโมเลกุลมีขั้ว (polar molecule) ซึ่งในสภาพปกติจะเรียงตัวอย่างไม่เป็นระเบียบ (random oriented) เมื่อผ่านสนามไฟฟ้ากระแสสลับเข้าไป ประจุบวกและลบในโมเลกุลจะหมุนตัวเพื่อเปลี่ยนทิศทางตามทิศของสนามไฟฟ้าสลับนั้น ๆ โดยการหมุนตัวกลับไปมาจะเกิดอย่างรวดเร็วตามความถี่ของไมโครเวฟคือ 915 หรือ 2,450 พันล้านครั้งต่อวินาที ทำให้เกิดความร้อนขึ้นและกระจายไปยังโมเลกุลข้างเคียง อันเป็นผลมาจากการชนระหว่างโมเลกุลของน้ำในอาหาร ขณะที่พอลิไธมอเทิลไซลอกเซนมีค่าคงที่ไดอิเล็กทริกเท่ากับ 2 ถึง 3 จึงเป็นวัสดุที่มีขั้วต่ำมาก อาจกล่าวได้ว่าวัสดุจะไม่เกิดการเคลื่อนที่เมื่อผ่านสนามไฟฟ้า

วัสดุที่มีโครงสร้างโมเลกุลแบบไม่มีขั้ว เช่น อากาศ เทฟลอน หรือแก้ว จะไม่สามารถดูดซับพลังงานจากคลื่นได้ โดยคลื่นจะผ่านทะลุเข้าไปในเนื้อวัสดุโดยไม่เกิดความร้อนหรือการเปลี่ยนแปลงใด ๆ เช่นเดียวกับยางธรรมชาติ (natural rubber) แต่สามารถทำให้ยางมีสมบัติไดอิเล็กทริกได้โดยการเติมคาร์บอนแบล็ค ส่วนวัสดุที่เป็นโลหะจะมีสมบัติสะท้อนคลื่นจึงไม่สามารถเกิดความร้อนขึ้น เหมาะสำหรับการทำโครงสร้างเตาและตัวสะท้อนคลื่น (57-61)

## 5. การศึกษาสมบัติเชิงกลของวัสดุที่ใช้ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกร

สมบัติเชิงกลของวัสดุแต่ละชนิดที่ได้จากการทดลองจะมีค่าต่างกัน เนื่องจากองค์ประกอบต่างกัน เช่น น้ำหนักสายโซ่โมเลกุล สารเติมแต่ง (filler) และปริมาณการเกิดการเชื่อมโยงข้าม (crosslinking) (40, 62, 63)

ในปี 2003 Aziz T. (40) และคณะได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่ใช้ในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกร 5 ชนิด ได้แก่ Cosmesil HC Cosmesil St A-2186 Prestige และ MED-4920 พบว่า A-2186 และ MED-4920 มีค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength), ค่าการยืดตัว ณ จุดขาด (elongation at break) และค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) สูงมากกว่าชนิดอื่น ๆ เนื่องจากทั้ง 2 ชนิดประกอบด้วย high molecular weight PDMS chains ร่วมกับสารเติมเต็มซิลิกา ซึ่งการเกิดการเชื่อมโยงข้าม (cross-linking) ของสายโซ่โมเลกุลพอลิไธมอเทิลไซลอกเซนที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง จะทำให้มีความยืดหยุ่นสูง



(elastic) และความหนืดสูง (viscosity) โดย A-2186 ยังประกอบด้วย low หรือ medium molecular weight ทำให้การเชื่อมโยงข้ามมีความหนาแน่นมาก เป็นผลให้มีความทนต่อการฉีกขาด (tear resistance) มากที่สุด

ปี 1994 Dootz E.R. (18) และคณะได้เปรียบเทียบสมบัติเชิงกายภาพของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ 3 ชนิด ภายหลังจากจำลองการใช้งาน (accelerated aging) พบว่า MDX4-4210 มีค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength) และค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) น้อยสุด A-2186 มีค่าความทนแรงดึงมากที่สุด และ Cosmesil มีค่าความทนต่อการฉีกขาดมากที่สุด และในปี 2013 Nguyen C.T. และคณะ (47) ได้ให้ข้อสรุปจากห้องปฏิบัติการว่าจากการจำลองการใช้งาน มีผลให้ซิลิโคน MDX4-4210 มีความแข็ง (hardness) ค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) ค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength) และร้อยละการยึดตัวลดลงซึ่งสอดคล้องกับ Yu R. และคณะในปี 1980 (6) แต่จากการศึกษาของ Goiato M.C. และคณะ ปี 2009 (28) พบว่าระยะเวลาการเก็บรักษา (storage time) มีผลต่อซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ (MDX4-4210 และ Silastic 732 RTV) โดยมีผลให้ความแข็ง (shore A hardness) เพิ่มขึ้น ซึ่งเป็นผลมาจากพอลิเมอไรเซชัน (polymerization) อย่างต่อเนื่องร่วมกับการคายแก๊สอะซิติก (acetic acid) และฟอร์มาลดีไฮด์ (formaldehyde) และมีความหยาบ (roughness) เพิ่มขึ้น แต่ระยะเวลาการทำลายเชื้อ (disinfection period) ไม่มีผลต่อสมบัติเชิงกลของวัสดุ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Guiotto A. และคณะ ปี 2010 (37) ศึกษาความแข็งผิวของซิลิโคน MDX4-4210 ภายหลังจากเก็บรักษา และการทำความสะอาด พบว่าความแข็งผิวจะเพิ่มมากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป โดยความแข็งจะคงที่เฉพาะ 6 เดือน ถึง 1 ปีแรกเท่านั้น

จากการทดลองของ Eleni P.N. และคณะในปี 2011 (64) พบว่าสภาวะอากาศภายนอกซึ่งประกอบด้วย แสงแดด อุณหภูมิ และความชื้น ทำให้พอลิเมอร์เกิดการเสื่อมสภาพเชิงกายภาพและลักษณะทางเคมี และระยะเวลาที่สัมผัสกับอากาศภายนอกนานขึ้นจะทำให้พอลิเมอร์เสื่อมสภาพมากยิ่งขึ้น โดยเกิดได้จาก 2 แนวทางคือ เกิดการสร้างพันธะ เกิดการเชื่อมโยงข้ามมากขึ้น โครงสร้างตาข่ายของพอลิเมอร์จึงมีความหนาแน่นขึ้น ผลคือวัสดุมีความแข็งเพิ่มขึ้น อีกทางคือเกิดการทำลายพันธะ พอลิเมอร์ก็จะมีค่าความแข็งลดลง โดย ความแข็งมีความสำคัญเพราะสัมพันธ์กับความยืดหยุ่น (flexibility) ของวัสดุซึ่งควรใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อบริเวณใบหน้า โดยวัสดุควรมีความแข็ง (Shore A scale) อยู่ที่ 25 ถึง 30 ตามรายงานของ Lewis D.H. และ Castleberry D.J. ในปี 1980 (36)

## 6. วิธีการทดลองสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์

อวัยวะเทียมควรมีความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) ความทนต่อแรงดึง (tensile strength) และการยึดตัว ณ จุดขาด (elongation at break) ที่สูง รวมถึงความแข็ง (hardness) ควรใกล้เคียงกับผิวบริเวณที่มีความผิดปกติของผู้ป่วย (36, 40, 65) วัสดุที่นำมาทำอวัยวะเทียมควรได้รับการทดสอบสมบัติเชิงกลต่อไปนี้

6.1 ความทนต่อแรงดึง (tensile strength) คือความเค้น (stress) ที่มากที่สุดที่วัสดุสามารถต้านทานได้ก่อนจะแตกหัก ซึ่งมีผลต่อความคงทนของอวัยวะเทียม (47)

6.2 การยืดตัว ณ จุดขาด (elongation at break) บ่งบอกถึงความยืดหยุ่นทั้งหมดของอวัยวะเทียมและความสามารถในการขยับไปตามการเคลื่อนไหวของใบหน้า โดยร้อยละรวมของการยืดตัวคือทั้งอีลาสติก (elastic) และพลาสติก (plastic) (47)

6.3 ความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) เป็นการวัดความต้านทานต่อแรงฉีกขาด ซึ่งมีความสำคัญอย่างมากต่อการทำขอบอวัยวะเทียมให้บางกลืนไปกับผิวใบหน้า (47)

6.4 ความแข็ง (hardness) คือความต้านทานของวัสดุต่อการเจาะหรือการทำให้เป็นรอยขรุขระ (47)

โดยแต่ละการทดลองสมบัติเชิงกลจะเป็นไปตามมาตรฐานของสมาคมต่าง ๆ เช่น ISO (International Organization for Standardization) และ ASTM (American Society for Testing and Materials) จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่ามีให้เลือกใช้ทั้ง 2 มาตรฐาน (ตาราง 9.)

ตาราง 9. การศึกษาสมบัติทางกลของวัสดุซิลิโคนอีลาสโตเมอร์

ผู้เขียนและปีที่ตีพิมพ์ (Author, year)	วัสดุ (Material)	สิ่งแทรกแซง (Intervention)	มาตรฐานของการทดสอบเชิงกล		
			ความทนต่อแรงดึง (tensile strength) และการยืดตัว (elongation)	ความทนต่อการฉีกขาด (tear strength)	ความแข็ง (hardness)
Moor D.J., 1977 (66)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ MDX4-4210, 360 medical fluid และ Silastic 382	การเปรียบเทียบ	ASTM D412	ASTM D1938	ASTM D2240
Sanchez R.A., 1992 (67)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ MDX4-4210 และ A-2186	การเปรียบเทียบ	ASTM D412	ASTM D1938	ASTM D2240
Haug S.P., 1992 (25)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ MDX4-4210, Medical Adhesive A, A-	สภาวะแวดล้อม	ASTM D412	ASTM D624, die C	-

	2186, A-102, Epithane-3 และ Silastic 4-4515				
Dootz E.R., 1994 (18)	ซิลิโคนอีลาสโต เมอร์ MDX4- 4210, A-2186 และ Cosmesil	การจำลองการใช้งาน	ASTM D412,	ASTM D624, die C	ASTM D2240
Haug S.P., 1999 (19)	ซิลิโคนอีลาสโต เมอร์ MDX4- 4210, Medical Adhesive A และ A-2186	เม็ดสี	ASTM D412	ASTM D624, die C	ASTM D2240
Lai J.H., 1999 (68)	ซิลิโคนอีลาสโต เมอร์ A-2186	วิธีการบ่มตัว	ASTM D412	ASTM D624	ASTM D2240
Polyzois G.L., 2000 (21)	ซิลิโคนอีลาสโต เมอร์ Episil	สารคัดหลั่งจากผิวหนัง	ISO 37	ISO 3412	ASTM D2240
Lai J.H., 2002 (62)	ซิลิโคนอีลาสโต เมอร์ A-2186 และ MPDS-MF	การเปรียบเทียบ	ASTM D412	ASTM D624	ASTM D2240
Aziz T., 2003 (40)	ซิลิโคนอีลาสโต เมอร์ Cosmesil HC, Cosmesil ST, A-2186, Prestige และ Nusil	การเปรียบเทียบ	BS 903 Type 2	ASTM D624 Type2	ASTM D1415
Han Y., 2008 (2)	ซิลิโคนอีลาสโต เมอร์ A-2186	ความเข้มข้นนาโน ออกไซด์	ASTM D412	ASTM D624	ASTM D2240
Gunay Y., 2008 (69)	ซิลิโคนอีลาสโต เมอร์ A-2186	ผ้าบาง	ASTM D412	ASTM D624	-

Goiato	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์	วิธีการทำความสะอาด	-	-	ASTM
M.C., 2009 (28)	เมอร์ เมอร์ MDX4-4210 และ Silastic 732				D2240
Hatamleh	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์	การเปรียบเทียบ	ISO 37 Type	ISO 34	ASTM
M.M., 2010 (65)	เมอร์ TechSil S25, Cosmesil M511 และ Cosmesil Z004		2		D2240
Eleni P.N., 2013 (13)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์และคลอริเนตพอลิเอทิลีน	ไมโครเวฟ	ISO 37 Type	-	-
			2		
Nguyen	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์	สารทึบแสงและสาร	ASTM D412	ASTM	ASTM
C.T., 2013 (47)	เมอร์ MDX4-4210/Type A	ดุดกลื่นยูวี		D624	D2240

### บทที่ 3

## คำถามการวิจัย (Research Question)

#### 1. วัตถุประสงค์ของการวิจัย (Research objective)

เพื่อศึกษาสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ในทางบูรณะไบหน้าและขากรรไกรชนิด VST-50 และ M511 ทั้งกลุ่มที่ไม่ผสมสีและผสมสี ก่อนและหลังได้รับการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ

#### 2. สมมติฐานของการวิจัย (Research hypotheses)

สมมติฐานหลัก (Primary hypothesis)

##### Statistical hypothesis

$H_0: \mu_i = \mu_j$  เมื่อ  $i$  และ  $j$  คือ 1, 2

$H_1: \mu_i \neq \mu_j$

( $\mu$  = สมบัติเชิงกลของทั้งซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ VST-50 และ M511

1 = ก่อนได้รับการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ

2 = หลังได้รับการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ)

##### Research hypothesis

$H_0$ : สมบัติเชิงกลของทั้งซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50 และ M511 ไม่แตกต่างกันก่อนและหลังได้รับการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ

$H_1$ : สมบัติเชิงกลของทั้งซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50 และ M511 แตกต่างกันก่อนและหลังได้รับการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ

สมมติฐานรอง (Secondary hypothesis)

##### Statistical hypothesis

$H_0: \mu_i = \mu_j$  เมื่อ  $i$  และ  $j$  คือ 1, 2

$H_1: \mu_i \neq \mu_j$

( $\mu$  = สมบัติเชิงกลของทั้งซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50 และ M511

1 = ก่อนได้รับการผสมเม็ดสี

2 = หลังได้รับการผสมเม็ดสี)

### Research hypothesis

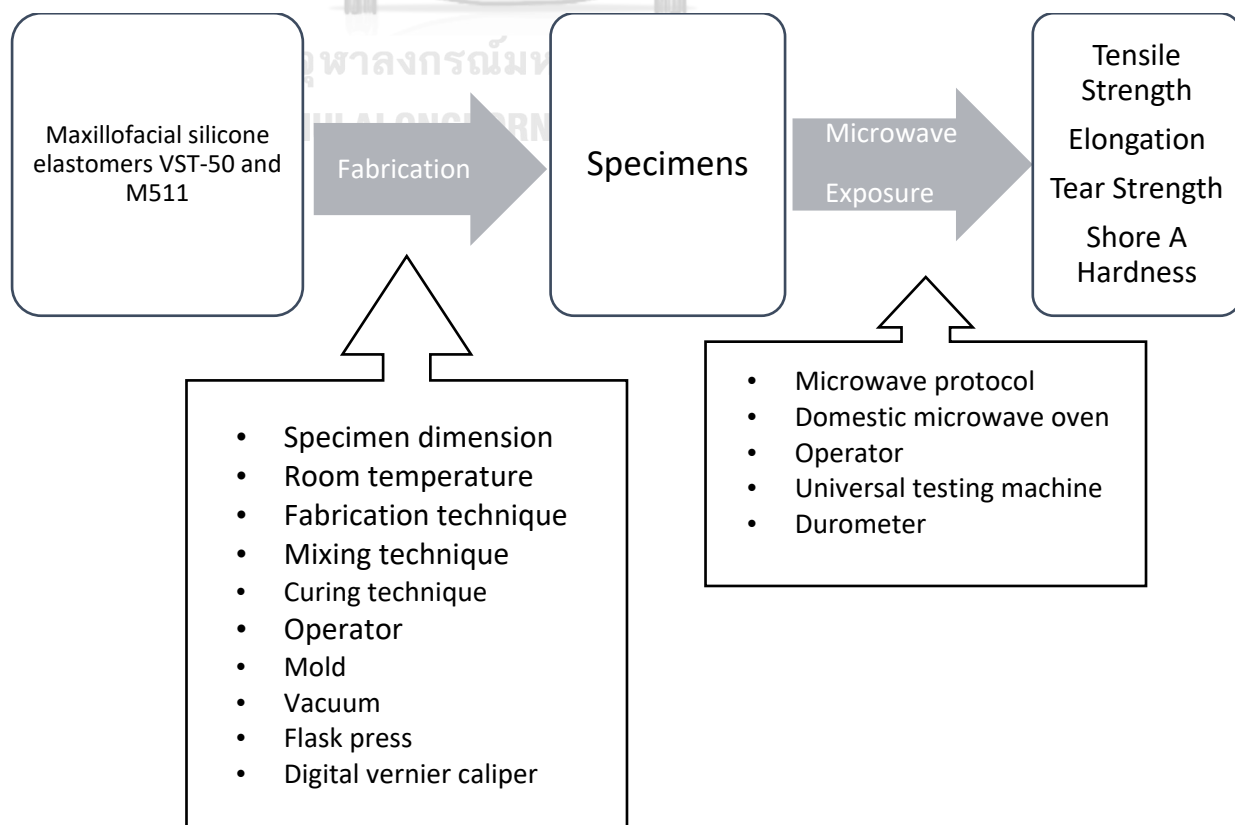
H<sub>0</sub>: สมบัติเชิงกลของทั้งซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50 และ M511 ไม่แตกต่างกันก่อนและหลังได้รับการผสมเม็ดสี

H<sub>1</sub>: สมบัติเชิงกลของทั้งซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50 และ M511 แตกต่างกันก่อนและหลังได้รับการผสมเม็ดสี

### 3. กรอบแนวคิด (Conceptual framework)

ปัจจัยที่มีผลต่อการทดสอบการเปลี่ยนแปลงเชิงกลของวัสดุซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ภายหลังการแช่น้ำที่ทำให้ร้อน ด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ (ไดอะแกรม 1.) คือ ขนาดตัวอย่าง (specimen dimension) อุณหภูมิห้อง (room temperature) วิธีการผสม (mixing technique) วิธีการบ่มตัว (curing technique) วิธีการขึ้นรูป (fabrication technique) ผู้ทำการทดลอง (operator) เวอร์เนียคาร์ลิปเปอร์ดิจิทัล (digital vernier caliper) เครื่องอัดฟันเทียม (denture flask press) แม่พิมพ์ (mold) เครื่องดูดสุญญากาศ (vacuum) วิธีการใช้เตาไมโครเวฟ (microwave exposure protocol) เตาไมโครเวฟ (domestic microwave oven) เครื่องทดสอบสากล (universal testing machine) และเครื่องวัดความแข็งยาง (durometer)

ไดอะแกรม 1. กรอบแนวคิดการวิจัย



## บทที่ 4

### ระเบียบวิธีการวิจัย (Research Methodology)

#### 1. วัสดุ (Materials)

ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์สำหรับทำอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้าที่จะนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ประกอบด้วย VST-50 และ M511 และใช้เม็ดสีชนิดซิลิโคน (functional intrinsic silicone pigment) (ตาราง 10.)

ตาราง 10. วัสดุที่ใช้ในการวิจัย

วัสดุ	บริษัทผู้ผลิต	เลขที่ครั้งที่ผลิต
VST-50	Factor II Inc., Lakeside, AZ	T 19U150L 12-1LB
M511	Technovent, Bridgen, South Wales	B21AEHK
Functional intrinsic silicone red (FI-204)	Factor II Inc., Lakeside, AZ	FR-051116
Functional intrinsic silicone yellow (FI-202)	Factor II Inc., Lakeside, AZ	S071911
Functional intrinsic silicone blue (FI-203)	Factor II Inc., Lakeside, AZ	B 070811
Functional intrinsic silicone white (FI-200)	Factor II Inc., Lakeside, AZ	082416-C6-1

#### 2. การคำนวณขนาดตัวอย่างและการจัดกลุ่มทดลอง (Sample size calculation and experimental groups)

การคำนวณขนาดตัวอย่างจะใช้โปรแกรม G\*Power (version 3.1.9.7; Germany) และจากการศึกษาต่างๆ ที่ผ่านมาจากกรณีวิเคราะห์พาวเวอร์ที่ 0.8 และแอลฟา 0.05 โดยอ้างอิงการศึกษาของ Aziz T. ปี 2003 พบว่าการทดสอบความทนต่อแรงดึง (tensile strength) และการทดสอบความแข็ง (hardness) มีขนาดตัวอย่างจำนวน 3 ตัวอย่าง การยืดตัว (elongation) การทดสอบความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) มีขนาดตัวอย่างจำนวน 4 ตัวอย่าง เมื่อเพิ่มขนาดตัวอย่างร้อยละ 20 ในแต่ละการทดสอบจะมีขนาดตัวอย่างจำนวน 4 ถึง 5 ตัวอย่าง เมื่อพิจารณาร่วมกับศึกษาการทดลองที่ผ่านมา ตามตาราง 11. พบว่ามีขนาดตัวอย่างจำนวน 5 หรือ 10 ดังนั้นในการวิจัยนี้จะใช้ขนาดตัวอย่าง 10 ตัวอย่างต่อ 1 การทดสอบ

ตาราง 11. จำนวนตัวอย่างในการศึกษาสมบัติทางกลของวัสดุซิลิโคนอีลาสโตเมอร์

ผู้เขียนและปีที่ตีพิมพ์ (Author, year)	วัสดุ (Material)	สิ่งแทรกแซง (Intervention)	มาตรฐานของการทดสอบเชิงกล		
			ความทนต่อแรงดึง (tensile strength) และการยืดตัว (elongation)	ความทนต่อการฉีกขาด (tear strength)	ความแข็ง (hardness)
Sanchez R.A., 1992 (67)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ MDX4-4210 และ A-2186	การเปรียบเทียบ	10	10	10
Haug S.P., 1992 (25)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ MDX4-4210, Medical Adhesive A, A-2186, A-102, Epithane-3 และ Silastic 4-4515	สภาวะแวดล้อม	5	5	5
Dootz E.R., 1994 (18)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ MDX4-4210, A-2186 และ Cosmesil	การจำลองการใช้งาน	5	5	5
Haug S.P., 1999 (19)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ MDX4-4210, Medical Adhesive A และ A-2186	เม็ดสี	5	5	5
Aziz T., 2003 (40)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ Cosmesil HC, Cosmesil ST, A-2186, Prestige และ Nusil	การเปรียบเทียบ	10	10	10
Han Y., 2008 (2)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ A-2186	ความเข้มข้นนาโนออกไซด์	5	5	5



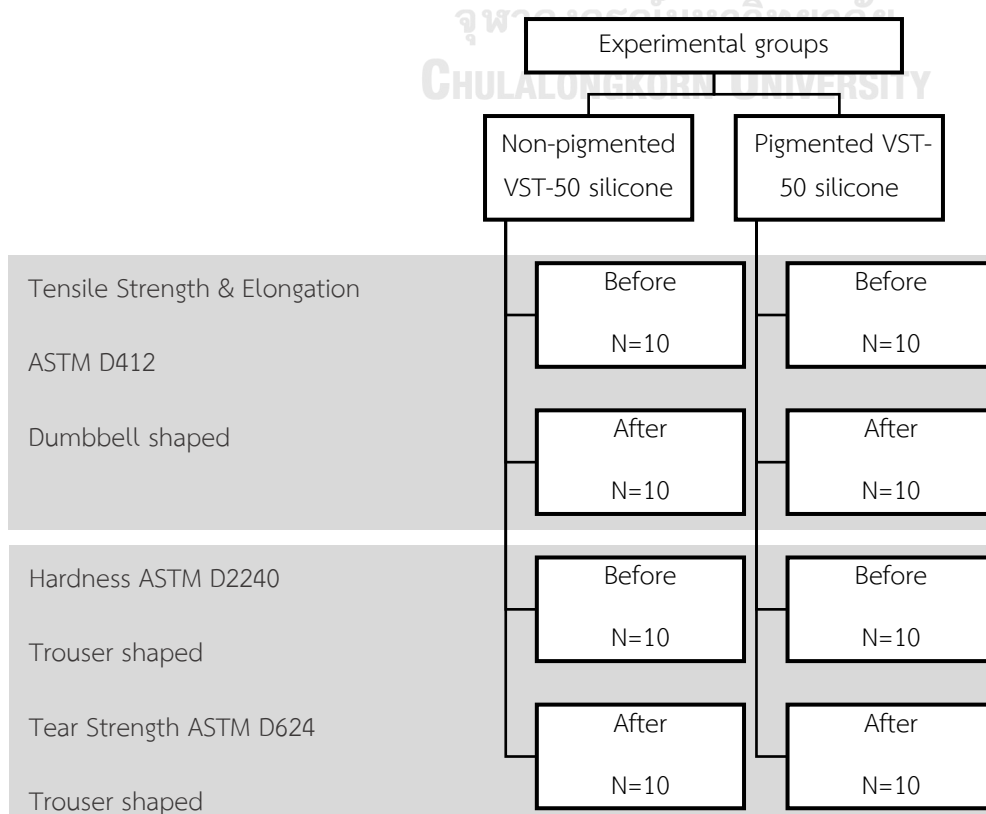
Nguyen C.T., 2013 (47)	ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ MDX4-4210/Type A	สารทึบแสงและ สารดูดกลืนยูวี	5	5	5
------------------------------	---	--------------------------------	---	---	---

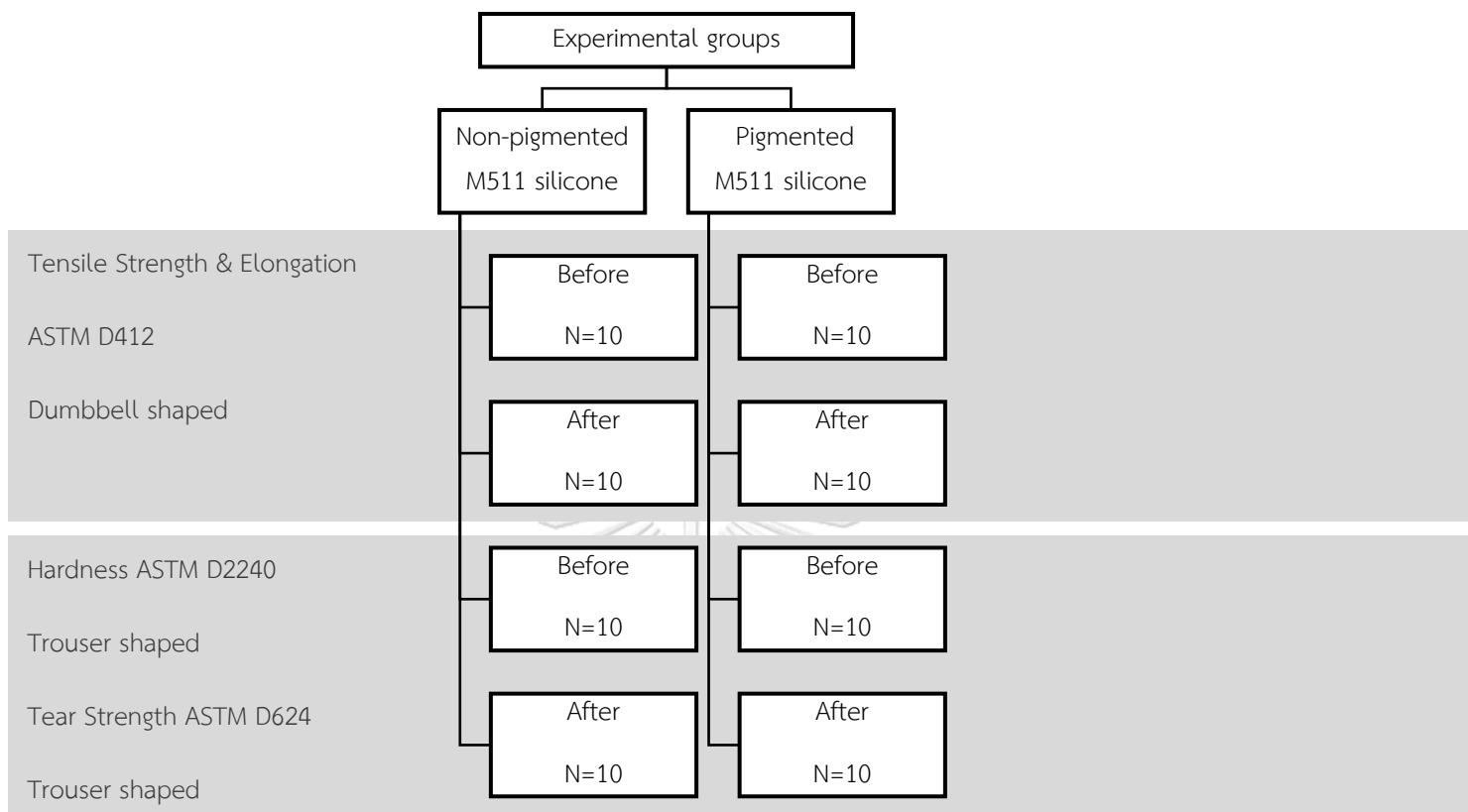
ตาราง 12. การจัดกลุ่มตัวอย่าง

	ควบคุม	เข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone	VN1	VN2
Pigmented VST-50 silicone	VP1	VP2
Non-pigmented M511 silicone	MN1	MN2
Pigmented M511 silicone	MP1	MP2

ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50 และ M511 จะถูกผสมด้วยสารทึบแสงชนิดเดียวกัน 10% โดยปริมาตร แบ่งออกเป็นกลุ่มไมใส่เม็ดสีและกลุ่มใส่เม็ดสี ซิลิโคน VST-50 แบ่งออกเป็น 2 กลุ่มคือกลุ่มควบคุม ประกอบด้วย VN1 และ VP1 และกลุ่มเข้าไมโครเวฟ ประกอบด้วย VN2 และ VP2 เช่นเดียวกับซิลิโคน M511 50 แบ่งออกเป็น 2 กลุ่มคือกลุ่มควบคุม ประกอบด้วย MN1 และ MP1 และกลุ่มเข้าไมโครเวฟ ประกอบด้วย MN2 และ MP2 ตามตาราง 12. แต่ละกลุ่มจะประกอบด้วยกลุ่มละ 20 ชิ้นงานตัวอย่าง แบ่งเป็นรูปร่างดัมเบล 10 ชิ้น และรูปร่างเทราเซอร์ 10 ชิ้น รวม 80 ตัวอย่างต่อ 1 ชนิดซิลิโคน รวมทั้งหมด 160 ตัวอย่าง ที่จะนำมาทดสอบในการวิจัยนี้ (ไดอะแกรม 2.)

ไดอะแกรม 2. กลุ่มตัวอย่างทดลอง (18 กลุ่มย่อยต่อ 1 ชนิดซิลิโคน)





### 3. เกณฑ์คัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง (Eligible criteria)

#### 1. เกณฑ์คัดเข้า (Inclusion criteria)

- ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50
- ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด M511
- ขนาดตัวอย่างเป็นไปตาม ASTM

#### 2. เกณฑ์คัดออก (Exclusion criteria)

- มีความบกพร่อง (defect)
- การบ่มตัวไม่สมบูรณ์ (incomplete curing)

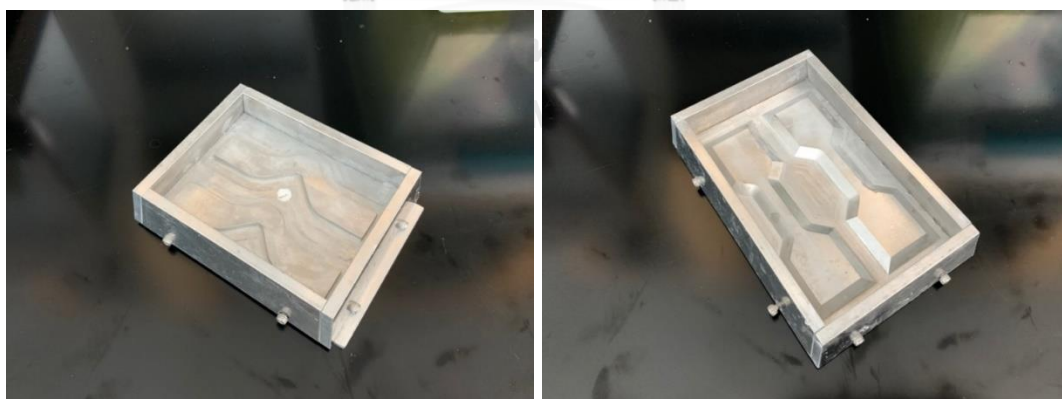
#### 4. ขั้นตอนการทดลอง (Research methods)

##### 4.1 การเตรียมตัวอย่าง (Specimen preparation)

ตาราง 13. เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการเตรียมตัวอย่าง

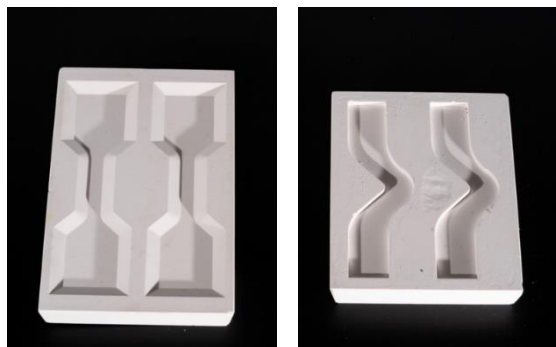
เครื่องมือและอุปกรณ์	ผู้ผลิต
แม่พิมพ์อะลูมิเนียม (Custom-made aluminum mold)	-
ปูนไอวอรี (ISO Type V Ivory stone)	Hard Rock; Whip Mix Corp, Louisville, KY
กระบอกฉีดยา (Tuberculin syringe) สำหรับเม็ดสี	Becton, Dickinson and Co, Franklin Lakes, NJ
กระบอกฉีดยา (Syringe) สำหรับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์	Monojet syringe; Sherwood Medical Co, St. Louise, MO
เครื่องอัดฟันเทียม (Denture flask press)	Hanau Engineering Co, Inc, Buffalo, NY
สบู่ล้างมือ (Hand soap)	Dial Corp, Scottsdale, AR
เตาอบลมร้อน (Model No. 92722)	Kenmore, Transform SR Brands, LLC., IL

ชิ้นงานจะถูกขึ้นรูปจากแม่พิมพ์ โดยใช้แม่พิมพ์อะลูมิเนียม (custom-made aluminum mold) ที่มีขนาดเฉพาะเป็นไปตามมาตรฐาน ASTM (American Society for Testing and Materials) อ้างอิงตามการศึกษาของ Kiat-amnuay S. (1) ปี 2005 และ Nguyen C. ปี 2013 (47) ดังแสดงในรูป 5. และ 6. ซึ่งเป็นอุปกรณ์ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเท็กซัส ศูนย์วิทยาศาสตร์สุขภาพ ณ เมืองฮิวสตัน (The University of Texas Health Science Center at Houston) ซึ่งผู้วิจัยได้รับความอนุเคราะห์จาก Prof. Sudarat Kiat-amnuay ให้ยืมนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ เครื่องมือ อุปกรณ์ และวัสดุแสดงในตาราง 10. และ 13.



รูป 3. และ 6. แม่พิมพ์อะลูมิเนียม สำหรับชิ้นงานเทราเซอร์สำหรับชิ้นงานดัมเบล

เริ่มจากผสมและเทปูนไวยอวี type IV (ISO Type IV Ivory stone) ลงแม่พิมพ์อะลูมิเนียมเพื่อทำแม่พิมพ์ยิปซัม (gypsum mold) (รูป 7. และ 8.)



รูป 7. และ 4. แม่พิมพ์ยิปซัม

ขณะที่การเตรียมผสมซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด VST-50 ผสมด้วยอัตราส่วนเบส (Part A) ต่อตัวเร่งปฏิกิริยา (Part B) 10:1 โดยน้ำหนัก เริ่มผสมจากเบส 80 มล. และตัวเร่งปฏิกิริยา 8 มล.ผสมให้เข้ากันด้วยพายผสม เติมนสารทึบแสงชนิดซิลิโคน (white functional intrinsic silicone opacifier) (Factor II Inc., Lakeside, Az) 8 มล. ผสมให้เป็นเนื้อเดียวกันด้วยพายผสม (รูป 9.) แล้วแบ่งซิลิโคนออกเป็น 2 ส่วน ส่วนละ 48 มล. นำซิลิโคนส่วนที่หนึ่งบรรจุใส่กระบอกฉีดยา (syringe) เพื่อนำไปฉีดลงแม่พิมพ์ยิปซัม ขณะที่ซิลิโคนส่วนที่สองจะถูกผสมด้วยเม็ดสีชนิดซิลิโคน (functional intrinsic silicone pigment) (Factor II Inc., Lakeside, Az) 0.3 มล. ซึ่งประกอบด้วยสีแดง (red) 0.1 มล. สีเหลือง (yellow) 0.1 มล. และสีน้ำเงิน (blue) 0.1 มล. ซึ่งวัดปริมาตรด้วยกระบอกฉีดยาขนาดเล็ก (tuberculin syringe) แล้วนำซิลิโคนส่วนที่สองบรรจุใส่กระบอกฉีดยา (syringe) เพื่อนำไปฉีดลงแม่พิมพ์ยิปซัมเช่นเดียวกับซิลิโคนส่วนที่หนึ่ง



รูป 5. การผสมซิลิโคนอีลาสโตเมอร์

นำแม่พิมพ์มาประกบเข้าด้วยกันแล้วนำเข้าเครื่องอัดฟันเทียม (denture flask press) (รูป 10.) ปล่อยไว้ที่อุณหภูมิห้อง 24 ชั่วโมง จากนั้นแกะชิ้นงานออกจากแม่พิมพ์และปล่อยไว้ที่อุณหภูมิห้องอย่างน้อย 3 วัน (รูป 11.)

เพื่อให้เกิดวัลคาไนเซชัน (vulcanization) อย่างสมบูรณ์ก่อนนำชิ้นงานมาตัดแต่ง (รูป 12.) และนำไปทดสอบสมบัติเชิงกลต่อไป ล้างแม่พิมพ์ยิปซัมด้วยสบู่ล้างมือและปล่อยให้แห้งสนิทก่อนใช้งานถัดไป



รูป 6. นำแม่พิมพ์ยิปซัมเข้าเครื่องอัดฟันเทียม



รูป 7. วางแม่พิมพ์ยิปซัมพร้อมกับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ที่อุณหภูมิห้อง

CHULALONGKORN UNIVERSITY



รูป 8. ชิ้นงานภายหลังจากตัดแต่ง

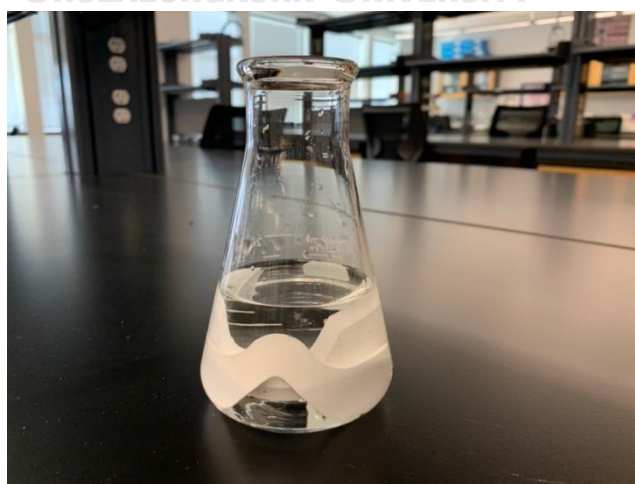
การผสมซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด M511 มีวิธีการผสมและวิธีการขึ้นรูปเช่นเดียวกับ VST-50 คือ อัตราส่วนเบส (Part A) ต่อตัวเร่งปฏิกิริยา (Part B) 10:1 โดยน้ำหนัก แบ่งซิลิโคนออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนที่ไม่ใส่เม็ดสี และใส่เม็ดสี นำซิลิโคนฉีดลงแม่พิมพ์ยิปซัมแล้วนำเข้าเครื่องอัดฟันทึบ นำเข้าเตาอบลมร้อนอุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 ชั่วโมง จากนั้นนำออกมาวางไว้ที่อุณหภูมิห้อง 24 ชั่วโมง แยกชิ้นงานออกจากแม่พิมพ์และปล่อยให้ที่อุณหภูมิห้องอย่างน้อย 3 วัน และนำไปทดสอบสมบัติเชิงกลต่อไป

#### 4.2 การใช้เตาไมโครเวฟเพื่อทำให้น้ำร้อน (Microwave exposure protocol)

เตาไมโครเวฟพร้อมภาชนะหุ้มห่อ General Electric (GE, Model No. JES1139WL01) ขนาด 1,100 วัตต์ มีคลื่นความถี่ที่ 2,450 MHz โดยการใช้เตาไมโครเวฟเพื่อทำให้น้ำร้อนจะกำหนดระดับพลังงาน (power level) เท่ากับ 6 ซึ่งเท่ากับ 660 วัตต์ เป็นระยะเวลา 6 นาที ต่อรอบ (56) จะทำการทดลองการแช่น้ำที่ให้อุ่นด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ 18 รอบ ซึ่งเป็นการจำลองการใช้งาน 1 ปี 6 เดือน (1)

ซิลิโคนแต่ละชนิดประกอบด้วย ชิ้นงานกลุ่มทดลอง (experimental group) หรือก็คือกลุ่มที่เข้าไมโครเวฟ 40 ชิ้น คือชิ้นงานที่ไม่มีสี (non-pigmented) 20 ชิ้น ประกอบด้วยรูปร่างคัมเบล 10 ชิ้น และรูปร่างเทราเซอร์ 10 ชิ้น และชิ้นงานที่มีสี (pigmented) 20 ชิ้น ประกอบด้วยรูปร่างคัมเบล 10 ชิ้น และรูปร่างเทราเซอร์ 10 ชิ้น เช่นเดียวกัน

ขวดแก้วรูปชมพู่ชนิดปากกว้าง ขนาด 250 มล. (Pyrex #5100-250) จะบรรจุด้วยน้ำประปา (Kiat-amnuay et al., 2005) 150 มล. จะถูกบรรจุด้วยชิ้นงาน 2 ชิ้น คือรูปร่างคัมเบล 1 ชิ้น และรูปร่างเทราเซอร์ 1 ชิ้น (รูป 13.) โดย 1 รอบจะบรรจุขวดแก้วรูปชมพู่ 7 ใบ โดยขวดแก้วรูปชมพู่จะถูกวางรอบตามขอบของภาชนะ หลังจากการแช่น้ำที่ให้อุ่นด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ 1 รอบ ชิ้นงานตัวอย่างจะถูกออกมาวางไว้ให้เย็นและแห้งอย่างน้อย 10 นาที และเปลี่ยนน้ำประปาใหม่ในรอบ (53) โดยจะนำชิ้นงานตัวอย่างมาทดสอบสมบัติเชิงกลเมื่อผ่านการทำไมโครเวฟครบ 18 รอบ



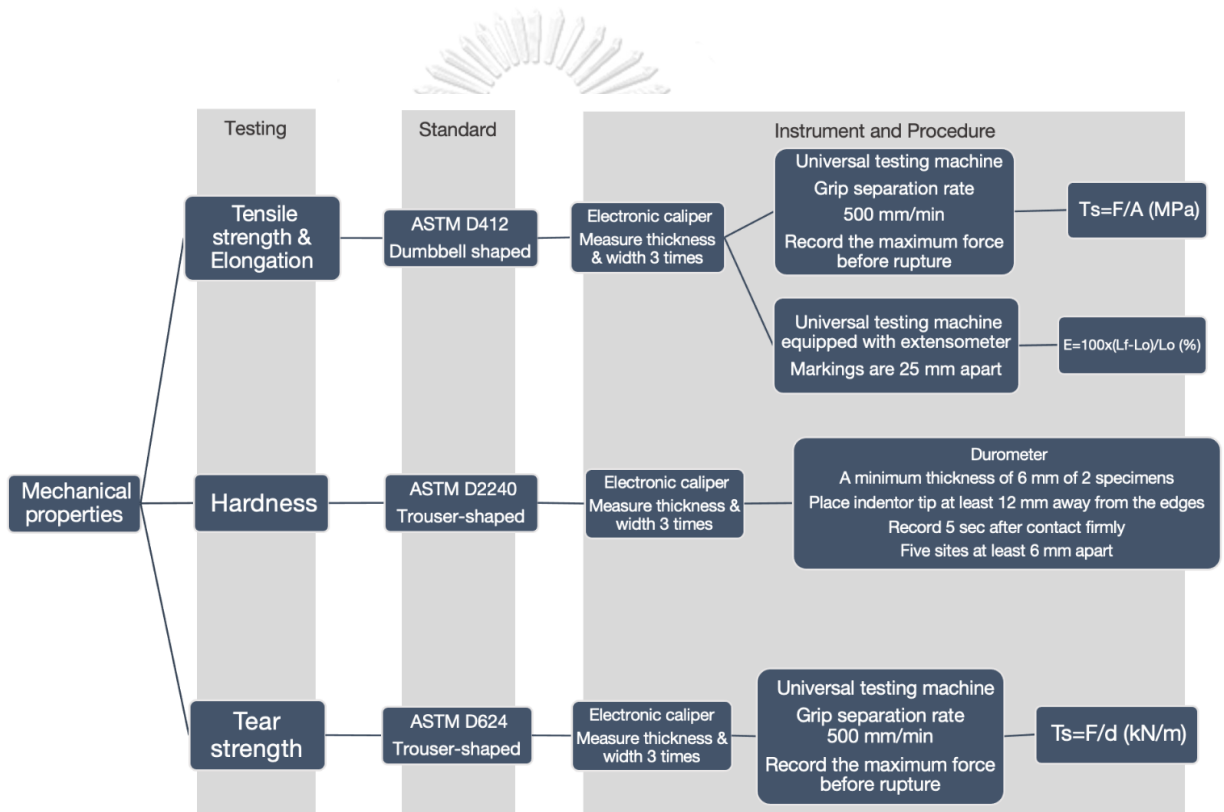
รูป 9. ชิ้นงานจะถูกบรรจุในขวดรูปชมพู่ที่บรรจุด้วยน้ำ 150 มล.

## 4.3 การทดสอบสมบัติเชิงกล (Testing of mechanical properties)

ตาราง 14. เครื่องมือทดสอบสมบัติเชิงกล

เครื่องมือ	ผู้ผลิต
เวอร์เนียคาร์ลิปเปอร์ดิจิทัล (Digital vernier caliper)	Mitutoyo, Japan
เครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine)	Lloyd Instruments, England
เครื่องวัดความแข็งยาง (Shore type A durometer)	Teclock, Japan

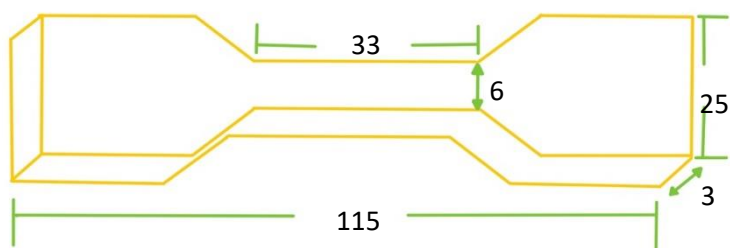
ไดอะแกรม 4. ขั้นตอนการทดลอง



ในการศึกษานี้จะเตรียมตัวอย่างและทดสอบสมบัติทางกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ตามมาตรฐานของ American Society for Testing and Materials (ASTM) คือ ASTM D412 ASTM D2240 และ ASTM D624 ซึ่งเป็นมาตรฐานของการ ความทนต่อแรงดึง (tensile strength)/การยืดตัว (elongation) ความแข็ง (hardness) และ ทดสอบความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) ตามลำดับ ตามไดอะแกรม 4. และใช้เครื่องมือตามตาราง 14.

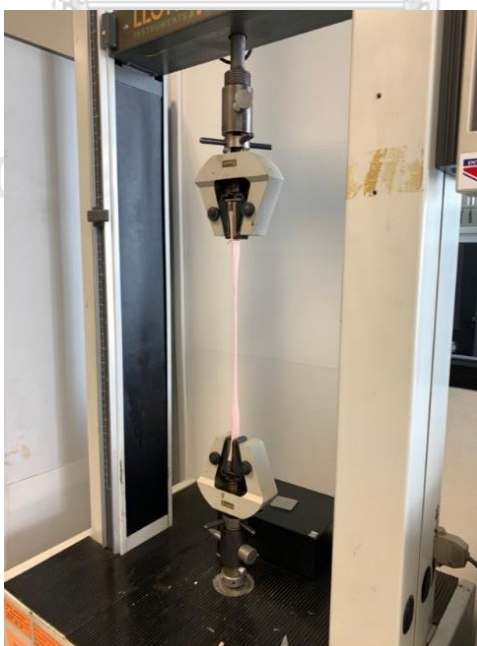
#### 4.3.1 การทดสอบความทนต่อแรงดึงและการยืดตัว (Tensile strength and elongation; ASTM D412) (70)

การทดลองหาค่าความทนต่อแรงดึงตาม ASTM D624 จะมีรูปร่างตัวอย่าง dumbbell-shaped ประเภท die C (รูป 14.) โดยตัวอย่างมีความหนา 3 มม.



รูป 10. รูปร่างชิ้นงานสำหรับใช้ทดสอบ

ตัวอย่างแต่ละชิ้นจะถูกวัดความหนาด้วยเวอร์เนียร์คาลิเปอร์ดิจิทัล 3 รอบ เพื่อหาค่าเฉลี่ยความหนา (median thickness) และกำหนดตำแหน่ง 2 จุดบนตัวอย่างให้ห่างกัน 25 มม. เพื่อใช้คำนวณเปอร์เซ็นต์การยืดตัว จากนั้นจะนำเข้าสู่เครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine) (รูป 15.) มีอัตราการดึงอยู่ที่ 500 มม./นาที จดบันทึกค่าแรงโหลดที่มากที่สุด (maximum force) และระยะระหว่างตำแหน่ง 2 จุดก่อนที่ชิ้นงานจะฉีกขาด การคำนวณหาค่าการทดสอบความทนต่อแรงดึงและร้อยละการยืดตัว



รูป 11. การทดสอบความทนแรงดึงด้วยเครื่องทดสอบสากล



$$T_s = F/A$$

$T_s$  = tensile strength (MPa)

$F$  = the maximum force (N)

$A$  = the median thickness (mm)

$$E = 100 \times (L_f - L_0)/L_0$$

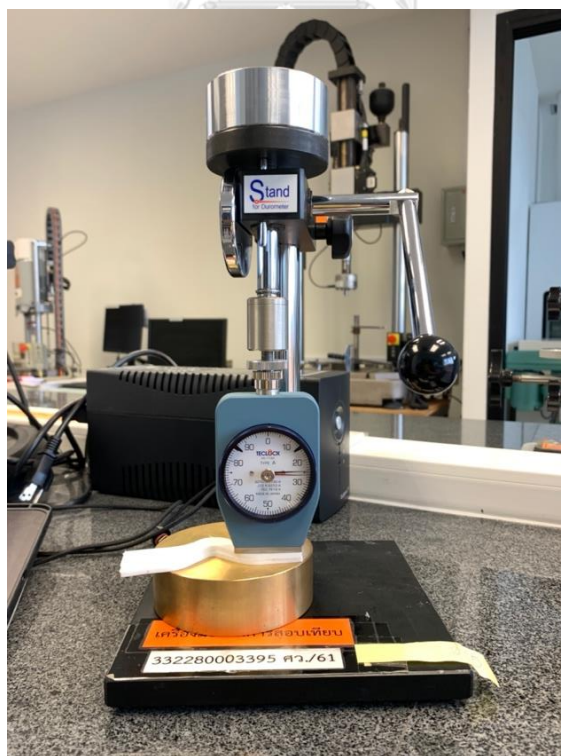
$E$  = elongation in percent

$L_f$  = distance between the grips at specimen failure (mm)

$L_0$  = original distance between the grips (mm)

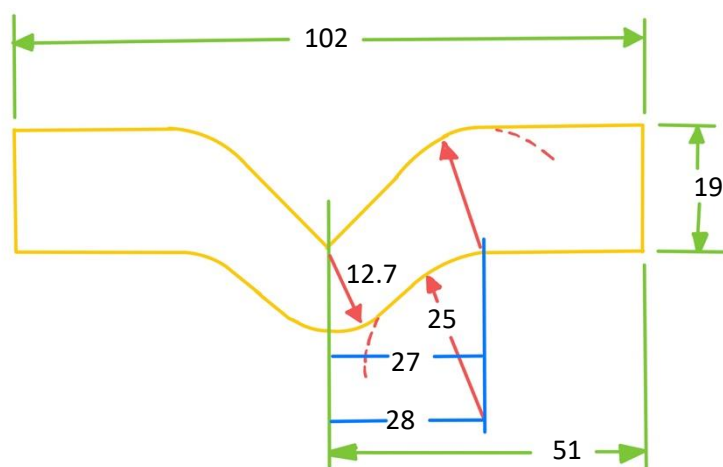
#### 4.3.2 การทดสอบความแข็ง (Hardness; ASTM D2240) (71)

ตัวอย่างรูปร่าง trouser-shaped ประเภท die C แต่ละชิ้นจะถูกวัดความหนาด้วยเวอร์เนียสคาร์ลิปเปอร์ ดิจิทัล 3 รอบ เพื่อหาค่าเฉลี่ยความหนา นำตัวอย่าง 2 ชิ้นมาซ้อนทับกันเพื่อให้หนา 6 มม. เป็นไปตามมาตรฐานการวัดความแข็ง จากนั้นใช้เครื่องวัดความแข็งยาง (Shore type A durometer) (รูป 16.) โดยให้หัวกดอยู่ห่างจากขอบ ตัวอย่างที่จะทดสอบ 12 มม. ทดสอบทั้งหมด 5 ตำแหน่ง โดยแต่ละตำแหน่งอยู่ห่างกันอย่างน้อย 6 มม. จดบันทึกค่า หลังจากกดไปที่ตัวอย่างแล้ว 5 วินาที เมื่อทดสอบเสร็จแล้วให้นำตัวอย่างที่วางซ้อนด้านล่างขึ้นมาข้างบน และนำตัวอย่างใหม่มาซ้อนข้างล่างแทนเพื่อทดสอบรอบถัดไป



รูป 12. การทดสอบความแข็งด้วยเครื่องวัดความแข็งยาง

#### 4.3.3 การทดสอบความทนต่อการฉีกขาด (Tear strength; ASTM D624) (72)



รูป 13. รูปร่างชิ้นงานสำหรับใช้ทดสอบ

การทดลองหาค่าความทนต่อการฉีกขาดตาม ASTM D624 จะมีรูปร่างตัวอย่าง trouser-shaped ประเภท die C (รูป 17.) โดยตัวอย่างมีความหนา 3 มม.

ตัวอย่างแต่ละชิ้นจะถูกวัดความหนาด้วยเวอร์เนียร์คาร์ลิปเปอร์ดิจิทัล 3 รอบ เพื่อหาค่าเฉลี่ยความหนา (จากนั้นจะนำเข้าเครื่องทดสอบสากล โดยมีอัตราการดึงอยู่ที่ 500 มม./นาที จดบันทึกค่าแรงโหลดที่มากที่สุดขณะชิ้นงานจะฉีกขาด

การคำนวณหาค่าความทนต่อการฉีกขาด

$$T_s = F/d$$

$T_s$  = tear strength (kN/m)

$F$  = the maximum force (N)

$d$  = the median thickness (mm)

#### 4.4 การเก็บข้อมูล (Data collection)

บันทึกค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานทั้งก่อนและหลังการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ โดยบันทึกค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength) ค่าการยืดตัว ณ จุดขาด (elongation at break) ค่าความแข็ง (hardness) และค่าความทนต่อการฉีกขาด (tear strength) ในตาราง 15. ถึง 18. สำหรับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ VST-50 และในตาราง 19. ถึง 22. สำหรับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ M511 ตามลำดับ

ตาราง 15. Means (SD) of tensile strength (MPa)

กลุ่มทดลอง	ความคืบ	สภาวะ	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone			
Pigmented VST-50 silicone			

ตาราง 16. Means (SD) of percent elongation

กลุ่มทดลอง	ความคืบ	สภาวะ	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone			
Pigmented VST-50 silicone			

ตาราง 17. Means (SD) of Shore A hardness

กลุ่มทดลอง	ความคืบ	สภาวะ	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone			
Pigmented VST-50 silicone			

ตาราง 18. Means (SD) of tear strength (kN/m)

กลุ่มทดลอง	ความคืบ	สภาวะ	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone			
Pigmented VST-50 silicone			

ตาราง 19. Means (SD) of tensile strength (MPa)

กลุ่มทดลอง	ความคืบ	สภาวะ	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented M511 silicone			
Pigmented M511 silicone			

ตาราง 20. Means (SD) of percent elongation

กลุ่มทดลอง	ควบคุม	สภาวะ	
			หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented M511 silicone			
Pigmented M511 silicone			

ตาราง 21. Means (SD) of Shore A hardness

กลุ่มทดลอง	ควบคุม	สภาวะ	
			หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented M511 silicone			
Pigmented M511 silicone			

ตาราง 22. Means (SD) of tear strength (kN/m)

กลุ่มทดลอง	ควบคุม	สภาวะ	
			หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented M511 silicone			
Pigmented M511 silicone			

#### 4.5 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ (Statistical Analyses)

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติจะใช้โปรแกรม R statistical software (R Core Team, 2017) วิเคราะห์ค่าเฉลี่ย (Mean value) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation; SD) ของแต่ละกลุ่มการทดสอบ ซิลิโคนแต่ละชนิดจะถูกวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ในการวิเคราะห์ปัจจัยชนิดของเม็ดสี และสภาวะการเข้าเตาไมโครเวฟ และวิเคราะห์ปฏิสัมพันธ์ (interaction) จากนั้นเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มด้วยวิธีการทดสอบ independent t-test กำหนดนัยสำคัญที่ระดับ 0.05

## บทที่ 5

### ผลการวิจัย (Results)

#### ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ VST-50

สำหรับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ VST-50 จากการวิเคราะห์ทั้งสองปัจจัยพบว่า ชนิดของเม็ดสีมีผลต่อความทนต่อแรงดึงและความแข็งของชิ้นงานซิลิโคนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P < 0.001$ ) ทั้งกลุ่มก่อนและหลังเข้าเตาไมโครเวฟ ขณะที่การใช้เตาไมโครเวฟมีผลต่อความทนต่อการฉีกขาดของชิ้นงานซิลิโคนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P < 0.05$ ) ทั้งกลุ่มไม่มีสีและมีสี และทั้งสองปัจจัยไม่มีผลต่อร้อยละการยืดตัวของชิ้นงานซิลิโคน

#### 1. ผลต่อความทนต่อแรงดึง (tensile strength results)

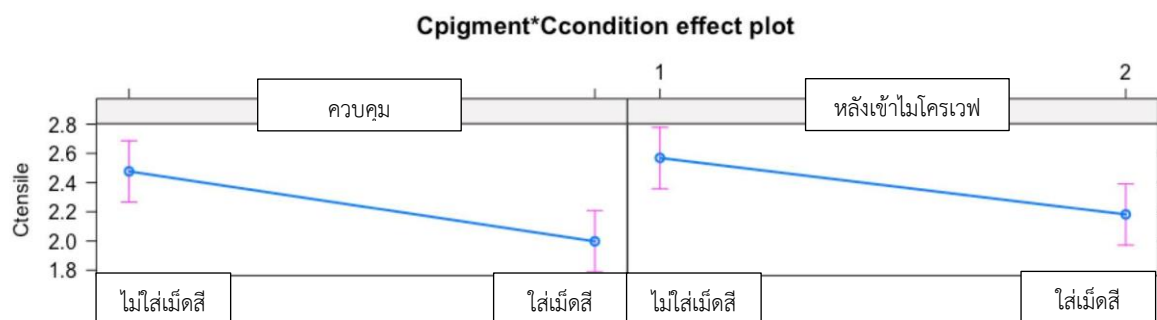
ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความทนต่อแรงดึงก่อนและหลังแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ ถูกแสดงไว้ในตาราง 23. โดยมีค่าต่ำสุดที่  $1.99 \pm 0.22$  MPa ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มควบคุมที่ผสมเม็ดสี และมีค่าสูงสุดที่  $2.57 \pm 0.37$  MPa ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มเข้าไมโครเวฟที่ไม่ผสมเม็ดสี และพบว่าชนิดของเม็ดสีมีผลให้ความทนต่อแรงดึงของซิลิโคน VST-50 ลดลง ( $P < 0.001$ ) และการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟไม่มีผลต่อความทนต่อแรงดึงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P > 0.05$ ) ตามตาราง 24. และกราฟ 1.

ตาราง 23. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความทนต่อแรงดึง (MPa)

กลุ่มทดลอง	สถานะ	
	ควบคุม	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone	$2.48 \pm 0.35$	$2.57 \pm 0.37$
Pigmented VST-50 silicone	$1.99 \pm 0.22$	$2.18 \pm 0.34$

ตาราง 24. แสดงค่าความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ของความทนต่อแรงดึง

	Sum Sq	Df	F value	Pr (>F)
Pigment	1.8749	1	17.4724	0.0001777
Condition	0.1904	1	1.7747	0.1911695
Pigment x Condition	0.0212	1	0.1972	0.6596542
Residuals	3.8630	36		



กราฟ 1.

## 2. ผลต่อร้อยละการยืดตัว (percent elongation results)

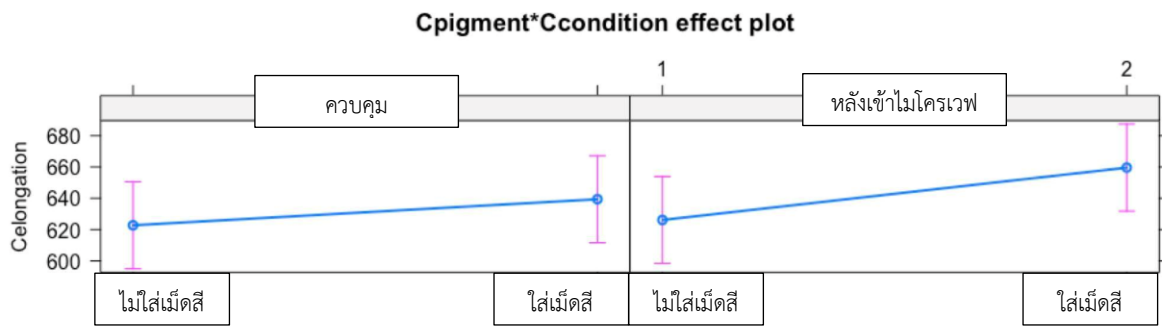
ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของร้อยละการยืดตัว แสดงในตาราง 25. โดยพบว่าพบว่าชนิดของเม็ดสีและการเข้าเตาไมโครเวฟไม่มีผลต่อร้อยละการยืดตัวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P>0.05$ ) ตามตาราง 26. และกราฟ 2. การเข้าเตาไมโครเวฟและการเติมเม็ดสีมีแนวโน้มให้ร้อยละการยืดตัวเพิ่มขึ้น ไม่มีปฏิสัมพันธ์ของเม็ดสีและการเข้าเตาไมโครเวฟ ( $P>0.05$ )

ตาราง 25. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของร้อยละการยืดตัว

กลุ่มทดลอง	สถานะ	
	ควบคุม	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone	622.724 ± 50.41	626.121 ± 52.33
Pigmented VST-50 silicone	639.411 ± 36.77	659.607 ± 29.93

ตาราง 26. แสดงค่าความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ของร้อยละการยืดตัว

	Sum Sq	Df	F value	Pr (>F)
Pigment	6293	1	3.3443	0.07573
Condition	1392	1	0.7395	0.39552
Pigment x Condition	706	1	0.3749	0.54419
Residuals	67745	36		



กราฟ 2.

### 3. ผลต่อความแข็ง (hardness results)

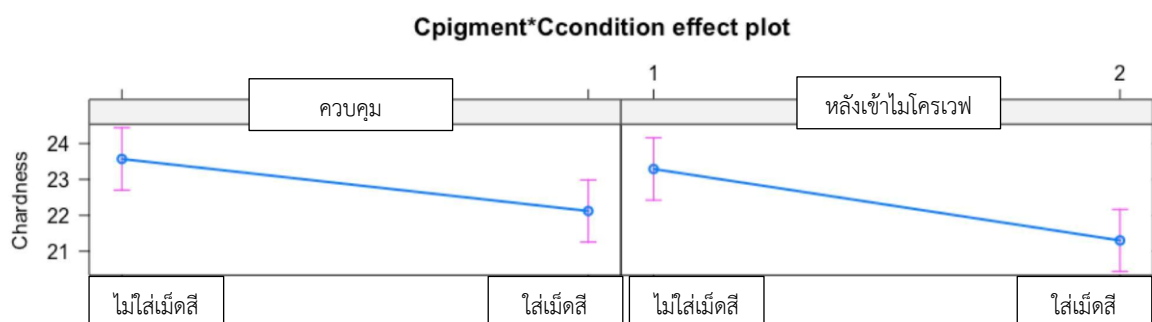
ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งของกลุ่มควบคุมและกลุ่มเข้าเตาไมโครเวฟถูกแสดงไว้ในตาราง 27. โดยมีค่าต่ำสุดที่  $21.30 \pm 1.41$  ซึ่งเป็นกลุ่มซิลิโคนกลุ่มเข้าเตาไมโครเวฟที่ผสมเม็ดสี และมีค่าสูงสุดที่  $23.57 \pm 1.51$  ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มควบคุมที่ไม่ผสมเม็ดสี และพบว่าชนิดของเม็ดสีมีผลต่อความแข็งของซิลิโคน VST-50 ( $P < 0.001$ ) โดยเม็ดสีทำให้ความแข็งลดลง และการเข้าเตาไมโครเวฟไม่มีผลต่อความแข็ง ตามตาราง 28. และกราฟ 3.

ตาราง 27. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็ง

กลุ่มทดลอง	สถานะ	
	ควบคุม	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone	$23.57 \pm 1.51$	$23.29 \pm 1.41$
Pigmented VST-50 silicone	$22.12 \pm 1.03$	$21.30 \pm 1.41$

ตาราง 28. แสดงค่าความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ของค่าความแข็ง (Hardness)

	Sum Sq	Df	F value	Pr (>F)
Pigment	29.584	1	16.1696	0.0002834
Condition	3.025	1	1.6534	0.2067122
Pigment x Condition	0.729	1	0.3984	0.5318809
Residuals	65.866	36		



กราฟ 3.

#### 4. ผลต่อความทนต่อการฉีกขาด (tear strength results)

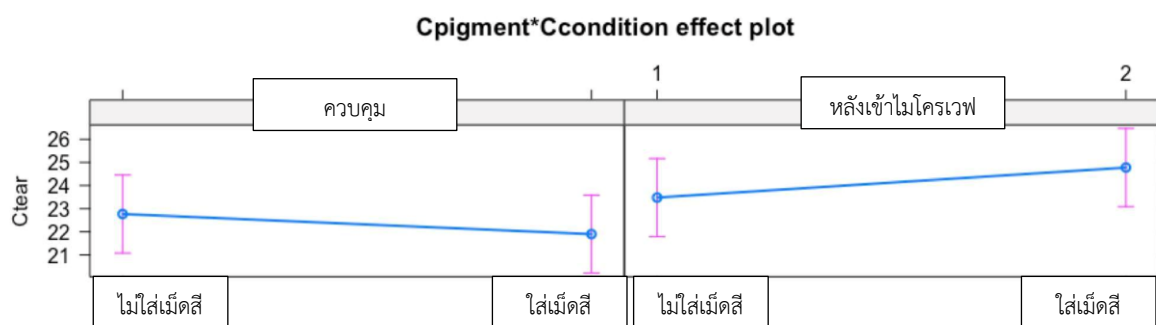
ความทนต่อการฉีกขาดมีค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานแสดงในตาราง 29. ค่าต่ำสุดที่  $21.90 \pm 1.40$  N/mm ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มควบคุมที่ผสมเม็ดสี และค่าสูงสุดที่  $24.78 \pm 2.96$  N/mm ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มเข้าไมโครเวฟที่ผสมเม็ดสี โดยพบว่าชนิดของเม็ดสีไม่มีผลต่อความทนต่อการฉีกขาด ( $P > 0.05$ ) แต่การเข้าเตาไมโครเวฟมีผลให้ความทนต่อการฉีกขาดของซิลิโคน VST-50 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P < 0.05$ ) ทั้งกลุ่มไม่มีสีและมีสี ดังแสดงในตาราง 30. และกราฟ 4.

ตาราง 29. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความทนต่อการฉีกขาด (N/mm)

กลุ่มทดลอง	สถานะ	
	ควบคุม	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented VST-50 silicone	$22.77 \pm 2.65$	$23.48 \pm 3.15$
Pigmented VST-50 silicone	$21.90 \pm 1.40$	$24.78 \pm 2.96$

ตาราง 30. แสดงค่าความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ของค่าความทนต่อการฉีกขาด

	Sum Sq	Df	F value	Pr (>F)
Pigment	0.462	1	0.0668	0.7975
Condition	32.220	1	4.6555	0.0377
Pigment x Condition	11.772	1	1.7010	0.2004
Residuals	249.153	36		



กราฟ 4.



## ซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ M511

สำหรับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ M511 จากการวิเคราะห์ทั้งสองปัจจัยพบว่า มีปฏิสัมพันธ์ทางสถิติของชนิดเม็ดสีและการเข้าเตาไมโครเวฟต่อความแข็งแรงของชิ้นงานซิลิโคนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P < 0.05$ ) ทั้งสองปัจจัยไม่มีผลต่อความทนต่อแรงดึง ร้อยละการยืดตัวและความทนต่อการฉีกขาดของชิ้นงานซิลิโคน ( $P > 0.05$ )

### 1. ผลต่อความทนต่อแรงดึง (tensile strength results)

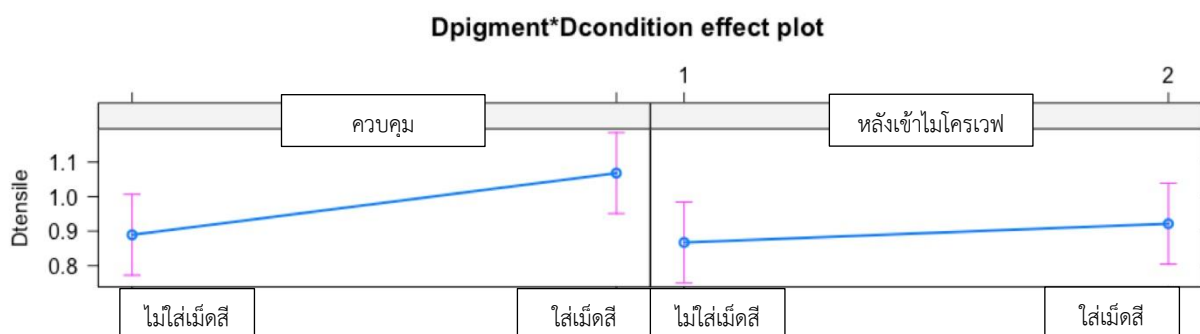
ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความทนต่อแรงดึงก่อนและหลังแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ ถูกแสดงไว้ในตาราง 31. โดยมีค่าต่ำสุดที่  $0.87 \pm 0.17$  MPa ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มเข้าไมโครเวฟที่ไม่ผสมเม็ดสี และมีค่าสูงสุดที่  $1.07 \pm 0.12$  MPa ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มควบคุมที่ผสมเม็ดสี และพบว่าชนิดของเม็ดสีและการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟไม่มีผลต่อความทนต่อแรงดึงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P > 0.05$ ) ตามตาราง 32. และกราฟ 5.

ตาราง 31. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความทนต่อแรงดึง (MPa)

กลุ่มทดลอง	สถานะ	
	ควบคุม	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented M511 silicone	$0.89 \pm 0.12$	$0.87 \pm 0.17$
Pigmented M511 silicone	$1.07 \pm 0.12$	$0.92 \pm 0.28$

ตาราง 32. แสดงค่าความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ของความทนต่อแรงดึง

	Sum Sq	Df	F value	Pr (>F)
Pigment	10.13584	1	4.0593	0.05145
Condition	0.07115	1	2.1262	0.15347
Pigment x Condition	0.03863	1	1.1543	0.28981
Residuals	1.20470	36		



กราฟ 5.

## 2. ผลต่อร้อยละการยืดตัว (percent elongation results)

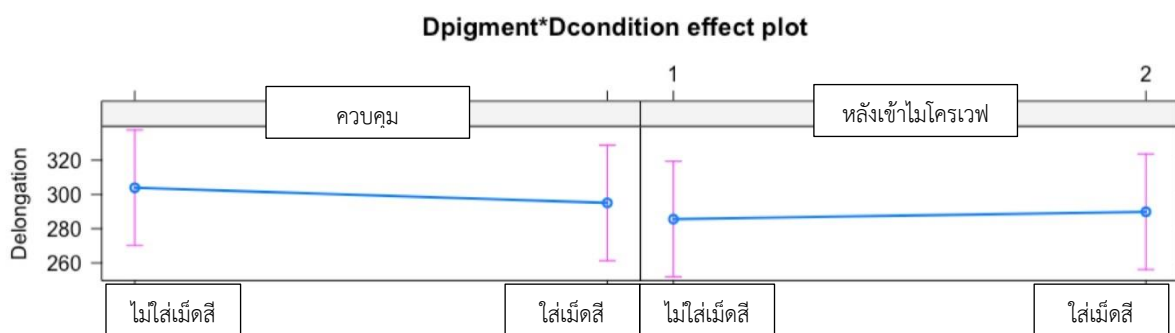
ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของร้อยละการยืดตัว แสดงในตาราง 33. โดยพบว่าพบว่าชนิดของเม็ดสีและการเข้าเตาไมโครเวฟไม่มีผลต่อร้อยละการยืดตัวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $P>0.05$ ) ตามตาราง 34. และกราฟ 6. และไม่มีปฏิสัมพันธ์ของเม็ดสีและการเข้าเตาไมโครเวฟ ( $P>0.05$ )

ตาราง 33. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของร้อยละการยืดตัว

กลุ่มทดลอง	สภาวะ	
	ควบคุม	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented M511 silicone	303.91 ± 44.45	285.59 ± 47.52
Pigmented M511 silicone	295.09 ± 45.06	289.88 ± 69.19

ตาราง 34. แสดงค่าความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ของร้อยละการยืดตัว

	Sum Sq	Df	F value	Pr (>F)
Pigment	51	1	0.0186	0.8923
Condition	1382	1	0.5003	0.4839
Pigment x Condition	430	1	0.1555	0.6957
Residuals	99464	36		



กราฟ 6.

## 3. ผลต่อความแข็ง (hardness results)

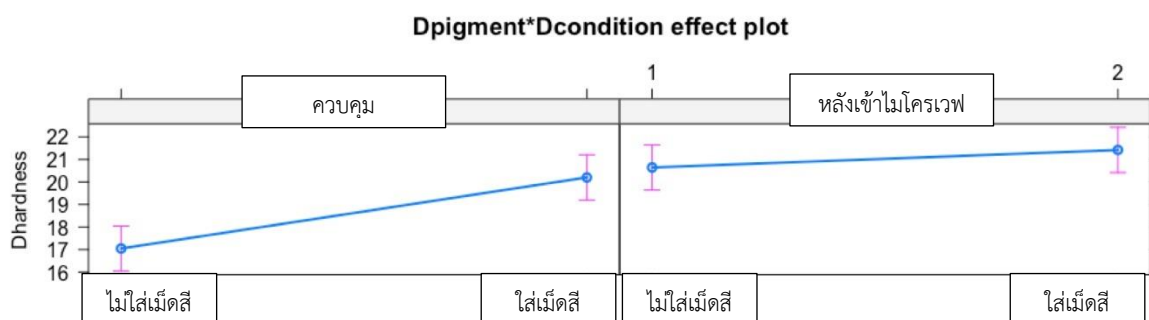
ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งของกลุ่มควบคุมและกลุ่มเข้าเตาไมโครเวฟถูกแสดงไว้ในตาราง 35. โดยมีค่าต่ำสุดที่  $17.04 \pm 1.81$  ซึ่งเป็นกลุ่มซิลิโคนกลุ่มควบคุมที่ไม่ผสมเม็ดสี และมีค่าสูงสุดที่  $21.42 \pm 1.93$  ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มเข้าไมโครเวฟที่ผสมเม็ดสี และพบว่าชนิดของเม็ดสีและการเข้าเตาไมโครเวฟมีปฏิสัมพันธ์ทางสถิติอย่างมีนัยสำคัญ ( $P<0.05$ ) โดยกลุ่มควบคุมพบว่าเม็ดสีมีผลให้ความแข็งเพิ่มขึ้น แต่หลังจากเข้าเตาไมโครเวฟเม็ดสีไม่มีผลต่อความแข็ง ตามตาราง 36. และกราฟ 7.

ตาราง 35. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็ง

กลุ่มทดลอง	สถานะ	
	ควบคุม	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented M511 silicone	17.04 ± 1.81	20.64 ± 1.16
Pigmented M511 silicone	20.20 ± 1.20	21.42 ± 1.93

ตาราง 36. แสดงค่าความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ของค่าความแข็ง (Hardness)

	Sum Sq	Df	F value	Pr (>F)
Pigment	38.730	1	15.8431	0.0003193
Condition	57.985	1	23.7193	<0.001
Pigment x Condition	14.113	1	5.7733	0.0215515
Residuals	88.006	36		



กราฟ 7.

#### 4. ผลต่อความทนต่อการฉีกขาด (tear strength results)

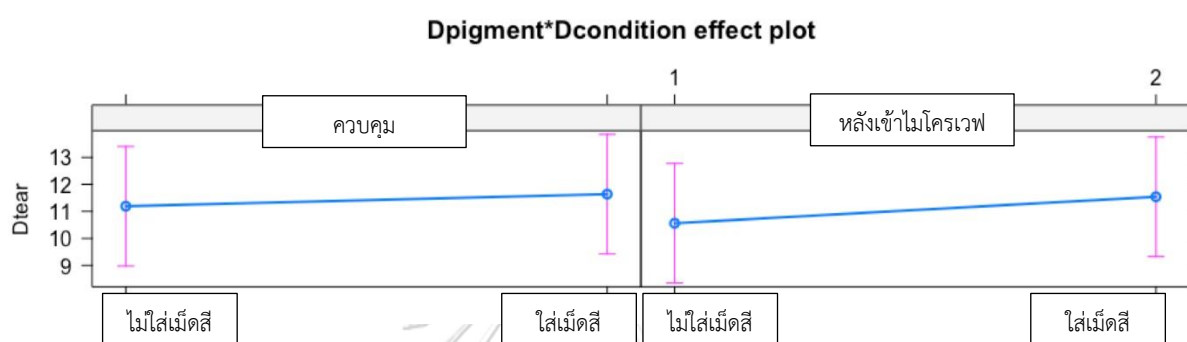
ความทนต่อการฉีกขาดมีค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานแสดงในตาราง 37. ค่าต่ำสุดที่  $10.56 \pm 2.25$  N/mm ซึ่งเป็นซิลิโคนเข้าไมโครเวฟที่ไม่ผสมเม็ดสี และค่าสูงสุดที่  $11.64 \pm 3.43$  N/mm ซึ่งเป็นซิลิโคนกลุ่มควบคุมที่ผสมเม็ดสี โดยพบว่าชนิดของเม็ดสีและการเข้าเตาไมโครเวฟไม่มีผลต่อความทนต่อการฉีกขาด ( $P > 0.05$ ) ดังแสดงในตาราง 38. และกราฟ 8.

ตาราง 37. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความทนต่อการฉีกขาด (N/mm)

กลุ่มทดลอง	สถานะ	
	ควบคุม	หลังเข้าไมโครเวฟ
Non-pigmented M511 silicone	11.19 ± 3.45	10.56 ± 2.25
Pigmented M511 silicone	11.64 ± 3.43	11.54 ± 4.36

ตาราง 38. แสดงค่าความแปรปรวนแบบ 2 ทาง (two-way ANOVA) ของค่าความทนต่อการฉีกขาด

	Sum Sq	Df	F value	Pr (>F)
Pigment	5.11	1	0.4286	0.5168
Condition	1.32	1	0.1111	0.7408
Pigment x Condition	0.71	1	0.0598	0.8082
Residuals	429.38	36		



กราฟ 8.



### การเปรียบเทียบผลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ VST-50 และ M511

เมื่อเปรียบเทียบสมบัติเชิงกลระหว่างชนิดซิลิโคนในแต่ละกลุ่มการทดลอง ซึ่งประกอบด้วย 4 กลุ่มคือกลุ่มควบคุมที่ไม่ผสมเม็ดสี กลุ่มควบคุมที่ผสมเม็ดสี กลุ่มเข้าไมโครเวฟที่ไม่ผสมเม็ดสี และกลุ่มเข้าไมโครเวฟที่ผสมเม็ดสี จะพบว่าซิลิโคน VST-50 มีค่าสมบัติเชิงกลที่สูงกว่าซิลิโคน M511 ในทุกประเภทสมบัติเชิงกลในทุกกลุ่มการทดลอง ( $P < 0.05$ ) ยกเว้นค่าความแข็งในกลุ่มเข้าไมโครเวฟผสมเม็ดสีที่พบว่าไม่มีค่าไม่แตกต่างกันระหว่างซิลิโคนทั้ง 2 ชนิด ( $P > 0.05$ ) (ตาราง 39.)

ตาราง 39. แสดงค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ VST-50 และ M511

	สภาวะ			
	ควบคุม		หลังเข้าไมโครเวฟ	
	ไม่ผสมเม็ดสี	ผสมเม็ดสี	ไม่ผสมเม็ดสี	ผสมเม็ดสี
1. ผลต่อความทนต่อแรงดึง (tensile strength results)				
VST-50	2.48 ± 0.35	1.99 ± 0.22	2.57 ± 0.37	2.18 ± 0.34
M511	0.89 ± 0.12	1.07 ± 0.12	0.87 ± 0.17	0.92 ± 0.28
2. ผลต่อร้อยละการยืดตัว (percent elongation results)				
VST-50	622.724 ± 50.41	639.411 ± 36.77	626.121 ± 52.33	659.607 ± 29.93
M511	303.91 ± 44.45	295.09 ± 45.06	285.59 ± 47.52	289.88 ± 69.19
3. ผลต่อความแข็ง (hardness results)				
VST-50	23.57 ± 1.51	22.12 ± 1.03	23.29 ± 1.41	21.30 ± 1.41 <sup>A</sup>
M511	17.04 ± 1.81	20.20 ± 1.20	20.64 ± 1.16	21.42 ± 1.93 <sup>A</sup>
4. ผลต่อความทนต่อการฉีกขาด (tear strength results)				
VST-50	22.77 ± 2.65	21.90 ± 1.40	23.48 ± 3.15	24.78 ± 2.96
M511	11.19 ± 3.45	11.64 ± 3.43	10.56 ± 2.25	11.54 ± 4.36

ดรรชนีบนเหมือนกันในแนวคอลัมน์คือไม่มีความแตกต่างทางสถิติ ( $P > 0.05$ )

## บทที่ 6

### อภิปรายผลการวิจัย (Discussion)

ปัญหาสำคัญที่พบได้หลังจากการใช้งานอวัยวะเทียมชนิดซิลิโคนคือการฉีกขาดของขอบวัสดุและสีของวัสดุที่เปลี่ยนไป การทดสอบสมบัติเชิงกลทั้ง 4 วิธีจึงเป็นการประเมินสมบัติของวัสดุในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกร โดยความทนแรงดึงแสดงถึงผลต่อความคงทนของอวัยวะเทียม ร้อยละการยืดตัวบ่งบอกถึงความยืดหยุ่นของอวัยวะเทียมและความสามารถในการขยับไปตามการเคลื่อนไหวของใบหน้า ความแข็งคือความต้านทานของวัสดุต่อการเจาะหรือการทำให้เป็นรอยขรุขระ และการทดสอบสุดท้ายคือความทนต่อการฉีกขาดซึ่งมีความสำคัญอย่างมากต่อการทำอวัยวะเทียมให้บางกลืนไปกับผิวใบหน้า (47) (36) รายงานสมบัติของวัสดุในอุดมคติของงานบูรณะขากรรไกรและใบหน้า โดยวัสดุที่ดีควรมีค่าความทนต่อการฉีกขาดสูง และค่าความแข็งต่ำ แต่หากค่าสูงหรือต่ำมากเกินไปก็ไม่เหมาะสมจะนำมาใช้งานโดยควรมีค่าความทนแรงดึงอยู่ในช่วง 6.89 ถึง 13.79 MPa ค่าร้อยละการยืดตัว ณ จุดขาดอยู่ในช่วง 400 ถึง 800 ค่าความแข็งอยู่ในช่วง 25 ถึง 35 Shore A และค่าความทนต่อการฉีกขาดอยู่ในช่วง 5.25 ถึง 17.51 N/mm

ซิลิโคน VST-50 และ M511 จะเกิดการเชื่อมโยงข้าม (cross-linking) โดยการเติม (addition reaction) หมู่ซิลิลไฮไดร (silyl hydride; -SiH) เข้าที่หมู่ไวนิล (vinyl; CH<sub>2</sub>=CH-) โดยใช้แพลทินัม (platinum) เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา (catalyst) หรือเรียกว่าปฏิกิริยาไฮโดรซิลิเลชัน (hydrosilylation reaction) โดยปฏิกิริยานี้จะเกิดขึ้นได้จากรังสีอัลตราไวโอเล็ต (UV exposure) อุณหภูมิที่สูงขึ้น (high temperature) และตัวเร่งปฏิกิริยา (73) อย่างไรก็ตามการเชื่อมโยงข้ามด้วยแพลทินัมของซิลิโคนจะถูกยับยั้งด้วยซัลเฟอร์ (sulfur) ไนโตรเจนออกไซด์ (nitrogen oxide) สารประกอบออร์แกโนทิน (organo-tin compounds) คาร์บอนมอนอกไซด์ (carbon monoxide) และลาเท็กซ์ (latex) (68) (48)

จากงานวิจัยนี้พบว่าเม็ดสีทำให้ความทนแรงดึงและความแข็งของซิลิโคน VST-50 ลดลงซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Mount J. ปี 2018 ที่พบว่าการใช้เม็ดสีชนิดซิลิโคนทำให้ความทนแรงดึงและความแข็งของซิลิโคน VST-50 ลดลง (74) ปี 1999 Lai J.H. และ Hodges J.S. ได้เปรียบเทียบสมบัติเชิงกลของซิลิโคนชนิด A-2186 ก่อนและหลังการเติมสารเติมแต่ง (additives) ซึ่งประกอบด้วยเม็ดสี ผงทึบแสง และเส้นใย พบว่าการเติมสารเติมแต่งมีผลให้ค่าความทนต่อแรงดึง ร้อยละการยืดตัว ความแข็ง และความทนต่อการฉีกขาดลดลง อันเนื่องมาจากเม็ดสี ผงทึบแสง และเส้นใย อาจเป็นสิ่งเจือปน (impurities) ที่ไปยับยั้งการทำงานของแพลทินัมทำให้การบ่มตัวของซิลิโคนลดต่ำลง สมบัติเชิงกลของซิลิโคนจึงต่ำลงด้วย (68) และจากการศึกษาของ Haug S.P. ปี 1999 (19) พบว่าการเติมเม็ดสีมีผลให้สมบัติทางกายภาพเปลี่ยนไปซึ่งแตกต่างกันขึ้นกับเม็ดสีแต่ละชนิด ซึ่งอาจเป็นผลมาจากสิ่งเจือปนของผลิตภัณฑ์มาจากโรงงานผลิต Yu R. และคณะได้ทำการศึกษาผลของเม็ดสีต่อสมบัติเชิงกลของซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิด Silastic 44210 พบว่าความทนแรงยึดและความแข็งมีค่าลดลง โดยอธิบายว่าเม็ดสีที่เติมเข้าไปจะเกิดปฏิกิริยา

ทางกายภาพ (physical interaction) คือไปขัดขวางการเกิดการเชื่อมโยงของซิลิโคนจึงมีผลให้สมบัติเชิงกลของวัสดุ แล่ง (5)

เม็ดสีชนิดซิลิโคนเป็นประเภทอนินทรีย์ (inorganic pigment) ประกอบด้วยออกไซด์ของโลหะ (metal oxides) จะถูกเตรียมในรูปของผงสีที่ละลายตัวอยู่ในพอลิไดเมทิลไซลอกเซนเหลว แม้เม็ดสีชนิดซิลิโคนจะถูกผู้ผลิต ซึ่งก็คือบริษัท Factor II อ้างว่าเข้ากันได้ (compatible) กับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ชนิดบ่มตัวด้วยแพลทินัม แต่เม็ดสีชนิดนี้ประกอบด้วยสารออกไซด์ของโลหะ ซึ่งอาจไปยับยั้งการทำงานของแพลทินัมจึงเกิดการเชื่อมโยงของซิลิโคนลดลง เป็นผลให้ความทนแรงดึงและความแข็งแรงของซิลิโคนชนิดนี้ลดลง อย่างไรก็ตามค่าความทนแรงดึงที่ลดลงของซิลิโคน VST-50 ยังคงสูงกว่าเกณฑ์สมบัติของวัสดุในอุดมคติ ขณะที่ค่าความแข็งแรงที่ลดลงอาจเป็นผลดีต่ออายุขัยเพราะทำให้มันได้ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อบริเวณใบหน้า

งานวิจัยนี้อุณหภูมิของน้ำหลังจากเข้าเตาไมโครเวฟที่ 660 วัตต์ 6 นาทีมีค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานคือ  $59.8 \pm 0.6$  องศาเซลเซียส แสดงถึงอุณหภูมิที่คงที่จากการใช้เตาไมโครเวฟเพื่อทำให้น้ำร้อน ซึ่งเป็นข้อดีของการใช้ไมโครเวฟเพื่อทำให้น้ำร้อนที่แตกต่างจากการต้มน้ำ โดยอุณหภูมิที่สูงขึ้นนี้อาจจะไปทำให้เกิดการบ่มตัวอย่างต่อเนื่อง (post curing) ของซิลิโคน สายโซ่โมเลกุลเกิดการเชื่อมโยงมากขึ้น เป็นผลให้วัสดุซิลิโคน VST-50 ทนต่อการฉีกขาดได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ขณะที่ค่าความทนต่อแรงดึงมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเช่นกันแต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เช่นเดียวกับผลการศึกษาโดย Eleni และคณะ พบว่าค่าความทนต่อแรงดึงของซิลิโคนชนิดหนึ่งก่อนและหลังเข้าเตาไมโครเวฟไม่แตกต่างกัน (13)

ขณะที่ซิลิโคน M511 กลับพบว่าเม็ดสีมีผลให้ความแข็งแรงของซิลิโคนเพิ่มขึ้นในกลุ่มควบคุม ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Bates M. ที่พบว่าความแข็งแรงของซิลิโคน M511 เพิ่มขึ้นหลังจากการผสมเม็ดสีชนิด Reality series (49) จากการศึกษาสมบัติเชิงกลของซิลิโคนในงานบูรณะใบหน้าและขากรรไกรของ Yu R. และคณะ อธิบายว่าสารเติมแต่งที่ทำให้เกิดปฏิกิริยาทางเคมี (chemical reaction) คือเกิดพันธะเคมีระหว่างเม็ดสีและพอลิเมอร์จะทำให้เกิดการเสริมแรง (reinforcement) (5) ซึ่งอาจเป็นเหตุผลให้การเติมเม็ดสีชนิดซิลิโคนมีผลให้ซิลิโคน M511 เกิดการเชื่อมโยงข้ามของสายโซ่โมเลกุลมากขึ้น ทำให้ความแข็งแรงของซิลิโคน M511 เพิ่มขึ้น เช่นเดียวกับความทนต่อแรงดึงและความทนต่อการฉีกขาดที่มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นแต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ความแข็งแรงที่เพิ่มขึ้นนี้ไม่ได้สูงเกินไปกว่าเกณฑ์สมบัติของวัสดุในอุดมคติของ Lewis D.H. และคณะ (36) อย่างไรก็ตามในกลุ่มเข้าไมโครเวฟพบว่ากลุ่มที่ไม่ผสมเม็ดสีมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น อาจเนื่องมาจากการที่เข้าไมโครเวฟมีผลให้ซิลิโคนเกิดการบ่มตัวอย่างต่อเนื่อง ขณะที่กลุ่มที่ผสมเม็ดสี พบว่าการเข้าไมโครเวฟไม่มีผลต่อความแข็งแรงของซิลิโคน M511 อาจเป็นผลมาจากซิลิโคนมีความแข็งแรงสูงอยู่แล้วหลังผสมเม็ดสี ภายหลังจากเข้าเตาไมโครเวฟจึงไม่พบความแตกต่างของความแข็งแรง (กราฟ 7)

เมื่อเปรียบเทียบกับผลของการบ่มเทียม (artificial aging) แบบต่าง ๆ ต่อสมบัติเชิงกลของซิลิโคน จากการศึกษาของ Polyzois G.L. ปี 1993 นำซิลิโคนชนิด Cosmesil HC2 Cosmesil SM4 และ Silskin II มาบ่มเทียมด้วยรังสียูวี พบว่าค่าความทนต่อการฉีกขาดลดลงอันเนื่องมาจากรอยร้าวขนาดเล็ก (microcrack) ที่เป็นผลให้เกิดการฉีกขาดง่ายขึ้น แต่ค่าความทนต่อแรงดึงสูงขึ้นจากการเชื่อมโยงที่มากขึ้น (75) ขณะที่การศึกษาของ Mount J. ปี

2018 พบว่าการบ่มเทียมซิลิโคน VST-50 ไม่มีผลต่อความทนต่อการฉีกขาดแต่มีผลให้ความทนแรงดึงเพิ่มขึ้น (74) การศึกษาของ Bates M. และคณะ พบว่าการบ่มเทียมทำให้ซิลิโคน M511 ที่ผสมด้วยเม็ดสี Reality series ให้ความทนแรงดึงและความทนต่อการฉีกขาดเพิ่มขึ้น (49)

เมื่อวิเคราะห์ค่าความแข็งหลังจากการเข้าเตาไมโครเวฟเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุมในงานวิจัยนี้ พบว่าซิลิโคน VST-50 มีค่าลดลงแต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ตรงข้ามกับการศึกษาโดย Mount J. ปี 2018 ที่พบว่าซิลิโคน VST-50 มีค่าความแข็งเพิ่มขึ้นภายหลังการบ่มเทียม (74) เช่นเดียวกับการศึกษาของ Bates M. ปี 2021 พบว่าค่าความแข็งของซิลิโคนชนิด A-2000 และ M511 ที่ผสมเม็ดสีเพิ่มขึ้นภายหลังการทำบ่มเทียม (49) ขณะที่ในงานวิจัยนี้ซิลิโคน M511 ที่ผสมเม็ดสีชนิดซิลิโคนนั้น พบว่าการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนจากพลังงานเตาไมโครเวฟ ไม่มีผลต่อความทนแรงดึง ความแข็ง และความทนต่อการฉีกขาด อย่างไรก็ตามวิธีการบ่มเทียมและการบ่มธรรมชาติที่ต่างกันมีผลให้ซิลิโคนแต่ละชนิดมีสมบัติเชิงกลเปลี่ยนแปลงไปแตกต่างกันด้วย โดย Eleni P.N. อธิบายว่าสมบัติเชิงกลที่เปลี่ยนแปลงไป อาจเกิดได้ใน 2 ลักษณะคือ หากซิลิโคนเกิดการเชื่อมโยงข้ามกันของสายโซ่มากขึ้นจากการที่มีการสร้างพันธะ จะทำให้วัสดุมีความแข็งเพิ่มขึ้น แต่หากซิลิโคนเกิดการย่อยสลายของสายโซ่ (chain scission) คือมีการทำลายพันธะ จะทำให้วัสดุมีความแข็งลดลง (64)

ซิลิโคน VST-50 และ M511 จัดเป็นซิลิโคนที่มีแพลทินัมเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา แต่เป็นซิลิโคนคนละชนิดกัน เมื่อแบ่งตามการบ่มตัว โดยซิลิโคน VST-50 จัดเป็นซิลิโคนที่บ่มตัวที่อุณหภูมิห้อง ขณะที่ M511 จัดเป็นซิลิโคนที่บ่มตัวด้วยความร้อน เมื่อเปรียบเทียบสมเชิงกลในแต่ละประเภทจะพบว่าซิลิโคน VST-50 มีสมบัติเชิงกลที่ดีกว่าซิลิโคน M511 นั่นคือความทนต่อแรงดึง ร้อยละการยืดตัวและความทนต่อการฉีกขาดที่มีค่าสูงกว่าเกือบเท่าตัว ขณะที่ความแข็งของซิลิโคน VST-50 มีค่ามากกว่าของซิลิโคน M511 ยกเว้นในกลุ่มที่เข้าไมโครเวฟและผสมเม็ดสี อาจเนื่องมาจากการเข้าไมโครเวฟและการผสมเม็ดสีมีผลให้ซิลิโคน M511 มีความหนาแน่นของการเชื่อมโยงมากขึ้นจึงมีความแข็งสูงขึ้นมา ขณะที่การเข้าไมโครเวฟไม่มีผลต่อความแข็งของซิลิโคน VST-50 และการผสมเม็ดสีมีผลให้ความแข็งของซิลิโคน VST-50 ลดลง เนื่องจากบริษัทผู้ผลิตไม่เปิดเผยถึงส่วนประกอบทางเคมีของซิลิโคนแต่ละชนิดจึงไม่สามารถวิเคราะห์ได้ อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Aziz T. และคณะในปี 2003 (40) ได้อธิบายว่าซิลิโคนอีลาสโตเมอร์แต่ละชนิดมีสมบัติเชิงกลต่างกันเนื่องจากมีระบบการเชื่อมโยงข้าม น้ำหนักโมเลกุล ความหนาแน่นของการเชื่อมโยงข้าม และสารเติมแต่งที่ต่างกัน

จากที่กล่าวข้างต้น ปัจจุบันยังไม่ม้งานวิจัยใดที่ศึกษาสมบัติเชิงกลของซิลิโคน VST-50 และ M511 ภายหลังการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ ดังนั้นจึงไม่สามารถเปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่นได้ และงานวิจัยนี้ศึกษาในซิลิโคน 2 ชนิดคือ VST-50 และ M511 สารที่บ่มที่ใช่คือชนิดซิลิโคนชนิดเดียว และใช้เม็ดสีชนิดซิลิโคนเพียง 3 สีคือแดง เหลือง และน้ำเงิน จึงไม่สามารถนำผลไปประยุกต์ใช้กับซิลิโคนอีลาสโตเมอร์และเม็ดสีชนิดอื่นได้ และในทางปฏิบัติอวัยวะเทียมบริเวณใบหน้าจะใช้พอลิยูรีเทน (polyurethane) รองระหว่างซิลิโคนและเนื้อเยื่อบริเวณใบหน้า ซึ่งงานวิจัยนี้ไม่ได้ศึกษาผลของการแช่พอลิยูรีเทนในน้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ จึงควรมีการศึกษาในวัสดุชนิดอื่น ๆ ต่อไป และงานวิจัยนี้ทดสอบสมบัติเชิงกลภายหลังการเข้าเตาไมโครเวฟ 18 ครั้งที่เป็นการจำลองการใช้งานจริง 18 เดือน ซึ่งควรมีการศึกษาสมบัติเชิงกลที่ระยะเวลา 6 และ 12



เดือนซึ่งก็คือหลังเข้าเตาไมโครเวฟ 6 และ 12 ครั้งร่วมด้วย เพื่อศึกษาแนวโน้มและอัตราการเปลี่ยนแปลงสมบัติเชิงกลของซิลิโคนหลังเข้าเตาไมโครเวฟ อย่างไรก็ตามจากการรวมปริทัศน์พบว่ายังไม่มีการศึกษาอย่างชัดเจนถึงการทำลายเชื่อมบนซิลิโคนอีลาสโตเมอร์ด้วยการแช่น้ำที่ให้อุ่นด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ ซึ่งทีมผู้วิจัยกำลังศึกษาเพิ่มเติมถึงประสิทธิภาพในการทำลายเชื่อมและกลไกของการแช่น้ำที่ให้อุ่นด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ การศึกษานี้จึงมุ่งเน้นถึงการเปรียบเทียบสมบัติเชิงกลก่อนและหลังการแช่น้ำที่ให้อุ่นด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟ เท่านั้น



## บทที่ 7

### สรุปผลการวิจัย (Conclusion)

ภายใต้ข้อจำกัดต่าง ๆ ในงานวิจัยนี้ สรุปได้ว่าการนำซิลิโคนแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟไม่มีผลให้สมบัติเชิงกลของซิลิโคนชนิด VST-50 เสื่อมสภาพเร็วขึ้น แต่กลับทำให้ทนต่อการฉีกขาดได้ดีขึ้น ขณะที่เม็ดสีชนิดซิลิโคนมีผลให้ความทนแรงดึงและความแข็งแรงของซิลิโคน VST-50 ที่ผสมด้วยสารทึบแสงชนิดซิลิโคน ลดลงทั้งก่อนและหลังการใช้เตาไมโครเวฟ ส่วนเม็ดสีชนิดซิลิโคนมีผลให้ซิลิโคน M511 ที่ผสมด้วยสารทึบแสงชนิดซิลิโคนมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น การเข้าไมโครเวฟมีผลเฉพาะซิลิโคน M511 ที่ผสมด้วยสารทึบแสงและไม่ผสมเม็ดสี แต่ไม่มีผลต่อซิลิโคน M511 ที่ผสมด้วยสารทึบแสงที่ผสมเม็ดสี จึงกล่าวได้ว่าการแช่น้ำที่ทำให้ร้อนด้วยพลังงานจากเตาไมโครเวฟเป็นวิธีการที่มีความปลอดภัยต่อสมบัติเชิงกลของวัสดุซิลิโคนชนิด VST-50 ที่ผสมสารทึบแสงทั้งกลุ่มที่ไม่ผสมและผสมเม็ดสี และซิลิโคนชนิด M511 ที่ผสมสารทึบแสงกลุ่มที่ผสมเม็ดสี เมื่อเปรียบสมบัติเชิงกลของซิลิโคนทั้ง 2 ชนิดพบว่า ซิลิโคน VST-50 มีค่าความทนต่อแรงดึง ร้อยละการยืดตัว ความแข็งแรง และความทนต่อการฉีกขาดมากกว่าซิลิโคน M511 ในทุกกลุ่มการทดสอบ ยกเว้นกลุ่มเข้าไมโครเวฟที่ผสมเม็ดสีที่ค่าความแข็งแรงของซิลิโคนทั้ง 2 ชนิดไม่แตกต่างกัน

## บรรณานุกรม

1. Kiat-amnuay S, Johnston DA, Powers JM, Jacob RF. Color stability of dry earth pigmented maxillofacial silicone A-2186 subjected to microwave energy exposure. *J Prosthodont.* 2005;14(2):91-6.
2. Han Y, Kiat-amnuay S, Powers JM, Zhao Y. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):465-73.
3. Leonardi A, Buonaccorsi S, Pellacchia V, Moricca LM, Indrizzi E, Fini G. Maxillofacial prosthetic rehabilitation using extraoral implants. *J Craniofac Surg.* 2008;19(2):398-405.
4. Butler DF, Gion GG, Rapini RP. Silicone auricular prosthesis. *J Am Acad Dermatol.* 2000;43(4):687-90.
5. Yu R, Koran A, 3rd, Craig RG. Physical properties of a pigmented silicone maxillofacial material as a function of accelerated aging. *J Dent Res.* 1980;59(7):1141-8.
6. Yu R, Koran A, 3rd, Craig RG. Physical properties of maxillofacial elastomers under conditions of accelerated aging. *J Dent Res.* 1980;59(6):1041-7.
7. Visser A, Raghoobar GM, van Oort RP, Vissink A. Fate of implant-retained craniofacial prostheses: life span and aftercare. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(1):89-98.
8. Aydin C, Karakoca S, Yilmaz H, Yilmaz C. Implant-retained auricular prostheses: an assessment of implant success and prosthetic complications. *Int J Prosthodont.* 2008;21(3):241-4.
9. Karakoca S, Aydin C, Yilmaz H, Bal BT. Retrospective study of treatment outcomes with implant-retained extraoral prostheses: survival rates and prosthetic complications. *J Prosthet Dent.* 2010;103(2):118-26.
10. Gault D. Post traumatic ear reconstruction. *J Plast Reconstr Aesthet Surg.* 2008;61 Suppl 1:S5-12.
11. Jani RM, Schaaf NG. An evaluation of facial prostheses. *J Prosthet Dent.* 1978;39(5):546-50.

12. Watson RM, Coward TJ, Forman GH. Results of treatment of 20 patients with implant-retained auricular prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(4):445-9.
13. Eleni PN, Perivoliotis D, Dragatogiannis DA, Krokida MK, Polyzois GL, Charitidis CA, et al. Tensile and microindentation properties of maxillofacial elastomers after different disinfecting procedures. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;28:147-55.
14. Goiato MC, Zucolotti BC, Mancuso DN, dos Santos DM, Pellizzer EP, Verri FR. Care and cleaning of maxillofacial prostheses. *J Craniofac Surg*. 2010;21(4):1270-3.
15. Huber H, Studer SP. Materials and techniques in maxillofacial prosthodontic rehabilitation. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2002;14(1):73-93.
16. Toljanic JA, Heshmati RH, Walton RL. Early rehabilitation of facial defects using interim removable prostheses: report of two clinical cases. *Ann Plast Surg*. 2003;50(2):188-91; discussion 92.
17. Craig RG, Koran A, Yu R, Spencer J. Color stability of elastomers for maxillofacial appliances. *J Dent Res*. 1978;57(9-10):866-71.
18. Dootz ER, Koran A, 3rd, Craig RG. Physical properties of three maxillofacial materials as a function of accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 1994;71(4):379-83.
19. Haug SP, Moore BK, Andres CJ. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part II: weathering effect on physical properties. *J Prosthet Dent*. 1999;81(4):423-30.
20. Lemon JC, Chambers MS, Jacobsen ML, Powers JM. Color stability of facial prostheses. *J Prosthet Dent*. 1995;74(6):613-8.
21. Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreopoulos AG. Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. *J Prosthet Dent*. 2000;83(5):572-7.
22. Hecker DM, Wiens JP, Cowper TR, Eckert SE, Gitto CA, Jacob RF, et al. Can we assess quality of life in patients with head and neck cancer? A preliminary report from the American Academy of Maxillofacial Prosthetics. *J Prosthet Dent*. 2002;88(3):344-51.
23. Gary JJ, Smith CT. Pigments and their application in maxillofacial elastomers: a literature review. *J Prosthet Dent*. 1998;80(2):204-8.

24. Hatamleh MM, Haylock C, Watson J, Watts DC. Maxillofacial prosthetic rehabilitation in the UK: a survey of maxillofacial prosthetists' and technologists' attitudes and opinions. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(12):1186-92.
25. Haug SP, Andres CJ, Munoz CA, Okamura M. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part III--Physical properties. *J Prosthet Dent.* 1992;68(4):644-51.
26. Haug SP, Andres CJ, Moore BK. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part III: weathering effect on color. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):431-8.
27. Andres CJ, Haug SP, Brown DT, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part II--Report of survey. *J Prosthet Dent.* 1992;68(3):519-22.
28. Goiato MC, Pesqueira AA, Santos DM, Dekon SF. Evaluation of hardness and surface roughness of two maxillofacial silicones following disinfection. *Braz Oral Res.* 2009;23(1):49-53.
29. Kiat-Amnuay S, Lemon JC, Powers JM. Effect of opacifiers on color stability of pigmented maxillofacial silicone A-2186 subjected to artificial aging. *J Prosthodont.* 2002;11(2):109-16.
30. Goiato MC, Haddad MF, Sinhorette MA, dos Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A. Influence of opacifiers on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. *Biomed Eng Online.* 2010;9:85.
31. Kiat-Amnuay S, Mekayarajjananonth T, Powers JM, Chambers MS, Lemon JC. Interactions of pigments and opacifiers on color stability of MDX4-4210/type A maxillofacial elastomers subjected to artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):249-57.
32. Han Y, Powers JM, Kiat-Amnuay S. Effect of opacifiers and UV absorbers on pigmented maxillofacial silicone elastomer, part 1: color stability after artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2013;109(6):397-401.
33. Cantor R, Curtis TA, Shipp T, Beumer J, 3rd, Vogel BS. Maxillary speech prostheses for mandibular surgical defects. *J Prosthet Dent.* 1969;22(2):253-60.
34. Yu R, Koran A. Dimensional stability of elastomers for maxillofacial applications. *J Dent Res.* 1979;58(9):1908-9.
35. Craig RG, Koran A, Yu R. Elastomers for maxillofacial applications. *Biomaterials.* 1980;1(2):112-7.

36. Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *J Prosthet Dent.* 1980;43(4):426-32.
37. Guiotti AM, Goiato MC, dos Santos DM. Evaluation of the Shore A hardness of silicone for facial prosthesis as to the effect of storage period and chemical disinfection. *J Craniofac Surg.* 2010;21(2):323-7.
38. Sweeney WT, Fischer TE, Castleberry DJ, Cowperthwaite GF. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. *J Prosthet Dent.* 1972;27(3):297-305.
39. Rahman AM, Jamayet NB, Nizami M, Johari Y, Husein A, Alam MK. Effect of Aging and Weathering on the Physical Properties of Maxillofacial Silicone Elastomers: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 2019;28(1):36-48.
40. Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *Journal of Dentistry.* 2003;31(1):67-74.
41. Barnhart GW. A new material and technic in the art of somato-prosthesis. *J Dent Res.* 1960;39:836-44.
42. Mitra A, Choudhary S, Garg H, H GJ. Maxillofacial prosthetic materials- an inclination towards silicones. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(12):ZE08-13.
43. Mohite UH. Environmental Factors Affecting Mechanical Properties of Facial Prosthetic Elastomers 1992.
44. Kiat-amnuay S, Jacob RF, Chambers MS, Anderson JD, Sheppard RA, Johnston DA, et al. Clinical trial of chlorinated polyethylene for facial prosthetics. *Int J Prosthodont.* 2010;23(3):263-70.
45. Farah JW, Robinson JC, Koran A, Craig RG, Hood JA. Properties of a modified cross-linked silicone for maxillofacial prostheses. *J Oral Rehabil.* 1987;14(6):599-605.
46. Mayer R. *The Artist's Handbook of Materials and Techniques*: Viking; 1991.
47. Nguyen CT, Chambers MS, Powers JM, Kiat-Amnuay S. Effect of opacifiers and UV absorbers on pigmented maxillofacial silicone elastomer, part 2: mechanical properties after artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2013;109(6):402-10.
48. Technovent. M511 Maxillofacial Rubber. 2012.
49. Bates MT, Chow JK, Powers JM, Kiat-Amnuay S. Color Stability and Mechanical Properties of Two Commonly Used Silicone Elastomers with e-Skin and Reality Coloring Systems. *Int J Prosthodont.* 2021;34(2):204-11.

50. Ariani N, Vissink A, van Oort RP, Kusdhany L, Djais A, Rahardjo TB, et al. Microbial biofilms on facial prostheses. *Biofouling*. 2012;28(6):583-91.
51. Reisberg DJ, Habakuk SW. Hygiene procedures for implant-retained facial prostheses. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):499-502.
52. Mima EG, Pavarina AC, Neppelenbroek KH, Vergani CE, Spolidorio DM, Machado AL. Effect of different exposure times on microwave irradiation on the disinfection of a hard chairside reline resin. *J Prosthodont*. 2008;17(4):312-7.
53. Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization. *J Am Dent Assoc*. 1985;110(2):194-8.
54. Zimmermann WJ, Beach PJ. Efficacy of Microwave Cooking for Devitalizing Trichinae in Pork Roasts and Chops. *J Food Prot*. 1982;45(5):405-9.
55. Seals RR, Jr., Cortes AL, Funk JJ, Parel SM. Microwave techniques for fabrication of provisional facial prostheses. *J Prosthet Dent*. 1989;62(3):327-31.
56. Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Spolidorio DM, Vergani CE, Mima EG, Machado AL. Effectiveness of microwave sterilization on three hard chairside reline resins. *Int J Prosthodont*. 2003;16(6):616-20.
57. Fellows PJ. 20 - Dielectric, ohmic and infrared heating. In: Fellows PJ, editor. *Food Processing Technology (Third Edition)*: Woodhead Publishing; 2009. p. 581-609.
58. Singh R, Heldman DR. Introduction to food engineering: Fifth edition. *Introduction to Food Engineering: Fifth Edition*. 2014:1-861.
59. Thanakkasaranee S, Sadeghi K, Seo J. Packaging materials and technologies for microwave applications: a review. *Critical Reviews in Food Science and Nutrition*. 2022:1-20.
60. Chen H, Xu Y, Liu M, Li T. An Experimental Study on the Dielectric Properties of Rubber Materials. *Polymers*. 2021;13(17):2908.
61. Mark JE. *Polymer data handbook*. New York: Oxford University Press; 1999. xi, 1018 p. p.
62. Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, Hodges JS. New organosilicon maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater*. 2002;18(3):281-6.

63. Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly(dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003;65(2):252-61.
64. Eleni PN, Krokida M, Polyzois G, Gettleman L, Bisharat GI. Effects of outdoor weathering on facial prosthetic elastomers. *Odontology*. 2011;99(1):68-76.
65. Hatamleh MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *Dent Mater*. 2010;26(2):185-91.
66. Moore DJ, Glaser ZR, Tabacco MJ, Linebaugh MG. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. *J Prosthet Dent*. 1977;38(3):319-26.
67. Sanchez RA, Moore DJ, Cruz DL, Chappell R. Comparison of the physical properties of two types of polydimethyl siloxane for fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent*. 1992;67(5):679-82.
68. Lai JH, Hodges JS. Effects of processing parameters on physical properties of the silicone maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater*. 1999;15(6):450-5.
69. Gunay Y, Kurtoglu C, Atay A, Karayazgan B, Gurbuz CC. Effect of tulle on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *Dent Mater J*. 2008;27(6):775-9.
70. International A. ASTM D412:2006. Standard test methods for vulcanized rubber and thermoplastic elastomers-tension. West Conshohocken: ASTM International; 2006.
71. International A. ASTM D2240-05:2010. Standard test method for rubber property - durometer hardness. West Conshohocken: ASTM International; 2010.
72. International A. ASTM D624:2007. Standard test method for tear strength of conventional vulcanized rubber and thermoplastic elastomers. West Conshohocken: ASTM International; 2007.
73. Lukin RY, Kuchkaev AM, Sukhov AV, Bekmukhamedov GE, Yakhvarov DG. Platinum-Catalyzed Hydrosilylation in Polymer Chemistry. *Polymers (Basel)*. 2020;12(10).
74. Mount J SN, Powers J, Kiat-amnuay S. Pigmented Maxillofacial Silicone Elastomer Mechanical and Color Properties After Aging. AADR/CADR Annual Meeting; Fort Lauderdale, Florida 2018.
75. Polyzois GL, Andreopoulos AG. Some physical properties of an improved facial elastomer: a comparative study. *J Prosthet Dent*. 1993;70(1):26-32.





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	Penchanok Santhaveesuk
วัน เดือน ปี เกิด	5 December 1991
สถานที่เกิด	Bangkok
วุฒิการศึกษา	-
ที่อยู่ปัจจุบัน	-
ผลงานตีพิมพ์	-
รางวัลที่ได้รับ	-



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY