

สมบัติทางกายภาพ ทางกล และความเข้ากันได้ทางชีวภาพของอีลาสโตเมอร์กิลิเจอร์จัดฟัน  
ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์



นายตุลย์ ศรีอัมพร

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

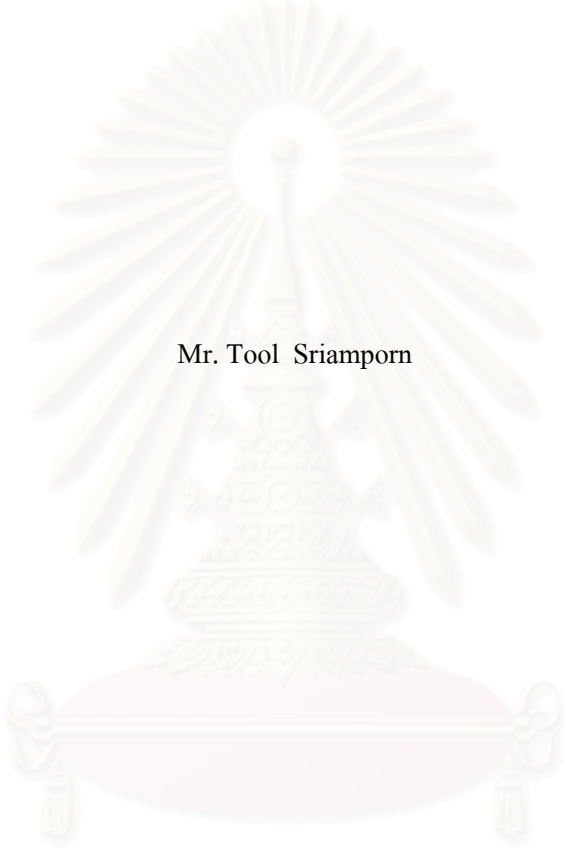
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2551

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

PHYSICAL – MECHANICAL PROPERTIES AND BIOCOMPATIBILITY OF ORTHODONTIC  
ELASTOMERIC LIGATURE FABRICATED FROM EPOXIDIZED NATURAL RUBBER



Mr. Tool Sriamporn

สถาบันวิทยบริการ

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

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry

Chulalongkorn University

Academic Year 2008

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

สมบัติทางกายภาพ ทางกล และความเข้ากันได้ทางชีวภาพของ  
อีลาสโตเมอร์กิลิเจนอร์จัดฟันที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์

โดย

นาย คุณย์ ศรีอัมพร

สาขาวิชา

ทันตกรรมประดิษฐ์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

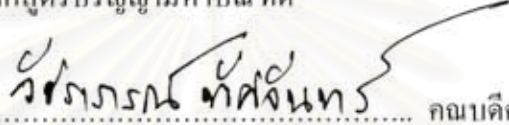
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.นิคม ชำรงค์อนันต์สกุล

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

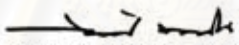
รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. สมพร สวัสดิ์สรรพ


ดร. นุชนาฏ ณ ระนอง

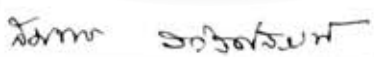
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาโทบัณฑิต

  
..... คณะบดีคณะทันตแพทยศาสตร์  
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง วัชรภรณ์ ทศจันทร์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

  
..... ประธานกรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สรรพชญ์ นามะโน)

  
..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.นิคม ชำรงค์อนันต์สกุล)

  
..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. สมพร สวัสดิ์สรรพ)

  
..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(ดร. นุชนาฏ ณ ระนอง)

  
..... กรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ วัชระ เพชรกุลปัด)

  
..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(รองศาสตราจารย์ ดร. จริยา บุญญวัฒน์)

คุณชัช ศรีอัมพร: สมบัติทางกายภาพ ทางกล และความเข้ากันได้ทางชีวภาพของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์จัดฟันที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์. (PHYSICAL – MECHANICAL PROPERTIES AND BIOCOMPATIBILITY OF ORTHODONTIC ELASTOMERIC LIGATURE FABRICATED FROM EPOXIDIZED NATURAL RUBBER.) อ. ที่ปรึกษา  
 วิทยานิพนธ์หลัก : ผศ. ทพ. ดร. นิยม ชำรงก้อนันต์สกุล, อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: รศ. ทพญ. ดร. สมพร สวัสดิ์สรพร และ ดร. นุชนาฏ ฉะรนอง, 78 หน้า




**วัตถุประสงค์** เพื่อผลิตอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์จัดฟันจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์และศึกษาเปรียบเทียบสมบัติทางกายภาพ / ทางกล และความเข้ากันได้ทางชีวภาพของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์จัดฟันที่ผลิตขึ้นกับอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์จัดฟันที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า จำนวน 7 ผลิตภัณฑ์

**วัสดุและวิธีการ** ผลิตอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซด์จำนวน 4 สูตร และใช้อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าจำนวน 7 ผลิตภัณฑ์ ทำการทดสอบสมบัติทางกายภาพ ได้แก่ ทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปในระยะเวลา 28 วัน เมื่อสัมผัสกับน้ำหรือน้ำมัน ทดสอบสมบัติทางกล ได้แก่ ค่าแรงดึงเริ่มต้น และความแข็งแรงแบบชอร์เอ และทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่เพาะเลี้ยงจากเหงือกของคน

**ผลการศึกษา** การทดสอบสมบัติทางกายภาพพบว่าอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ทั้ง 4 สูตร มีน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปในระยะเวลา 28 วันเมื่อสัมผัสกับน้ำหรือน้ำมัน คิดเป็นร้อยละ 6.24 ถึง 8.18 และร้อยละ 4.21 ถึง 5.48 ตามลำดับ ส่วนอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปร้อยละ 1.12 ถึง 2.15 และประมาณร้อยละ 0.19 ถึง 1.08 ตามลำดับ การทดสอบสมบัติทางกลพบว่าอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ทั้ง 4 สูตรมีค่าแรงดึงเริ่มต้นอยู่ที่ช่วง 2.31 ถึง 3.70 นิวตัน ขณะที่อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้ามีค่าแรงดึงเริ่มต้นอยู่ที่ช่วง 2.59 ถึง 5.19 นิวตัน ค่าความแข็งแรงแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์อยู่ที่ช่วง 63 ถึง 71 ส่วนอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้ามีค่าความแข็งแรงแบบชอร์เออยู่ที่ช่วง 60 ถึง 65 และผลการศึกษาด้วยการเพาะเลี้ยงเซลล์ไฟโบรบลาสต์จากเหงือกของคน พบว่าอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ทั้งสองชนิดไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ นอกจากนี้ยังเอื้อพื้นผิวให้เซลล์ยึดเกาะ แผ่นตัวและเพิ่มจำนวนด้วย

**สรุป** อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์มีร้อยละของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อแช่น้ำหรือน้ำมัน โดยมีค่าสูงกว่า ในขณะที่มีค่าแรงดึงเริ่มต้นและค่าความแข็งแรงแบบชอร์เอใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า และอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ทั้งสองชนิดแสดงสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อเหงือกของมนุษย์ได้เช่นเดียวกัน ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์มีคุณสมบัติที่ดี และมีศักยภาพเพียงพอที่จะปรับปรุงนำไปใช้เป็นยางวางในการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน

ภาควิชา ทันตกรรมประดิษฐ์  
 สาขาวิชา ทันตกรรมประดิษฐ์  
 ปีการศึกษา 2551

ลายมือชื่อนิสิต.....  
 ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....  
 ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม.....  
 ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม.....

# # 5076107532 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEYWORDS: BIOCOMPATIBILITY/ ELASTOMERIC LIGATURE/ EPOXIDIZED NATURAL RUBBER/ SURFACE HARDNESS SHORE A/ TENSILE FORCE/ WEIGHT CHANGED.

TOOL SRIAMPORN : PHYSICAL – MECHANICAL PROPERTIES AND BIOCOMPATIBILITY OF ORTHODONTIC ELASTOMERIC LIGATURE FABRICATED FROM EPOXIDIZED NATURAL RUBBER.

ADVISOR: ASST.PROF. NIYOM THAMRONGANANSKUL, Ph.D.,

CO-ADVISOR : ASSO.PROF. SOMPORN SWASDISON, Ph.D.,

NUSHANAD NA RANONG, Ph.D. 78 pp.

**Objective** To fabricate orthodontic elastomeric ligatures from epoxidized natural rubber and study the physical / mechanical properties and biocompatibility of the fabricated products in comparison to the 7 commercially available orthodontic elastomeric ligatures.

**Materials and methods** Four formulations of elastomeric ligatures were fabricated from epoxidized natural rubber. The fabricated elastomeric ligatures as well as the commercial orthodontic elastomeric ligatures were investigated for physical and mechanical properties, including the percentage of weight changes after immersion in water or oil for 28 days, initial tensile forces and surface hardnesses. The cellular biocompatibility of both types of products was also evaluated in human gingival fibroblasts in culture by using MTT technique and microscopies.

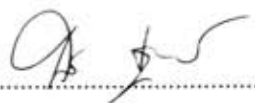
**Results** From the physical property testing, the weight changes after immersion in water or oil for 28 days were 6.24-8.18% and 4.21-5.48%, respectively for the 4 fabricated elastomeric ligatures and 1.12-2.15% and 0.19-1.08%, respectively for the commercial orthodontic elastomeric ligatures. For the mechanical test, the fabricated elastomeric ligatures showed the range of initial tensile force at 2.36-3.64 Newton and the range of surface hardness value at 63-71 while the commercial orthodontic elastomeric ligatures demonstrated the initial tensile force at 2.59-5.19 Newton and the range of surface hardness value at 60-65. The in vitro study revealed that both fabricated products and commercial products were non cytotoxic. In addition, they offered hospitable surfaces for cell attachment, spread and proliferation to the human gingival fibroblasts.

**Conclusion** The 4 formulations of fabricated elastomeric ligatures showed the higher of weight change value with the comparable initial tensile force and the surface hardness value to those of the commercial products. Both elastomeric ligatures fabricated from epoxidized natural rubber and the commercial elastomeric ligatures were biocompatible to human cells. These results suggested that the newly fabricated elastomeric ligatures have shown some advantages with the potential to be improved and used as orthodontic ligatures.

Department: Prosthodontics

Field of Study: Prosthodontics

Academic Year: 2008

Student's Signature.....

Advisor's Signature.....

Co-advisor's Signature.....

Co-advisor's Signature.....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความช่วยเหลือและการให้คำแนะนำเป็นอย่างดีจาก ผศ.ทพ.ดร. นิยม ชำรงค้อนันต์สกุล ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และรศ.ทญ.ดร. สมพร สวัสดิศรรพ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ผู้เขียนขอกราบขอบพระคุณอาจารย์เป็นอย่างดีที่ได้กรุณาจุดประกายความคิดและสละเวลาอันมีค่าในการให้คำปรึกษาอันมีประโยชน์อย่างยิ่ง ต่องานวิจัย สนับสนุนวัสดุ อุปกรณ์และทำให้ขั้นตอนต่างๆในการดำเนินงานมีความราบรื่น และช่วยแก้ไขข้อบกพร่องในการทำวิทยานิพนธ์จนเป็นที่เรียบร้อย

ขอกราบขอบพระคุณ ดร.นุชนาฏ ฌ ระนอง ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมที่ได้กรุณาสละเวลาอันมีค่าให้คำแนะนำ ให้คำปรึกษาทางด้านขงการออกสูตรยาง และการทดสอบสมบัติต่างๆ และให้ความรู้อันเป็นประโยชน์ยิ่งในการเขียนวิทยานิพนธ์ ขอกราบขอบพระคุณ รศ.ทพ.ดร. ทศพล ปิยะปัทมินทร์ ที่ได้กรุณาสละเวลาอันมีค่าให้ความรู้และคำปรึกษาทางด้านงานวิจัยและทันตกรรมจัดฟัน

ขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ ไพพรรณ พิทยานนท์ ที่ให้ความรู้และคำปรึกษาทางด้านสถิติในการวิจัย

ขอขอบพระคุณคุณสุทิน ทองคำ เจ้าหน้าที่ฝ่ายโรงงานในสถาบันวิจัยยาง ที่ให้ความช่วยเหลือให้ความรู้และคำแนะนำในการบดผสมยาง จนทำให้งานวิจัยสำเร็จลุล่วงมาด้วยดี รวมทั้งขอขอบคุณเจ้าหน้าที่สถาบันวิจัยทุกท่านที่ให้ความร่วมมือในการทำงานวิจัยครั้งนี้จนสำเร็จมาด้วยดี

ขอขอบพระคุณคุณรุจิพร ประทีปเสน ศูนย์เครื่องมือวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ให้คำปรึกษาด้านกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

ขอขอบคุณบุคลากรของศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ บุคลากรของภาควิชาทันตพยาธิวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ให้ความช่วยเหลือและให้ความเอื้อเฟื้ออย่างดียิ่ง สำหรับการดำเนินงานวิจัย

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากทุนพัฒนาวิชาการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 100 ปี

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณบิดามารดา น้อง รวมทั้งเพื่อน ๆ ทุกคน ที่ได้ให้ความช่วยเหลือ สนับสนุน และเป็นกำลังใจสำคัญตลอดเวลา ขอขอบคุณครูและอาจารย์ทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาการจนสามารถสร้างสรรค์วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ทำให้ผู้เขียนสามารถทำวิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี นอกจากนี้ยังมีบุคคลอีกมากมายซึ่งมิได้กล่าวถึง ข้าพเจ้าจึงขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้ด้วย

## สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อวิทยานิพนธ์ภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อวิทยานิพนธ์ภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ฉุ
<b>บทที่ 1 บทนำ .....</b>	<b>1</b>
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 คำถามงานวิจัย.....	3
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.4 ขอบเขตของการวิจัย .....	4
1.5 ข้อตกลงเบื้องต้น .....	4
1.6 ข้อยกเว้นของการวิจัย.....	4
1.7 คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	5
1.8 สมมติฐานงานวิจัย.....	6
1.9 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	7
1.10 รูปแบบการวิจัย.....	7
1.11 ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย.....	8
<b>บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....</b>	<b>10</b>
2.1 อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์.....	10
2.2 ยาง .....	12
ยางธรรมชาติ.....	12
ยางธรรมชาติอีพอกไซค์หรือยางอีเอ็นอาร์.....	13
ยางสังเคราะห์ .....	15
2.3 สารเคมีสำหรับยาง .....	16
2.4 การศึกษานำร่อง .....	23

<b>บทที่ 3</b>	<b>วิธีดำเนินการวิจัย .....</b>	<b>28</b>
3.1	ประชากร .....	28
3.2	วิธีการดำเนินการวิจัย .....	28
3.3	ตัวแปรในการวิจัย .....	40
3.4	การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	40
3.5	การวิเคราะห์ข้อมูล.....	40
<b>บทที่ 4</b>	<b>ผลการทดสอบและการวิเคราะห์ข้อมูล .....</b>	<b>41</b>
4.1	ลักษณะโดยทั่วไปของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจาก ยางธรรมชาติอีพอกไซค์.....	41
4.2	ผลการศึกษา.....	44
4.2.1.	การทดสอบสมบัติทางกายภาพ.....	44
4.2.2.	การทดสอบสมบัติทางกล.....	46
4.2.3.	การทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของชิ้นทดสอบต่อ เซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่เพาะเลี้ยงจากเหงือกของคน.....	49
<b>บทที่ 5</b>	<b>อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ .....</b>	<b>60</b>
5.1	การอภิปรายผล.....	60
5.2	สรุปผลการวิจัย.....	68
5.3	ข้อเสนอแนะ.....	68
	รายการอ้างอิง.....	69
	ภาคผนวก.....	73
	ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	78



## สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 1 แสดงขั้นตอนการปฏิบัติการวิจัย.....	8
ตารางที่ 2 แสดงส่วนประกอบของน้ำยาง.....	12
ตารางที่ 3 แสดงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ใช้ในการศึกษานำร่อง.....	23
ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของผลการศึกษานำร่องการทดสอบร้อยละของ น้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทุกบริษัทเมื่อแช่ในน้ำกลั่น เป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน.....	24
ตารางที่ 5 ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของผลการศึกษานำร่องการทดสอบร้อยละของ น้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทุกบริษัทเมื่อแช่ในน้ำมัน เป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน.....	25
ตารางที่ 6 ค่าแรงดึงเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) เป็นนิเวศน์ จากการศึกษา นำร่องของ ตัวอย่างอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จัดฟันจาก 7 บริษัท ที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ.....	26
ตารางที่ 7 ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของการศึกษานำร่องความแข็งแบบชอร์เอของ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จัดฟันของ 7 บริษัท ที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ.....	27
ตารางที่ 8 แสดงสูตรอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และ สารเคมีสำหรับยางสำหรับผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์.....	29
ตารางที่ 9 การแบ่งกลุ่มการทดสอบตามสูตรที่พัฒนาขึ้น.....	32
ตารางที่ 10 แสดงค่าเฉลี่ยร้อยละ(ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของ ชิ้นทดสอบเมื่อแช่ในน้ำกลั่นเป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน.....	44
ตารางที่ 11 แสดงค่าเฉลี่ยร้อยละ(ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้น ของชิ้นทดสอบเมื่อแช่ในน้ำมันเป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน.....	45
ตารางที่ 12 แสดงค่าแรงดึงเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) เป็นนิเวศน์ของ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จัดฟันที่ผลิตจากธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร ที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ.....	47

ตารางที่ 13	แสดงค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของความแข็งแรงแบบซอร์เโอของ อีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์จัดฟันที่ผลิตจากธรรมชาติพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร ที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ.....	48
ตารางที่ 14	แสดงค่าการดูดกลืนแสง (OD) และร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลัง สัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่างๆ โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมด้วยวิธี ทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 1.....	51
ตารางที่ 15	แสดงค่าการดูดกลืนแสง (OD) และร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลัง สัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่างๆ โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมด้วยวิธี ทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 2.....	52
ตารางที่ 16	แสดงค่าการดูดกลืนแสง (OD) และร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลัง สัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่างๆ โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมด้วยวิธี ทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 3.....	53
ตารางที่ 17	แสดงค่าการดูดกลืนแสง (OD) และร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลัง สัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่างๆ โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมด้วยวิธี ทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 4.....	54
ตารางที่ 18	ข้อมูลและกราฟมาตรฐานแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และ ค่าการดูดกลืนแสงด้วยวิธี MTT จากผู้ป่วยรายที่ 1.....	74
ตารางที่ 19	ข้อมูลและกราฟมาตรฐานแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และ ค่าการดูดกลืนแสงด้วยวิธี MTT จากผู้ป่วยรายที่ 2.....	75
ตารางที่ 20	ข้อมูลและกราฟมาตรฐานแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และ ค่าการดูดกลืนแสงด้วยวิธี MTT จากผู้ป่วยรายที่ 3.....	76
ตารางที่ 21	ข้อมูลและกราฟมาตรฐานแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และ ค่าการดูดกลืนแสงด้วยวิธี MTT จากผู้ป่วยรายที่ 4.....	77

ภาพที่	หน้า
ภาพที่ 1 แสดงลักษณะของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า.....	5
ภาพที่ 2 แสดงลักษณะของอีลาสโตเมอร์เซินหรือพาวเวอร์เซินที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า.....	6
ภาพที่ 3 แสดงลักษณะของแถบยางวงที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า.....	6
ภาพที่ 4 แสดงการผสมยางธรรมชาติกับสารอีพอกซีไคซ์เพื่อให้เกิดโครงสร้าง ยางอีพอกซีไคซ์.....	13
ภาพที่ 5 กราฟแสดงค่าแรงดึงของการศึกษานำร่องของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์จัดฟันจาก 7 บริษัท ที่ลดลงหลังจากแช่น้ำกลั่นที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ .....	26
ภาพที่ 6 แสดงเครื่องบดผสมยางระบบเปิด (open mill mixer) .....	30
ภาพที่ 7 แสดงตำแหน่งการเลือก 5 ตำแหน่งจากแผ่นยางคอมพาวด์.....	30
ภาพที่ 8 แม่พิมพ์โลหะและอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์.....	31
ภาพที่ 9 แสดงการยืดอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์เพื่อหาค่าแรงดึงโดยเครื่อง Lloyd Universal testing machine.....	34
ภาพที่ 10 แสดงเครื่องตริงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์.....	35
ภาพที่ 11 แสดงลักษณะของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกซีไค์.....	41
ภาพที่ 12 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 15 เท่า แสดง ลักษณะของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์จากบริษัทออร์ม โทคอร์โปเรชั่น (A) บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค (B) และอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติ อีพอกซีไค์ (C).....	42
ภาพที่ 13 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 2,000 เท่า แสดงลักษณะผิวด้านในเมื่อทำการตัดดูโครงสร้างภายในของของ อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์จากบริษัทออร์ม โทคอร์โปเรชั่น (A) บริษัท สามเอ็มยูเอสยูนิเทค (B) และอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติ อีพอกซีไค์ (C).....	43
ภาพที่ 14 กราฟแสดงค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์จัดฟันที่ผลิตจากธรรมชาติอีพอกซีไค์ ทั้ง 4 สูตรที่ลดลงหลังจากแช่น้ำกลั่นที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ.....	47
ภาพที่ 15 กราฟมาตรฐาน ซึ่งแสดงค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนแสงกับจำนวนเซลล์ ที่ได้จากผู้ป่วย 4 ราย.....	49

ภาพที่

หน้า

ภาพที่ 16 กราฟแสดงร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับซึ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ ของผู้ป่วยรายที่ 1 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม.....	51
ภาพที่ 17 กราฟแสดงร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับซึ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ ของผู้ป่วยรายที่ 2 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม.....	52
ภาพที่ 18 กราฟแสดงร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับซึ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ ของผู้ป่วยรายที่ 3 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม.....	53
ภาพที่ 19 กราฟแสดงร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับซึ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ ของผู้ป่วยรายที่ 4 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม.....	54
ภาพที่ 20 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์เฟสคอนทราสต์ชนิดหัวกลับแสดงลักษณะของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ ที่เพาะเลี้ยงร่วมกับซึ้นตัวอย่างจาก บริษัทออร์มโกคอร์โปเรชั่น (A) บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค (B) บริษัทอเมริกันออร์โธคอนติกส์ (C) อีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์สูตรที่ 1 (D) อีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์สูตรที่ 2 (E) อีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์สูตรที่ 3 (F) อีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์สูตรที่ 4 (G).....	56
ภาพที่ 21 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 200 เท่า และ 1,500 เท่า แสดงปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีต่อซึ้นตัวอย่างจาก บริษัทออร์มโกคอร์โปเรชั่น (A, B) บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค (C, D) บริษัทอเมริกันออร์โธคอนติกส์ (E, F) อีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์สูตรที่ 1 (G, H) อีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์สูตรที่ 2 (I, J) อีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์สูตรที่ 3 (K, L) และอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์สูตรที่ 4 (M, N).....	58

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน มนุษย์ได้นำยางธรรมชาติ (natural rubber) มาใช้ประโยชน์ในด้านต่าง ๆ มากมาย ยางธรรมชาติเป็นโพลีเมอร์ที่สามารถยืดหยุ่นได้เมื่อถูกแรงกระทำ และสามารถกลับคืนสู่สภาพเดิมได้เมื่อเอาแรงออก ยางธรรมชาติได้จากการนำน้ำยางสดที่หลังจากต้นยาง แล้วเติมด้วยกรดฟอร์มิก (formic acid) หรือกรดแอซิติก (acetic acid) ลงไป ซึ่งจะทำให้ส่วนของอนุภาคยาง (rubber particles) ตกตะกอนแยกตัวออกจากส่วนเหลวเป็นเนื้อยาง โดยเนื้อยางเป็น โพลีไอโซพรีน (polyisoprene) ที่มีไอโซพรีน (isoprene) เป็นหน่วยย่อยเชื่อมต่อกันอยู่ตั้งแต่ 1,500-15,000 หน่วย<sup>(1)</sup>

ผลิตภัณฑ์ทางทันตกรรมหลายชนิดมีองค์ประกอบหลักที่ทำจากยาง อาทิเช่น แผ่นยางกันน้ำลาย (rubber dam) แท่งยางกัตทาเพอร์ชา (gutta-percha) ถุงมือที่ใช้ตรวจพิกเราะห้โรค ถุงมือผ่าตัด ยางวงแหวนรูปกลมหรืออีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ (elastomeric ligature) สายโซ่สำหรับจัดฟันหรืออีลาสโตเมอร์เชน (elastomeric chain) ยางแยกฟัน (separated rubber band ) และแถบยางวง (elastic band)<sup>(2,3)</sup> ซึ่งผลิตภัณฑ์ 4 ชนิดหลังนี้เป็นวัสดุที่ใช้ในงานทันตกรรมจัดฟัน หน้าที่ของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ในงานทันตกรรมจัดฟันคือยึดเส้นลวดจัดฟัน (arch wire) ให้อยู่ในร่องของแบรคเกต (bracket) เพื่อทำให้เกิดแรงในการเคลื่อนฟันไปยังตำแหน่งที่เหมาะสม ซึ่ง อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ บางครั้งอาจเรียกว่าอีลาสโตเมอร์ริง (elastomeric ring)<sup>(4-6)</sup> หรือ ออร์โธคอนติคโอริง (orthodontic O-ring) หรือ อีลาสติกไท (elastic tie)<sup>(7,8)</sup>

สมบัติที่ต้องการของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ในงานทันตกรรมจัดฟันคือ สามารถยึดเส้นลวดจัดฟันให้อยู่ในร่องแบรคเกต มีความเสียดทานที่เหมาะสมกับเส้นลวดจัดฟัน ไม่เสื่อมสลายเมื่อสัมผัสน้ำลาย กรดหรือด่างและอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงจากอาหารที่รับประทาน ไม่เป็นที่ยึดเกาะของคราบจุลินทรีย์ ให้ความสะดวกแก่ทันตแพทย์ในการใส่และถอด อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ไม่ส่งเสริมให้เกิดฟันผุ ทนต่อแรงขัดถูได้ดี ผลติจากวัสดุที่เข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อในช่องปากและมีราคาไม่แพง<sup>(9, 10)</sup> ปัจจุบันอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ที่ใช้ในการรักษาทางทันตกรรมต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศ ทำให้ต้นทุนการรักษาทันตกรรมจัดฟันเพิ่มสูงขึ้น ซึ่งผลกระทบจะตกอยู่ที่ผู้ป่วย เนื่องจากอัตราค่ารักษาทางทันตกรรมจัดฟันที่สูงขึ้นนั่นเอง นอกจากนี้ผลิตภัณฑ์ของ อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ จากต่างประเทศเหล่านี้ ยังไม่ได้บอกถึงรายละเอียดของวัสดุที่นำมาใช้ผลิต รวมไปถึงสมบัติทางกายภาพและชีวภาพที่จะนำมาใช้ในผู้ป่วย

จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ ผลิตมาจากสาร โพลียูรีเทน (polyurethane) <sup>(9-11)</sup> และมีการรายงานเกี่ยวกับความเสื่อมของวัสดุที่ทำให้เกิดค่าแรงดึงที่ลดลงเมื่ออีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ สัมผัสกับน้ำลายและความร้อนในช่องปาก รวมทั้งความเสียหายที่เกิดขึ้นของตัววัสดุเองกับลวดจัดฟันที่ทำให้เกิดการเคลื่อนของฟันไปไม่เป็นไปตามตำแหน่งที่เหมาะสม และในเรื่องการหลังสารฟลูออไรด์จาก อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ เพื่อป้องกันฟันผุ จากการสืบค้นข้อมูลพบว่ายังไม่มีมีการรายงานและการศึกษาเกี่ยวกับ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ในประเทศไทย เมื่อพิจารณาลักษณะและสมบัติของ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟัน พบว่ามีแนวโน้มที่จะสามารถผลิตขึ้นมาใช้เองได้ภายในประเทศ เพราะประเทศไทยมีการส่งเสริมให้ปลูกต้นยางพาราแทบทุกภาค และยังเป็นผู้ส่งออกยางพาราเป็นอันดับหนึ่งของโลก สามารถทำรายได้ให้กับประเทศไม่น้อยกว่าปีละ 200,000 ล้านบาท <sup>(12)</sup> แม้ว่ายางธรรมชาติมีข้อด้อยคือ มักเสื่อมสภาพเร็วเมื่ออยู่ในสภาพแวดล้อมที่มีอุณหภูมิสูงหรือสัมผัสออกซิเจนและโอโซน ไม่ทนต่อน้ำมันและตัวทำละลายที่มีขี้ และอาจมีโปรตีนที่กระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาภูมิแพ้ในผู้ที่ใช้งาน แต่ยางธรรมชาติก็มีคุณสมบัติที่เด่นหลายประการ โดยเฉพาะความยืดหยุ่นที่สูง ทนต่อแรงดึง และทนทานต่อการฉีกขาด <sup>(13-15)</sup> ดังนั้นจึงเป็นการสมควรที่จะพัฒนาขงมาใช้ประโยชน์ในวงการทันตกรรม

นอกจากยางธรรมชาติแล้ว ขงยังสามารถสังเคราะห์ได้จากสาร โพลีเมอร์ ซึ่งเรียกว่า ขงสังเคราะห์ ขงสังเคราะห์ที่ผลิตในปัจจุบันมีหลายชนิด และแบ่งเป็นกลุ่มใหญ่ ๆ ตาม วิธีการนำไปใช้งานได้ 2 กลุ่มคือ (1) ขงสังเคราะห์ประเภทใช้งานทั่วไป ซึ่งมีสมบัติใกล้เคียงกับยางธรรมชาติ ไม่ทนทานต่อน้ำมัน และ (2) ขงสังเคราะห์ประเภทใช้งานพิเศษ ซึ่งมีสมบัติทนทานพิเศษต่อน้ำมันและตัวทำละลาย <sup>(15)</sup>

ในการผลิตขง ผู้ผลิตสามารถผสมขงสังเคราะห์แต่ละชนิดเข้าด้วยกันหรือผสมกับยางธรรมชาติ เพื่อให้ได้ผลิตภัณฑ์ขงที่มีสมบัติครบถ้วนตามที่ต้องการ รวมถึงยังมีการนำเอาขงธรรมชาติมาดัดแปลงสูตร โครงสร้างเพื่อให้มีลักษณะเฉพาะต่อการใช้งานมากขึ้นเช่น ขงธรรมชาติ อีพอกไซด์ หรือขงอีเอ็นอาร์ (epoxidized natural rubber or ENR rubber) โดยเป็นการเติมหมู่อีพอกไซด์ (epoxide group) บนโมเลกุลของขงธรรมชาติเพื่อปรับปรุงให้ผลิตภัณฑ์ขงสามารถทนต่อน้ำมันได้มากขึ้น <sup>(16)</sup>

ในการวิจัยนี้ผู้วิจัยมีความสนใจที่จะผลิต อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟันจากขงธรรมชาติเป็นวัสดุหลักแทนการใช้สาร โพลียูรีเทนในการผลิต โดยทำการผสมหาอัตราส่วนที่เหมาะสมระหว่างขงธรรมชาติอีพอกไซด์หรือขงอีเอ็นอาร์ ซึ่งทำจากขงธรรมชาติที่นำมาปรับโครงสร้างโดยใช้สารเคมีจำพวกกรดเปอร์ออกไซด์ (peroxy acid) กับสารเคมีสำหรับขงชนิดต่างๆ จากนั้นทำการทดสอบสมบัติทางกายภาพและทางกลและความเข้ากันได้ทางชีวภาพของ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้น

## 1.2 คำถามงานวิจัย

### การทดสอบสมบัติทางกายภาพ

1. อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติ อีพอกไซค์มีค่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นในระยะเวลา 28 วันเมื่อสัมผัสกับ น้ำกลั่นน้อยกว่าหรือเท่ากับอีลาสโตเมอร์ ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าหรือไม่

2. อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติ อีพอกไซค์มีค่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้น ในระยะเวลา 28 วันเมื่อสัมผัสกับน้ำมัน น้อยกว่าหรือเท่ากับ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าหรือไม่

### การทดสอบสมบัติทางกล

1. อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีค่าการทดสอบแรงดึง เริ่มต้นอยู่ในช่วงแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าหรือไม่

2. อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีค่าแรงดึงที่ผ่านการดึงและแช่น้ำกลั่นในระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันลดลงต่ำกว่า 0 นิวตันหรือไม่

3. อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีค่าการทดสอบความแข็งแรงแบบชอร์เริ่มต้นเท่ากับหรือมากกว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าหรือไม่

**ทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่เพาะเลี้ยงจากเหงือกของคน**

อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อหรือไม่

## 1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาหาสูตรของยางธรรมชาติอีพอกไซค์และสารเคมีสำหรับยางที่ใช้ ผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ในทางทันตกรรมจัดฟัน

2. ผลิตและศึกษาลักษณะทางกายภาพและทางกลของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้น

3. เพื่อศึกษาความเข้ากันได้ ทางชีวภาพ กับเนื้อเยื่อของ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์

## 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

รูปแบบการวิจัยเป็นการวิจัยเชิงทดลอง (experimental research) เพื่อหาสูตรที่เหมาะสมของยางธรรมชาติพอกไซค์และสารเคมีสำหรับยางที่ใช้ผลิตอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ในทางทันตกรรมจัดฟัน รวมถึงผลิตและศึกษาลักษณะทางกายภาพ ทางกล และศึกษาความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติพอกไซค์

## 1.5 ข้อตกลงเบื้องต้น

1. ในการทดสอบสมบัติการดึง จะผลิตแม่แบบของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ขึ้นมาเพื่อผลิตอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ให้มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายในคือ 0.120 นิ้ว ซึ่งเป็นขนาดที่ใช้กันแพร่หลายในงานทันตกรรมจัดฟัน

2. ดำเนินการทดสอบเรื่องแรงดึงตามที่ กำหนดไว้ในไอเอสโอ ที่ 21606 เรื่อง Elastomeric auxiliaries for use in orthodontics<sup>(17)</sup> โดยในการทดสอบสมบัติของ อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ทำการทดสอบเรื่องแรงดึงเพียงสองเรื่องคือ ทดสอบเรื่องค่าแรงเริ่มต้นและค่าแรงที่เหลืออยู่ภายใน 24 ชั่วโมง ซึ่งในงานวิจัยนี้กำหนดที่ค่าการยืดตัวที่ร้อยละ 200 หรือ 3.75 มิลลิเมตร (1.25x3) และได้กำหนดวัดค่าแรงที่เหลืออยู่ภายใน 24 ชั่วโมง โดยประยุกต์ตามข้อกำหนดของไอเอสโอดังนี้

2.1 ในการวิจัยครั้งนี้จะวัดค่าแรงที่ความยาว 3 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายในของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ แต่ระยะเวลาในการทดสอบเรื่องค่าแรงที่เหลืออยู่จะทดสอบหลายช่วงเวลาคือ 24 ชั่วโมง 7 วัน และ 28 วัน เพื่อใช้อ้างอิงในการใช้กับผู้ป่วยจริงและเป็นประโยชน์ในการวิเคราะห์ผลการทดลองต่อไป

2.2 การทดสอบสมบัติการดึงจะเปลี่ยนอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์วงใหม่ทุกครั้งในแต่ละช่วงเวลาของการแช่ในน้ำเพื่อให้ได้ค่าแรงที่เหมาะสมในการศึกษา

3. ในการทดสอบหาความแข็งแบบชอร์เอ (shore hardness) การทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นในระยะเวลา 28 วัน เมื่อสัมผัสกับน้ำกลั่นและน้ำมัน และความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อจะใช้แกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ที่ผลิตจากยางธรรมชาติ พอกไซค์ เนื่องจากผลิตมาจากวัสดุชนิดเดียวกัน มีขนาดและความหนาที่เหมาะสมในการทดสอบ

## 1.6 ข้อจำกัดของการวิจัย

1. ข้อมูลที่ใช้ประกอบการวิจัยมีไม่เพียงพอ โดยเฉพาะข้อมูลที่เกี่ยวข้องเกี่ยวกับส่วนประกอบของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ แต่ละชนิดซึ่งบริษัทผู้ผลิต ไม่เปิดเผย ทำให้ไม่สามารถแปลผลการวิจัยเชิงคุณภาพของวัสดุได้



2. การวิจัยนี้เป็นการทดลองแบบนอกร่างกายซึ่งได้พยายามเลียนแบบสภาพในช่องปากแต่ยังคงมีความแตกต่างอยู่บ้าง เช่น ช่วงอุณหภูมิในช่องปากที่แปรเปลี่ยนตามอาหารที่รับประทาน แรงบดเคี้ยว สภาพความเป็นกรด-ด่าง สารเคมีที่ใช้เกี่ยวกับการรักษาอนามัยช่องปากเช่น ยาสีฟัน น้ำยาบ้วนปาก เป็นต้น ดังนั้นการวิจัยนี้จึงเป็นผลที่ได้จากการกำหนดสภาพแวดล้อมบางประการเท่านั้น และเป็นแนวทางในการศึกษาคุณสมบัติของ อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ แต่ไม่สามารถนำมาอ้างอิงถึงสภาพการใช้งานจริงได้อย่างสมบูรณ์

### 1.7 คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

1. อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ (elastomeric ligature) หมายถึง ขางวงแหวนรูปกลมที่ใช้ยึดลวดจัดฟันให้อยู่ในร่องของแบรคเกตหรือหลักยึดออร์โธดอนติก (orthodontic attachments) บางครั้งอาจเรียกว่า อีลาสโตเมอร์ริง (elastomeric ring) หรือออร์โธดอนติกโอริง (orthodontic O-ring) หรืออีลาสติกไท (elastic tie) ดังภาพที่ 1



ภาพที่ 1 แสดงลักษณะของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า

2. อีลาสโตเมอร์เชนหรือพาวเวอร์เชน (elastomeric chains or power chain) มีลักษณะเป็นโซ่ขางที่ทำจากวัสดุเดียวกันกับ อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ใช้สำหรับดัดฟัน มีทั้งชนิดข้อถี่ (short span) ข้อกลาง (medium span) และข้อห่าง (long span) ดังภาพที่ 2



ภาพที่ 2 แสดงลักษณะของอีลาสโตเมอร์เช่นหรือพาวเวอร์เช่น ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า

3. แถบยางวง (elastic band) ในทางทันตกรรมจัดฟันใช้สำหรับคล้องฟันระหว่างขากรรไกรบน และล่าง ยางชนิดนี้ส่วนมากผลิตจากยางธรรมชาติ (natural rubber) ดังภาพที่ 3



ภาพที่ 3 แสดงลักษณะของแถบยางวงที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า

## 1.8 สมมติฐานงานวิจัย

### การทดสอบสมบัติทางกายภาพ

1. อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอพอกไซค์มีค่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้น ในระยะเวลา 28 วันเมื่อสัมผัสกับน้ำกลั่นน้อยกว่าหรือเท่ากับ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า

2. อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีค่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้น ในระยะเวลา 28 วันเมื่อสัมผัสกับน้ำมันน้อยกว่าหรือเท่ากับอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า

#### **การทดสอบสมบัติทางกล**

1. อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีค่าการทดสอบแรงดึง เริ่มต้นอยู่ในช่วงแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า

2. อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีค่าแรงดึงที่ผ่านการดึงและ แชน้ำกลั่นในระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันลดลงไม่ต่ำกว่า 0 นิวตัน

3. อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีค่าการทดสอบความแข็ง แบบชอร์เอเริ่มต้นเท่ากับหรือมากกว่าอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า

**ทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของแกนกลางที่เชื่อมวงอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่เพาะเลี้ยงจากเหงือกของคน**

อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ

### **1.9 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ**

1. ทราบอัตราส่วนที่เหมาะสมของยางและสารเคมีสำหรับยางที่ทำให้ได้ผลิตภัณฑ์ยางที่มีค่าการทดสอบสมบัติกล สมบัติทางกายภาพที่ดี และมีสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ

2. ได้อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตขึ้นมามีค่าการทดสอบสมบัติกล สมบัติทางกายภาพ และสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ใกล้เคียงหรือมากกว่าอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตขายในท้องตลาด

3. เป็นการ พัฒนาวัสดุ อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ เพื่อประหยัดค่าใช้จ่ายในการซื้อ อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ ซึ่งต้องนำเข้าจากต่างประเทศและสนองแนวพระราชดำริเกี่ยวกับ เศรษฐกิจพอเพียงที่เป็นการพึ่งพาตนเอง

4. งานวิจัยนี้สามารถเป็นพื้นฐานในการพัฒนาคุณสมบัติด้านต่างๆ เช่น การศึกษาในผู้ป่วย และการประเมินคุณภาพของ อีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ ในขณะที่ใช้งาน โดยทันตแพทย์ที่ใช้งานและผู้ป่วย ในอนาคต

### **1.10 รูปแบบการวิจัย**

เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (experimental research)

## 1.11 ลำดับขั้นตอนการปฏิบัติการวิจัย

ตารางที่ 1 แสดงขั้นตอนการปฏิบัติการวิจัย

กิจกรรม	เดือน											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
ทบทวนวรรณกรรมและวางแผนงานวิจัย	@	@										
ดำเนินการวิจัย		@	@	@	@	@						
เก็บรวบรวมผล				@	@	@	@					
วิเคราะห์ข้อมูล							@	@				
สรุปผล								@	@			
เตรียมรายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์								@	@			
เตรียมผลงานวิจัยตีพิมพ์เผยแพร่									@	@		
เตรียมเสนอผลงานวิจัย										@	@	

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์

อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์และอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าส่วนใหญ่ผลิตจากโพลียูรีเทน ซึ่งมีข้อดีหลายประการ โดยเฉพาะสมบัติทางกลที่ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิและเวลา เมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นโพลียูรีเทนจะมีสภาพเหนียวนุ่มเหมือนยาง หรือเมื่อสัมผัสกับน้ำเป็นเวลานานจะมีการบวมตัวและเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (hydrolysis) และสูญเสียสมบัติต่างๆ ไปเมื่อสัมผัสกับโอโซน (ozone) โดยจะมีความเค้นแรงดึง (tensile stress) และความสามารถในการยืดหยุ่น (flexibility) ลดลง อันเป็นผลมาจากปฏิกิริยาออกซิเดชัน (oxidation) ซึ่งสามารถป้องกันได้โดยการเติมสารแอนติออกซิแดนท์ เช่น ฟีนอลอัลฟาและเบตาแนฟทาลามีน (phenyl alpha and beta naphthalamine) รวมทั้งเมื่ออยู่ในช่องปากโพลียูรีเทนโพลีเมอร์จะเกิดรูพรุนขนาดเล็กขึ้นในเนื้อของวัสดุ ซึ่งสามารถเป็นที่สะสมของของเหลวและเชื้อจุลินทรีย์<sup>(18)</sup>

ปัจจัยที่มีผลต่อความเสื่อมของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์และอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากโพลียูรีเทน คือการลดลงของแรงดึง สาเหตุส่วนใหญ่มาจากสิ่งแวดล้อมในช่องปาก อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์เมื่อสัมผัสกับน้ำหรือน้ำลายเป็นเวลานานจะเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส Ash และ Nikolai<sup>(19)</sup> ได้ทำการศึกษเปรียบเทียบแรงดึงที่ลดลงของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ในสภาพแวดล้อมที่ต่างกันคือ ในน้ำ อากาศและช่องปาก พบว่าเมื่อเวลาผ่านไปครึ่งชั่วโมงมีการลดลงของแรงดึงของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ในช่องปากมากกว่าในอากาศอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อครบ 3 สัปดาห์ แรงดึงลดลงมากกว่าในอากาศถึงร้อยละ 20

Kuster, Ingervall และ Burgin<sup>(20)</sup> ได้ทำการศึกษาระงัดที่ลดลงของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์โดยเปรียบเทียบระหว่างภายในช่องปากและนอกช่องปากที่ทำในผู้ป่วย พบว่าอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์มีแรงดึงลดลงในสภาพภายในช่องปากมากกว่าภายนอกช่องปาก เมื่อเวลาผ่านไป 4 สัปดาห์ โดยแรงดึงลดลงประมาณร้อยละ 50 ของแรงดึงเริ่มต้น ซึ่งแรงดึงที่ลดลงเกิดรวดเร็วมากที่สุดใน 8 ชั่วโมงแรกที่อยู่ในช่องปาก

Wong<sup>(21)</sup> พบว่าน้ำมีผลทำให้ทั้งแถบยางวงและอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์มีค่าโมดูลัสการยืดหยุ่นลดลง ซึ่งผลที่ตามมาคือแรงดึงที่ลดลงนั่นเอง

ในการศึกษาเรื่องแรงดึงที่ลดลงของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ อุณหภูมิของร่างกายมนุษย์ ที่ 37 องศาเซลเซียส ถูกกำหนดเป็นปัจจัยในการทดลองเสมอ Brookes และ Hershey<sup>(22)</sup> ได้ศึกษาถึงผลของอุณหภูมิและเวลาที่มีต่อการลดลงของแรงจากอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ พบว่าอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ได้รับ

ความร้อนมีการลดลงของแรงดึงจนเหลือเพียงร้อยละ 30 ของแรงดึงเริ่มต้นเมื่อเวลาผ่านไปเพียง 1 ชั่วโมง จากนั้นค่อย ๆ ลดลง และเหลือแรงเพียงร้อยละ 20 ของแรงเริ่มต้นเมื่อเวลาผ่านไป 4 สัปดาห์

Taloumis และคณะ<sup>(10)</sup> ได้ทำการทดลองเพื่อเปรียบเทียบค่าแรงดึงที่ลดลงของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์เมื่อถูกยึดในหมุดเหล็กไร้สนิม (stainless steel dowel) ซึ่งมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.155 นิ้ว หรือ 3.875 มิลลิเมตร เนื่องจากเป็นระยะเส้นรอบวงของที่อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ยึดลวดจัดฟันให้ติดกับแบรคเกตของฟันตัดหน้าบน (central incisor bracket) แต่เมื่อนำมายึดโดยหัวจับที่ใช้ในการทดสอบค่าแรงดึงที่มีระยะทางในการยึดคือ 5.5 มิลลิเมตร และแช่ในน้ำกลั่นเป็นระยะเวลา 28 วัน ในสถานะอุณหภูมิห้อง 23 องศาเซลเซียส และอุณหภูมิในช่องปาก 37 องศาเซลเซียส พบว่าค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์เมื่ออยู่ในสถานะอุณหภูมิห้องมีค่าลดลงเพียงร้อยละ 25-48 ในขณะที่ค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์เมื่ออยู่ในสถานะในช่องปากมีค่าลดลงมากกว่าคือร้อยละ 42-66 โดยค่าแรงดึงภายใน 24 ชั่วโมงแรกลดลงอย่างรวดเร็วมากกว่าร้อยละ 40

Evangelista และคณะ<sup>(11)</sup> ได้ทดสอบเปรียบเทียบการแช่อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ในน้ำยาฆ่าเชื้อเป็นเวลา 10 นาที 1 ชั่วโมง 8 ชั่วโมง 24 ชั่วโมง 7 วัน 14 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ ที่อุณหภูมิ 23 องศาเซลเซียส แล้ววัดค่าแรงดึงที่ลดลงพบว่าเมื่อแช่อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ในน้ำยาฆ่าเชื้อเป็นเวลา มากกว่า 1 ชั่วโมง มีผลให้ค่าแรงดึงลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากน้ำยาฆ่าเชื้อไปละลายสารปรับสภาพพลาสติก (plasticizer) ทำให้เกิดความเสื่อมของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ซึ่งทำให้ค่าแรงดึงที่ได้มีค่าลดลง

Lam และคณะ<sup>(23)</sup> ได้ทดสอบเปรียบเทียบค่าแรงดึงที่ลดลงของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์หลังจากยึดโดยแบรคเกตจิก (bracket jig) ซึ่งมีขนาดเท่ากับแบรคเกตขนาด 0.018 นิ้ว และแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง 1 สัปดาห์ 2 สัปดาห์ 4 สัปดาห์ 8 สัปดาห์ และ 12 สัปดาห์ ตามลำดับ จากนั้นวัดค่าโดยการดึงจนอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์จนขาดผลการศึกษพบว่าค่าแรงดึงเริ่มต้นมีค่าในช่วง 19.2-21.8 นิวตัน โดยค่าแรงดึงเมื่อเวลาผ่านไปมีค่าลดลงตามลำดับและในสัปดาห์ที่ 12 แรงดึงมีค่าในช่วง 14.2-18 นิวตัน ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 73 - 91 ของค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์เริ่มต้น

Turkkahraman และคณะ<sup>(24)</sup> ได้ศึกษาเปรียบเทียบค่าสถานะของเชื้อจุลินทรีย์ในอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ใส่ในช่องปาก (microbial status) และสถานะปริทันต์ (periodontal status) ระหว่างการยึดลวดจัดฟันด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์และการยึดลวดจัดฟันด้วยเส้นลวดอ่อนเล็ก (ligature wire) ในขณะที่ใช้จริงในผู้ป่วย พบว่าผู้ป่วยที่ใช้อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ในการยึดลวดจัดฟันมีค่าสถานะของเชื้อในอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่อยู่ในช่องปาก และสถานะปริทันต์ คือ ค่าดัชนีเหงือก (gingival index) ดัชนีคราบจุลินทรีย์ (plaque index) ความลึกร่องลึกปริทันต์ (pocket depth) ไม่แตกต่างจากกลุ่มที่

ยึดลวดจัดฟันด้วยเส้นลวดอ่อนเล็ก แต่พบว่าค่าดัชนีเลือดออก (bleeding index) ของกลุ่มผู้ป่วยที่มัดลวดจัดฟันด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์มีค่ามากกว่า

ชนันท์<sup>(25)</sup> ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงดึงที่ลดลงของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ชนิดที่มีสีต่าง ๆ กัน ในน้ำกลั่น ที่ 37 องศาเซลเซียส ที่ระยะเวลา 1 ชั่วโมง 4 ชั่วโมง 24 ชั่วโมง 7 วัน 14 วัน และ 21 วัน พบว่าอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่มีสีต่างกัน ให้ค่าแรงดึงที่ต่างกันด้วย โดยค่าแรงดึงที่เกิดขึ้นของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ยังอยู่ในช่วงที่สามารถทำให้เกิดการเคลื่อนที่แบบทipping (tipping movement) ของฟันเขียวได้

จากการศึกษาเปรียบเทียบค่าแรงเสียดทานระหว่างวัสดุที่นิยมใช้ในการยึดลวดจัดฟันเข้ากับแบรคเกตซึ่งได้แก่ อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์และเส้นลวดอ่อนเล็ก Bedner และคณะ(1991)<sup>(26)</sup> Shivapuja และ Berger<sup>(27)</sup> พบว่าการยึดลวดจัดฟันด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์เกิดแรงเสียดทานมากกว่าการยึดด้วยเส้นลวดอ่อนเล็กในลวดทุกขนาดในบางการศึกษา เช่น การศึกษาของ Frank และ Nikolai<sup>(28)</sup> และ Edwards และคณะ<sup>(29)</sup> พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่าแรงเสียดทานที่เกิดจากการยึดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์และการยึดด้วยเส้นลวดอ่อนเล็กขณะที่ Schumacher และคณะ<sup>(30)</sup> พบว่าค่าแรงเสียดทานของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์มีค่าน้อยกว่าค่าแรงเสียดทานที่เกิดจากการยึดด้วยเส้นลวดอ่อนเล็ก

Chimenti และคณะ<sup>(31)</sup> ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบค่าความเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ขนาดต่าง ๆ คือ ขนาดเล็กซึ่งมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.6 มิลลิเมตร ขนาดกลางซึ่งมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 3.1 มิลลิเมตร และขนาดใหญ่ซึ่งมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 3.6 มิลลิเมตร กับลวดจัดฟัน พบว่าเมื่อใช้อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ขนาดเล็กและขนาดกลางในการมัดลวดจัดฟัน ทำให้ค่าแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นลดลงถึงร้อยละ 13-17 เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่มีขนาดใหญ่ และพบว่า เมื่อใช้อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่มีการผสมสารหล่อลื่น (lubricants) เช่น ซิลิโคน จะทำให้ค่าแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในกลุ่มอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ขนาดเล็กและขนาดกลางลดลงมาถึงร้อยละ 23-34 เมื่อเปรียบเทียบกับใช้อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ขนาดเล็กและกลางที่ไม่ได้เติมสารหล่อลื่นเข้าไป และยังพบว่า ค่าความเสียดทานลดลงมาถึงร้อยละ 36-43 เมื่อเปรียบเทียบกับอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ขนาดใหญ่ที่ไม่ได้ผสมสารหล่อลื่นลงไป

Dowling และคณะ<sup>(32)</sup> ได้ทำการศึกษาค่าแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นกับลวดจัดฟันในสภาวะแห้งและเปียกที่ อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส พบว่าค่าแรงเสียดทานของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์จะเกิดขึ้นและลดลงจนถึง 3-4 สัปดาห์ภายหลังจากการยึดลวดจัดฟัน

## 2.2 ยาง

### ยางธรรมชาติ

ยางธรรมชาติเป็นสารประกอบในกลุ่มพอลิเมอร์ที่มีโมเลกุลขนาดใหญ่ ประกอบด้วยหน่วยย่อยไอโซพรีน (isoprene) ซึ่งมีสมบัติที่สำคัญคือ ความยืดหยุ่น โครงสร้างทางเคมีประกอบด้วยคาร์บอน 5 อะตอม และไฮโดรเจน 8 อะตอม ( $C_5H_8$ ) หน่วยย่อยดังกล่าวเรียงตัวและมีความเชื่อมโยงกันในแบบ cis- 1, 4 configuration ทำให้เกิดเป็นพอลิเมอร์ที่เป็นโมเลกุลขนาดใหญ่ มีชื่อทางเคมีว่าพอลิไอโซพรีน (polyisoprene) มีน้ำหนักโมเลกุลตั้งแต่ประมาณหนึ่งล้านขึ้นไป พืชที่ให้น้ำยางที่สามารถนำมาใช้ประโยชน์ในเชิงการค้าคือ ยางธรรมชาติที่ได้จากพืชสกุล *Hevea* หรือที่เรียกว่า ยางพารา

### ส่วนประกอบของน้ำยาง

น้ำยางสดจากต้นยางพารามีลักษณะเป็นของเหลวสีขาวหรือสีครีม โดยมีอนุภาคยางแขวนลอยอยู่ในตัวกลางที่เป็นน้ำ อนุภาคยางมีรูปร่างกลมหรือรูปลูกแพร์ มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.05–5 ไมครอน ความหนาแน่น 0.975–0.980 กรัมต่อมิลลิลิตร มีความเป็นกรด-ด่าง (pH) ประมาณ 6.5–7.0 โดยทั่วไปปริมาณเนื้อยางในน้ำยางธรรมชาติไม่แน่นอนอยู่ระหว่างร้อยละ 25 ถึง 45 โดยน้ำหนัก แต่โดยเฉลี่ยน้ำยางธรรมชาติมีส่วนประกอบดังนี้

ตารางที่ 2 แสดงส่วนประกอบของน้ำยาง

ส่วนประกอบ	เฉลี่ยร้อยละ (โดยน้ำหนัก)
สารที่เป็นของแข็งทั้งหมด	36
เนื้อยางแห้ง	33
สารกลุ่มโปรตีนและไขมัน	1 – 1.2
สารกลุ่มคาร์โบไฮเดรต	1
เถ้า	1
น้ำ	64

ผิวของอนุภาคยางมีเยื่อหุ้ม (membrane) ที่ประกอบด้วยไขมันและโปรตีน โดยแต่ละอนุภาคมีอนุภาคของโปรตีนอยู่รอบนอก ทำให้เกิดแรงผลักระหว่างอนุภาคยาง ซึ่งมีผลให้น้ำยางสามารถ



คงสภาพเป็นของเหลวได้ ดังนั้น เมื่อมีการทำลายเยื่อหุ้มอนุภาคหรือมีการสะเทินอนุภาค จะทำให้อนุภาคยางที่แขวนลอยอยู่ในตัวกลางเกิดการรวมตัวจับกันเป็นก้อนได้<sup>(15)</sup>

### ยางธรรมชาติอีพอกไซด์หรือยางอีเอ็นอาร์ (epoxidized natural rubber ; ENR)

เป็นยางธรรมชาติที่ถูกปรับโครงสร้างโดยใช้สารเคมีจำพวกกรดเปอร์ออกไซด์ ทำให้ยางมีลักษณะเป็นสีน้ำตาลเข้มกว่ายางธรรมชาติปกติ ยางธรรมชาติอีพอกไซด์มีสมบัติบางประการที่ดีกว่ายางธรรมชาติ เช่น การที่ยางมีความเป็นขั้ว (polar) มากขึ้น สามารถทนต่อน้ำมันและตัวทำละลายที่ไม่มีขั้วได้ดี ทนต่อโอโซน และการซึมผ่านของอากาศได้ดี เพราะพันธะคู่ในโครงสร้างยางธรรมชาติมีปริมาณน้อยลง อย่างไรก็ตามยางธรรมชาติอีพอกไซด์มีสมบัติบางประการที่ด้อยกว่ายางธรรมชาติ เช่น มีความยืดหยุ่นลดลง และหากนำไปวัลคาไนซ์ด้วยกำมะถัน ยางจะไม่ทนต่อความร้อน

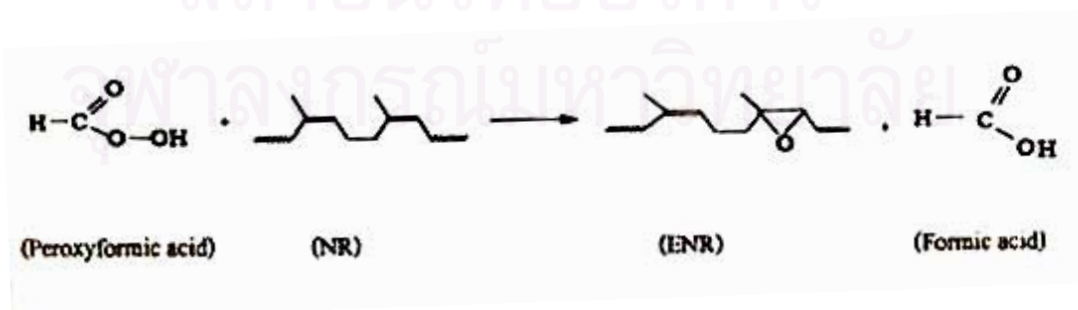
ยางธรรมชาติอีพอกไซด์สามารถเตรียมได้จากน้ำยางและยางแห้งดังวิธีต่อไปนี้

#### 1. การเตรียมยางธรรมชาติอีพอกไซด์จากน้ำยาง

1.1 ในการปรับโครงสร้างของน้ำยาง ต้องทำให้อนุภาคยางมีการกระจายอย่างสม่ำเสมอก่อน เพื่อไม่ให้น้ำยางเกิดการรวมตัวเป็นก้อน โดยการใส่สารปรับสภาพผิวยาง เช่น สารลดความตึงผิวชนิดที่ไม่มีประจุ (non-ionic surfactant) ประเภทเอทิลีนออกไซด์

1.2 เตรียมสารอีพอกไซด์ ซึ่งเป็นกรดเปอร์ออกไซด์ เช่น กรดเปอร์ออกซีฟอร์มิก (peroxyformic acid) และกรดเปอร์ออกซีเบนโซอิก (peroxybenzoic acid)

1.3 เมื่อผสมยางธรรมชาติเข้ากับสารอีพอกไซด์ ที่อุณหภูมิ 60-70 องศาเซลเซียส จะทำให้เกิดอีพอกไซด์เดชันกับยางธรรมชาติตรงตำแหน่งพันธะคู่ เกิดเป็นยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีออกซิเจนอยู่ในโครงสร้างของยางธรรมชาติและได้กรดฟอร์มิกหรือกรดเบนโซอิกกลับคืนมาดังสมการ



ภาพที่ 4 แสดงการผสมยางธรรมชาติกับสารอีพอกไซด์เพื่อให้เกิดโครงสร้างยางอีพอกไซด์

น้ำยางจะเกิดปฏิกิริยามากหรือน้อย ขึ้นกับปริมาณของสารอีพอกซีไคซ์ ซึ่งในการผลิตทางการค้านิยมผลิตจากยางธรรมชาติที่มีจำนวน โมล ร้อยละ 25 และ 50 (ENR-25 and ENR-50) ในการทำปฏิกิริยาอีพอกซีไคซ์

1.4 เมื่อได้น้ำยางอีพอกซีไคซ์แล้ว ต้องทำให้เป็นกลางด้วยด่างก่อนจากนั้นทำให้น้ำยางเกิดการจับตัวเป็นก้อนด้วยความร้อน แล้วจึงล้างยางธรรมชาติอีพอกซีไคซ์ด้วยน้ำและอบแห้ง

## 2. การเตรียมยางธรรมชาติอีพอกซีไคซ์จากยางแห้ง

ยางแห้งที่นำมาทำให้เกิดปฏิกิริยาอีพอกซีไคซ์ จำเป็นต้องทำให้เป็นสารละลายยางก่อน โดยการนำยางมาละลายในน้ำยางสน โทลูอิน หรือ เบนซิน จากนั้นจึงเติมสารอีพอกซีไคซ์ เช่น กรดฟอร์มิกเปอร์ออกไซด์หรือกรดเปอร์ออกไซด์เบนโซอิก เช่นเดียวกับน้ำยาง

### คุณสมบัติที่สำคัญและการใช้งานของยางธรรมชาติอีพอกซีไคซ์

คุณสมบัติที่สำคัญของยางธรรมชาติอีพอกซีไคซ์

- ยางธรรมชาติอีพอกซีไคซ์มีออกซิเจนอยู่ในโครงสร้างโมเลกุล ทำให้ง่ายมีความเป็นขี้ผึ้งมากขึ้น สามารถทนต่อน้ำมันได้
- สามารถทนทานต่อโอโซนและการซึมของอากาศดี

การใช้งานของยางธรรมชาติอีพอกซีไคซ์

- ใช้ในอุตสาหกรรมรองเท้า โดยทำหน้าที่เป็นกาวหรือสารยึดติด
- ใช้ในอุตสาหกรรมการทำสี ทำให้เกิดการยึดติดที่ดีของสี
- ใช้ในอุตสาหกรรมยางรถยนต์ ทำให้ทนต่อการซึมของอากาศได้ดี
- ใช้เป็นตัวเชื่อมต่อระหว่างยางและพลาสติก เช่น พีวีซี (PVC) เป็นต้น<sup>(13)</sup>

Davies และคณะ<sup>(33)</sup> พบว่ายางธรรมชาติสามารถถูกดัดแปรทางเคมีด้วยกรดเปอร์ออกไซด์ ซึ่งวิธีนี้จะได้น้ำยางอีพอกซีไคซ์บนโมเลกุลของยางธรรมชาติแบบสุ่ม โดยยางอีพอกซีไคซ์ที่ได้จะมีสมบัติที่น่าสนใจหลายประการ เช่น มีความต้านทานน้ำมันปิโตรเลียม มีความแข็งแรงสูง และสามารถเกิดผลึก (strain crystallization) ของยางได้เช่นเดียวกับยางธรรมชาติ ถึงแม้จะมีน้ำยางอีพอกซีไคซ์ที่จำนวนโมลถึงร้อยละ 95 ซึ่งการเกิดผลึกจะทำให้ง่ายที่ได้มีความทนต่อแรงดึงและมีค่าอุณหภูมิกลาสทรานซิชัน (glass transition temperature) เพิ่มสูงขึ้นอีกด้วย

Gelling<sup>(34)</sup> ได้ศึกษาอุณหภูมิกลาสทรานซิชัน ของยางธรรมชาติอีพอกซีไคซ์ที่มีปริมาณอีพอกซีไคซ์ต่าง ๆ กันพบว่าเมื่อมีปริมาณอีพอกซีไคซ์สูงขึ้นค่าอุณหภูมิกลาสทรานซิชันของยางธรรมชาติอีพอกซีไคซ์จะสูงขึ้นตามด้วย

Gelling และ Morison<sup>(35)</sup> ได้ศึกษาพบว่าการวัลคาไนซ์ยางธรรมชาติอีพอกไซค์ด้วยซัลเฟอร์ จะเกิดปฏิกิริยาวัลคาไนเซชันได้เร็วและพบว่าเวลาคงรูปยางธรรมชาติอีพอกไซค์จะสั้นกว่ายางธรรมชาติ

Poh และ Kwok<sup>(36)</sup> ได้ทำการศึกษาพบว่าการผสมยางธรรมชาติอีพอกไซค์กับยางธรรมชาติ จะมีค่าความทนแรงดึงสูงสุดเมื่อผสมในอัตราส่วนร้อยละ 50 ต่อ 50 เนื่องจากเป็นอัตราส่วนที่เหมาะสม ที่ยางทั้งสองมีการเสริมแรงซึ่งกันและกัน ส่งผลให้สมบัติทนแรงดึงสูงขึ้น

จริญญา<sup>(37)</sup> ได้ทำการศึกษาความต้านทานน้ำมันและสมบัติเชิงกลของยางธรรมชาติอีพอกไซค์ พบว่ายางธรรมชาติอีพอกไซค์มีการบวมตัวในน้ำมันน้อยกว่ายางธรรมชาติ โดยยางธรรมชาติอีพอกไซค์ชนิดที่มีจำนวนโมลร้อยละ 65 (ENR-65) ในการทำปฏิกิริยาอีพอกไซค์มีความต้านทานต่อน้ำมันใกล้เคียงกับยางไนไตรล์

ปัจจุบันมีการศึกษาสมบัติของยางธรรมชาติอีพอกไซค์พบว่าสามารถนำมาผสมกับ โพลีเมอร์ชนิดอื่น ๆ อาทิเช่น โพลีเมทิลเมทาคริเลท (polymethyl methacrylate)<sup>(38)</sup> โพลีพรอไพลีน (polypropylene)<sup>(39)</sup> อีพอกซีเรซิน (epoxy resin)<sup>(40)</sup> โพลีเอทิลีน (Polyethylene)<sup>(41)</sup> เพื่อให้สมบัติทางกล และทางกายภาพของยางดีขึ้น

## ยางสังเคราะห์

ยางสังเคราะห์ส่วนใหญ่เป็นผลผลิตจากอุตสาหกรรมปิโตรเคมี ปัจจุบันนี้มีการผลิตยางสังเคราะห์ในเชิงการค้าหลายชนิด ซึ่งยางสังเคราะห์แบ่งได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ คือ

1. **ยางสังเคราะห์เพื่อใช้งานทั่วไป** (synthetic rubber for general purpose) เป็นยางที่ผลิตขึ้นมาเพื่อใช้แทนยางธรรมชาติ เช่น ยางโพลีไอโซพรีนสังเคราะห์ (synthetic polyisoprene rubber) ยางสไตรีนบิวตาไดอิน (styrene-butadiene rubber) ยางบิวตาไดอิน (butadiene rubber) ยางไอโซบิวทิลีนไอโซพรีนหรือยางบิวไทล์ (isobutylene isoprene rubber or butyl rubber) ยางเอทิลีนโพรพิลีนไดอินมอนอเมอร์ (ethylene propylene diene monomer) เป็นต้น

2. **ยางสังเคราะห์เพื่อใช้งานพิเศษ** (synthetic rubber for special purpose) เป็นยางที่ผลิตขึ้นเพื่อต้องการสมบัติเฉพาะ มีสมบัติทนทานพิเศษต่อน้ำมัน ตัวทำละลาย ความร้อน หรือสารเคมี เช่น ยางคลอโรพรีนหรือนีโอพรีน (chloroprene or neoprene rubber) ยางอะคริโลไนไตรล์บิวตาไดอิน (acrylonitrile butadiene rubber) ยางคลอโรซัลโฟเนตโพลีเอทิลีนหรือไฮพาลอน (chloro-sulfonated polyethylene rubber or hypalon) ยางโพลีอะคริลิก (polyacrylic rubber) ซิลิโคน (silicone) ยางโพลีซัลไฟด์หรือไทโอกอล (polysulphide rubber or thiokol) เป็นต้น<sup>(15,42)</sup>

## 2.3 สารเคมีสำหรับยาง

สารเคมีสำหรับยาง หมายถึง สารเคมีต่าง ๆ ที่ผสมลงไปนยาง เพื่อให้เกิดปฏิกิริยาทางเคมีกับยางตามความจำเป็น และได้ผลิตภัณฑ์ยางที่มีสมบัติตามต้องการ ปฏิกิริยาดังกล่าวสามารถเร่งให้เกิดขึ้นเร็วได้ด้วยการให้ความร้อน ยางที่ยังไม่เกิดปฏิกิริยากับสารเคมี เรียกว่า ยางไม่คงรูป (rubber compound หรือ uncured compound) ส่วนยางที่มีปฏิกิริยาเคมีแล้วเรียกว่า ยางคงรูป (vulcanized rubber หรือ cured rubber) สารเคมีสำหรับยางที่ใช้เพื่อการผลิตผลิตภัณฑ์ แบ่งออกได้ดังนี้

1. สารทำให้ยางคงรูป หรือสารวัลคาไนซิ่ง (vulcanising agent) ได้แก่ กำมะถัน สารที่มีส่วนประกอบของกำมะถัน สารเปอร์ออกไซด์ (peroxide)
2. สารเร่ง (accelerator) เป็นสารช่วยเร่งการเกิดปฏิกิริยาที่เกิดขึ้น ได้แก่ diphenyl guanidine (DPG) , tetramethyl thiuram disulphide (TMT หรือ TMTD)
3. สารกระตุ้นปฏิกิริยา (activator) เป็นสารช่วยให้เกิดปฏิกิริยาอย่างสมบูรณ์ ได้แก่ กรดสเตียริก และซิงค์ออกไซด์
4. สารตัวเติม (filler) ได้แก่ เคลย์ วัตต์ดิงซิลิกา แคลเซียมคาร์บอเนต เขม่าดำ
5. สารพลาสติกไซเซอร์ (plasticiser) เป็นสารช่วยในการแปรรูปยาง ได้แก่ กรดซัลฟูริก น้ำมันปิโตรเลียม น้ำมันเอสเทอร์
6. สารป้องกันยางเสื่อมสภาพ (protective agent) ได้แก่ สารต้านทานปฏิกิริยาออกซิเดชัน (antioxidant) สารต้านทานปฏิกิริยาโอโซน (antiozonant)
7. สารอื่น ๆ (miscellaneous ingredient) ได้แก่ สารที่ทำให้เกิดสี (coloring material) สารทำให้เกิดฟอง (blowing agent) สารหน่วง (retarder) เป็นต้น

### 1. สารทำให้ยางคงรูป

เป็นสารที่ทำให้เกิดการเชื่อมโยง (crosslink) ระหว่างหน่วยย่อยของโมเลกุลของยาง เกิดเป็นโครงสร้างร่างแห และเป็นผลให้ยางมีรูปร่างคงที่ กล่าวคือเมื่อมีแรงมากระทำยางจะเปลี่ยนรูปร่างไป และสามารถคืนรูปร่างเดิมได้ เมื่อแรงกระทำนั้นสลายไป ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นนี้ เรียกว่า การคงรูป หรือการวัลคาไนซ์ (vulcanisation หรือ curing) ซึ่งทำให้สมบัติของยางเปลี่ยนไป การวัลคาไนซ์ทำให้ยางมีความยืดหยุ่นสูงขึ้น มีความแข็งแรงสูง ละลายในสารละลายน้อยลง และทนต่อการสึกหรอ สารทำให้ยางคงรูป แบ่งได้เป็น 3 ชนิด คือ

- 1.1 กำมะถัน (sulfur)
- 1.2 สารที่ให้กำมะถัน (sulfur donor)
- 1.3 สารอื่น ๆ ที่ไม่ใช่กำมะถัน

## 1.1 กำมะถัน (sulfur)

กำมะถัน เป็นสารที่นิยมใช้มากที่สุดและนิยมใช้กับยางประเภทไม่อิ่มตัว (unsaturated rubber) ได้แก่ ยางธรรมชาติ ยางอะครีโลไนไตรล์ ยางบิวตะไดอิน ยางเอทิลีนโพรพิลีน ไดอินมอนอเมอร์ ยางโพลีไอโซพรีนสังเคราะห์ ยางสไตรีนบิวตาไดอิน เป็นต้น

กำมะถันที่ใช้ในยางต้องเป็นกำมะถันที่มีขนาดอนุภาคเล็ก ซึ่งขนาดอนุภาคยิ่งเล็ก จะทำให้กำมะถันกระจายในยางได้ทั่วถึงดีขึ้น ทำให้ยางเกิดการคงรูปได้ทั่วถึง และให้ได้ยางที่คงรูปแล้วมีสมบัติสูงขึ้นด้วย การใส่กำมะถันลงในยางจะใส่หลังสุดในจำนวนสารเคมีทั้งหมด เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการคงรูปก่อนกำหนด

เมื่อผสมกำมะถันเข้าไปในยาง กำมะถันที่เป็นส่วนเกินจะตกผลึกออกมาที่ผิวยาง เรียกว่า เกิดการบลูม (blooming) วิธีแก้ปัญหาคือการแยกตัวของกำมะถันมาอยู่ที่ผิวยาง ทำได้โดยผสมกำมะถันเข้าไปในยางที่อุณหภูมิต่ำที่สุดเท่าที่จะทำได้ หรืออาจใช้กำมะถันชนิดไม่ละลาย (insoluble sulfur) แทนกำมะถันธรรมดาซึ่งเป็นแบบชนิดละลาย (soluble sulfur) แต่กำมะถันชนิดไม่ละลายจะไม่คงตัวและสามารถเปลี่ยนเป็นกำมะถันชนิดละลายภายใน 10 ถึง 20 นาที ในกระบวนการแปรรูปยางจะต้องให้อุณหภูมิของยางต่ำเพื่อป้องกันการเปลี่ยนรูปของกำมะถันชนิดไม่ละลาย ซึ่งในการใช้งานจริงอาจใช้กำมะถันชนิดไม่ละลายปนกับกำมะถันชนิดละลายก็ได้ เช่น ใช้กำมะถันชนิดไม่ละลายประมาณร้อยละ 70 ของปริมาณทั้งหมด จะลดการตกผลึกของกำมะถันที่ผิวยางได้

## 1.2 สารที่ให้กำมะถัน (sulfur donor)

หมายถึง สารที่มีกำมะถันเป็นองค์ประกอบ และสลายให้กำมะถันที่อุณหภูมิของการคงรูป สารกลุ่มนี้ได้แก่ ทีเอ็มทีดี (tetramethyl thiuram disulphide, TMTD) ดีทีดีเอ็ม (dimorpholine disulphide, DTDM หรือ dithiodimorpholine) ดีพีทีที (dipentamethylene thiuram tetrasulphide, DPTT) เป็นต้น สารในกลุ่มนี้สามารถใช้ร่วมกับกำมะถันได้ โดยใช้กำมะถันต่ำกว่า 1 ส่วนต่อยางร้อยละ (phr) ร่วมกับสารที่ให้กำมะถัน 3-4 phr หรือบางกรณีอาจไม่ใช้กำมะถันเลยก็ได้ โครงสร้างของการเชื่อมโยงโมเลกุลที่เกิดขึ้น มีประสิทธิภาพแข็งแรงดีกว่าการเชื่อมโยงโมเลกุลยางโดยระบบที่ใช้กำมะถันตามปกติ ไม่เกิดการบลูมที่ผิวยาง ช่วยให้เกิดความปลอดภัยในกระบวนการผลิต คือ ไม่เกิดการคงรูปก่อนกำหนด และผลิตภัณฑ์ที่ได้มีความต้านทานต่อการเสื่อมสภาพที่อุณหภูมิสูงดีกว่า และให้โมดูลัส (modulus) สูงกว่าการใช้กำมะถันเพียงอย่างเดียว ในปริมาณเท่ากัน การใช้สารที่ให้กำมะถันจะทำให้ต้นทุนในการผลิตสูงขึ้น เพราะสารนี้มีราคาแพงกว่ากำมะถันธรรมดา และต้องใช้ในปริมาณมาก

## 1.3 สารอื่นที่ไม่ใช่กำมะถัน สามารถแบ่งได้เป็น 3 ชนิด คือ

1.3.1 โลหะออกไซด์ (metallic oxides) ซึ่งได้แก่ พวกซิงค์ออกไซด์ (zinc oxide, ZnO) แมกนีเซียมออกไซด์ (magnesium oxide, MgO) ตะกั่วออกไซด์ (lead oxide, PbO) สารในกลุ่มนี้ใช้ใน

การวัลคาไนซ์บางชนิด เช่น ซิงค์ออกไซด์ แมกนีเซียมออกไซด์ ใช้วัลคาไนซ์ยางนีโอพรีน ตะกั่วออกไซด์ แมกนีเซียมออกไซด์ ใช้วัลคาไนซ์ยางไฮปาลอน

1.3.2 สารพวกที่มีหมู่ที่ไวต่อปฏิกิริยา 2 หมู่ สารพวกนี้จะทำให้เกิดการเชื่อมโยงในโมเลกุลยางโดยทำปฏิกิริยากับแขนงของสายโมเลกุล เช่น การใช้อีพอกซีเรซิน (epoxy resin) วัลคาไนซ์ยางอะครีโลไนไตรล์ บิวตะไดอิน เป็นต้น

1.3.3. สารเปอร์ออกไซด์ (peroxide) สารในกลุ่มนี้ใช้ในการคงรูปยางได้ทั้งพวกที่มีความอึดตัว เช่น ยางซิลิโคน และพวกที่ไม่อึดตัว หรือพวกที่ไม่มีกรุปที่ไวต่อปฏิกิริยาการคงรูป สารเปอร์ออกไซด์ที่นิยมใช้กับยาง ควรเป็นสารที่มีความเสถียรที่จะเก็บรักษาไว้ได้นาน มีความว่องไวพอสมควรในการทำปฏิกิริยากับยางที่อุณหภูมิของการคงรูป และปลอดภัยในการใช้ ซึ่งได้แก่ เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (benzoyl peroxide)

## 2. สารเร่งปฏิกิริยา (accelerators)

การทำให้ยางคงรูปโดยใช้สารทำให้คงรูปเพียงอย่างเดียว จะทำให้ปฏิกิริยาเกิดช้ามาก ต้องใช้กัมมะถันปริมาณมาก และใช้เวลานานแม้ที่อุณหภูมิสูง การใช้สารเร่งปฏิกิริยาจะช่วยลดเวลาและลดอุณหภูมิในการเกิดปฏิกิริยาการคงรูปดังกล่าวได้ และยังเป็น การช่วยปรับปรุงสมบัติให้กับผลิตภัณฑ์อีกด้วย การลดเวลาการคงรูปของยางขึ้นอยู่กับปริมาณและ/หรือชนิดของสารเร่งปฏิกิริยาที่เลือกใช้

สารเร่งที่ดีจะสามารถทำให้ยางคงรูปได้เร็ว มีความว่องไวสูงในการเร่งให้เกิดการเชื่อมโยงของโมเลกุลยาง ละลายได้ดีในยาง มีความปลอดภัยในกระบวนการผลิต สามารถเก็บรักษาได้นานโดยไม่เสื่อม ใช้งานได้ช่วงอุณหภูมิกว้าง เข้ากันได้ดีกับสารเคมีอื่น ๆ ที่ใส่เข้าไปในยาง และไม่เป็นอันตรายต่อผู้ใช้

สารเร่งมีหลายชนิด เมื่อพิจารณาตามลักษณะโครงสร้างทางเคมี สามารถแบ่งได้เป็น 7 กลุ่ม เรียงลำดับการเร่งจากช้าไปเร็ว คือ

2.1 กลุ่มกัวนิติน (guanidine) เช่น diphenyl guanidine (DPG), di-o-tolyl guanidine (DOTG) และ o-tolyl biguanide หรือ x-o-tolyl diguanidine

2.2 กลุ่มอัลดีไฮด์เอมีน (aldehyde amine) เช่น hexamethylene tetramine (HMT) และ butyraldehyde aniline (BA)

2.3 กลุ่มซัลฟีนาไมด์ (sulphenamide) เช่น n-cyclohexyl-2-benzthiazyl sulphenamide (CBS) และ n-tert-butyl-2-benzthiazyl sulphenamide (TBBS)

2.4 กลุ่มไธอาโซล (thiazole) เช่น 2-mercaptobenzthiazole (MBT), 2,2'; dibenzthiazyl disulphide (MBTS) และ zinc-2-mercaptobenzthiazole (ZMBT)

2.5 กลุ่มไธยูเรม (thiuram) เช่น tetramethyl thiuram monosulphide (TMTM), tetramethyl thiuram disulphide (TMT หรือ TMTD) และ tetraethyl thiuram disulphide (TET หรือ TETD)

2.6 กลุ่มไดไธโอคาร์บาเมต (dithiocarbamate) เช่น ammonium dithiocarbamate, sodium dithiocarbamate, zinc dithiocarbamate, zinc diethyl dithiocarbamate (ZDC หรือ ZDEC) และ zinc dibutyl dithiocarbamate (ZDBC)

2.7 กลุ่มแซนเทท (xanthate) เป็นสารเร่งที่มีปฏิกิริยาเร็วมาก นิยมใช้ในน้ำยาง

### 3. สารกระตุ้นปฏิกิริยา (activators)

สารกระตุ้นเป็นสารที่ช่วยให้กระบวนการวัลคาไนซิงยางเกิดได้อย่างสมบูรณ์ โดยสารในกลุ่มนี้จะเข้าไปกระตุ้นสารคงรูปและสารเร่งปฏิกิริยาให้มีประสิทธิภาพในการทำงานสูงขึ้น สามารถแบ่งเป็น 2 ประเภทคือ

3.1 สารอินทรีย์ ส่วนใหญ่เป็นพวกโลหะออกไซด์ ได้แก่ ซิงค์ออกไซด์ (zinc oxide, ZnO) แคดเมียมออกไซด์ แคดเซียมไฮดรอกไซด์ แมกนีเซียมออกไซด์ ในบรรดาสารเหล่านี้ ซิงค์ออกไซด์เป็นสารที่นิยมใช้กันทั่วไป โดยซิงค์ออกไซด์เป็นสารที่จำเป็นในการทำยางคงรูปได้สมบูรณ์ เป็นสารที่มีความถ่วงจำเพาะสูง คือ 5.57 โดยทั่วไปนิยมใช้ในปริมาณ 3-5 phr เพื่อเป็นการทำให้ยางมีค่าโมดูลัส ความต้านทานการฉีกขาด และความต้านทานการสึกหรอดีขึ้น

3.2 สารอินทรีย์ สารกระตุ้นอินทรีย์ที่สำคัญคือกรดไขมัน เช่น กรดสเตียริก กรดลอริก (lauric acid) และกรดปาล์มมิก (palmitic acid) เป็นต้น กรดที่นิยมเป็นสารกระตุ้นมากที่สุดคือ กรดสเตียริก ปริมาณที่ใส่ขึ้นกับชนิดของยาง โดยปกติในการผสมสารเคมีกับยางธรรมชาติจะใส่กรดสเตียริกประมาณ 1-3 phr เพื่อทำหน้าที่เป็นสารกระตุ้นปฏิกิริยา รวมถึงกรดชนิดนี้ยังทำหน้าที่เป็นสารหล่อลื่น ทำให้ยางมีความเหนียวลดลง

### 4. สารตัวเติม (fillers)

สารตัวเติม หมายถึง สารที่เติมลงไปในยาง เพื่อปรับปรุงสมบัติของยางหรือเพื่อลดต้นทุนในการผลิต ลดความหยุ่นตัวของยางดิบ และยังใช้เพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้ยาง เช่น เพิ่มความแข็งผิว เพิ่มความทนทานต่อแรงดึง ต่อการฉีกขาด ต้านทานต่อการสึกหรอ เป็นต้น สารตัวเติมแบ่งตามหน้าที่ได้เป็น 3 ชนิด คือ

4.1 สารตัวเติมชนิดเสริมความแข็งแรง (reinforcing filler) เป็นสารตัวเติมที่ใส่เข้าไปในยางแล้วช่วยใหยาง มีความต้านทานต่อแรงดึง ต่อการสึกหรอ และต่อการฉีกขาดสูง เป็นต้น แต่หากเพิ่มปริมาณของสารตัวเติมมากขึ้นเกินไป จะทำให้ยางมีสมบัติความต้านทานต่อการกระดอนลดลง สารตัว

เติมชนิดนี้ส่วนใหญ่จะมีอนุภาคขนาดเล็ก ประมาณ 180 – 600 Å° เช่น เขม่าดำ (carbon black) ซิลิกา (silica) เป็นต้น

**4.2 สารตัวเติมชนิดกึ่งเสริมความแข็งแรง (semi – reinforcing filler)** เป็นสารตัวเติมที่ใส่เข้าไปในยางแล้ว ช่วยเสริมความแข็งแรงให้กับยางบ้าง สารตัวเติมชนิดนี้จะมีขนาดอนุภาคปานกลาง เช่น อลูมิเนียมซิลิเกต แคลเซียมซิลิเกต คาโอลิน

**4.3 สารตัวเติมเต็ม (diluent filler)** สารตัวเติมชนิดนี้ ไม่เสริมความแข็งแรงให้กับยาง มีราคาถูก มีอนุภาคขนาดใหญ่ตั้งแต่ 10,000 Å° ขึ้นไป เช่น แคลเซียมคาร์บอเนต แป้งทัลคัม แบเรียมซัลเฟต เป็นต้น สารตัวเติมประเภทนี้จะเข้าไปแทรกกระหว่างโมเลกุลของยางทำหน้าที่ในการเติมช่องว่างในเนื้อยาง ซึ่งช่วยปรับปรุงสมบัติบางอย่างให้ดีขึ้น เช่น ทำให้ความแข็งแรง และ โมดูลัสดีขึ้น ทำให้กระบวนการแปรรูปง่าย ลดการบวมของยาง และลดต้นทุนการผลิต เพราะมีราคาถูก แต่ในขณะเดียวกันจะทำให้สมบัติทางกายภาพบางอย่างของยางลดลง เช่น ลดความต้านทานแรงดึง ลดความต้านทานต่อการฉีกขาด และลดความต้านทานต่อการสึกหรอ

## 5. สารพลาสติกไซเซอร์ (plasticizers)

เป็นสารพลาสติกไซเซอร์ เป็นสารที่ช่วยในการแปรรูปยาง ที่ใส่เข้าไปในยาง เพื่อเพิ่มความยืดหยุ่นและเพิ่มความสามารถในการใช้งาน ทำให้ความแข็งแรงของยางลดลง และช่วยให้แปรรูปได้ง่ายขึ้น

สารปรับสภาพพลาสติก มีหน้าที่ช่วยในการแปรรูปยาง โดยช่วยลดพลังงานในการผสม ทำให้ยางสามารถใช้งานได้ที่อุณหภูมิต่ำ แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ สารช่วยทำให้ยางนิ่มโดยทางเคมี (chemical plasticizer) และสารช่วยทำให้ยางนิ่มโดยทางกายภาพ (physical plasticizer)

**5.1 สารช่วยทำให้ยางนิ่มโดยทางเคมี** เป็นสารเคมีที่เมื่อใส่เข้าไปในยางในปริมาณน้อย จะทำให้ยางนิ่ม และลดเวลาของการบดยางลง บางครั้งเรียกว่า เป็ปไทเซอร์ (peptiser) มักใช้กับยางธรรมชาติ และยางสังเคราะห์ที่มีความหนืดสูง มีขนาดโมเลกุลใหญ่ และแปรรูปยาก ปริมาณสารที่ใช้ประมาณ 2 phr การใส่สารเคมีประเภทนี้ลงไปในยางเมื่อเริ่มต้นการผสมหรือบดในเครื่องบด 2 ลูกกลิ้ง และปล่อยให้สารนี้ทำปฏิกิริยากับยางเป็นระยะเวลาสั้น ๆ ก่อนที่จะใส่สารอื่นลงไป อาทิเช่น กรดซัลฟูริก

**5.2 สารช่วยทำให้ยางนิ่มโดยทางกายภาพ (physical plasticizer)** เป็นสารปรับสภาพพลาสติกที่ใส่เข้าไปแล้วจะทำหน้าที่เป็นตัวหล่อลื่นระหว่างโมเลกุลยางโดยไม่มีปฏิกิริยากับยาง ทำให้โมเลกุลของยางเคลื่อนไหวได้ง่าย ยางจะนิ่มลง แปรรูปได้ง่ายขึ้น และเป็นสารที่จะต้องรวมผสมเข้าเป็นเนื้อเดียวกันกับยาง และสารอื่น ๆ ได้ สารกลุ่มนี้ได้แก่ น้ำมันปิโตรเลียม น้ำมันอสทอร์



## 6. สารป้องกันยางเสื่อมสภาพ (protective agents)

ผลิตภัณฑ์ที่ทำจากยาง จะเกิดการเสื่อมสภาพ (degradation) มากขึ้นเรื่อย ๆ สาเหตุการเสื่อมสภาพของยางเกิดเนื่องจากโมเลกุลยางถูกทำให้เปลี่ยนแปลงโดยออกซิเจนและโอโซน ยางแต่ละชนิดมีขีดจำกัดในการทนต่อการเสื่อมสภาพ ยางชนิดที่โครงสร้างโมเลกุลมีพันธะคู่จะอ่อนแอ และง่ายต่อการเกิดปฏิกิริยา การเสื่อมสภาพของยางจะเกิดช้ามากถ้าไม่มีตัวเร่ง แต่ปัจจัยต่างๆ เช่น แสง ความร้อน ความไม่บริสุทธิ์ของโลหะ จะเป็นตัวเร่งตามธรรมชาติที่ทำให้ยางเสื่อมสภาพเร็วขึ้น นอกจากนี้ช่วงที่มีการอบยาง (aging) ผิวหน้าของผลิตภัณฑ์จะเกิดการเปลี่ยนแปลง หรืออาจจะเกิดการเปลี่ยนแปลงในทุกระดับของผลิตภัณฑ์ เช่น เกิดรอยแตกที่ผิว ผิวแข็ง และสูญเสียความแข็งแรง ซึ่งกระบวนการเสื่อมสภาพของยาง สามารถแบ่งออกเป็น 6 แบบ คือ การเสื่อมสภาพตามธรรมชาติ การเสื่อมสภาพเนื่องจากการกระตุ้นของโลหะที่เป็นตัวเร่ง ความร้อน แสง การหักงอไปมา และการเกิดรอยแตกเนื่องจากบรรยากาศ ดังนั้น จึงจำเป็นต้องมีสารป้องกันยางเสื่อมสภาพ โดยกลุ่มแอนติออกซิแดนท์ หรือกลุ่มแอนติโอโซนแนนท์ ซึ่งสารทั้ง 2 ชนิด จะทำให้อายุการใช้งานของผลิตภัณฑ์ยางนานขึ้น

6.1 สารแอนติออกซิแดนท์ เป็นสารป้องกันการเสื่อมสภาพของยางเนื่องมาจากการที่ออกซิเจน เข้าทำปฏิกิริยากับยาง ซึ่งเรียกปฏิกิริยานี้ว่า ปฏิกิริยาออกซิเดชัน (oxidation) แบ่งออกได้เป็น 2 พวกใหญ่ ๆ คือ

6.1.1 สารแอนติออกซิแดนท์ชนิดที่ทำให้ยางเปลี่ยนสีหรือดกสี (discoloring or staining antioxidant) เป็นแอนติออกซิแดนท์ที่เป็นสารประกอบเอมีน (amine) หรืออนุพันธ์ของเอมีน เป็นสารที่มีประสิทธิภาพสูง แต่เมื่อใช้จะทำให้ผลิตภัณฑ์ยางมีสีคล้ำ เปลี่ยนสี หรือดกสี นิยมใช้กับยางที่มีสีดํา แบ่งได้เป็น 3 ชนิด คือ ketone-amine condensates , aldehyde-amine condensates และ secondary aromatic amines

6.1.2 สารแอนติออกซิแดนท์ชนิดที่ไม่ทำให้ยางเปลี่ยนสีหรือไม่ดกสี (non – discoloring or non-staining antioxidant) เป็นสารประกอบฟีนอล หรืออนุพันธ์ของฟีนอลใช้กับยางสีทัวไปที่ไม่ใช่สีดํา ไม่ทำให้ผลิตภัณฑ์ยางดกสี และไม่เปลี่ยนสียาง แบ่งได้เป็น 4 ชนิด คือ substituted phenol, phenolic sulphide, phenol-aldehyde condensate และ hydroquinone derivatives นอกจากสารแอนติออกซิแดนท์ ชนิดฟีนอลและชนิดเอมีนแล้ว ยังมีสารแอนติออกซิแดนท์อื่น ๆ ได้แก่ imidazyl derivatives เช่น MBI (2 – mercaptobenimidazole) ซึ่งเป็นสารแอนติออกซิแดนท์ที่เสริมกับสารแอนติออกซิแดนท์ชนิดฟีนอลและชนิดเอมีน และให้สมบัติที่ดี คือ ป้องกันการเสื่อมสภาพของยางเนื่องจากโลหะหนัก ความร้อน และการแตกเนื่องจากการหักงอ เช่น vulkanox MB ของ Bayer, Permanax MBI ของ Vulnax

6.2 สารแอนติโอโซนแนนท์ เป็นสารป้องกันการเสื่อมสภาพของยางด้วยโอโซน (ozone, O<sub>3</sub>) ซึ่งปกติโอโซนปริมาณน้อย ประมาณ 3–4 phr ก็มีผลต่อยางทำให้ยางเกิดรอยแตก สารแอนติ-โอโซนแนนท์ แบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ

6.2.1 Para – phenylene diamine สารแอนติโอโซนแนนท์ชนิดนี้ที่สำคัญ และใช้กันอย่าง มากได้แก่ สารกลุ่ม IPPD สารนี้เป็นทั้งสารแอนติออกซิแดนท์ และแอนติโอโซนแนนท์ โดยปกติจะใช้ สารนี้ในปริมาณ 2 – 3 phr ข้อเสียของสารชนิดนี้คือ เกิดการตกสี เหมาะที่จะใช้ในผลิตภัณฑ์ที่มีสีคล้ำ

6.2.2 ขี้ผึ้งพาราฟิน (paraffin wax) เมื่อเติมลงในยาง จะเกิดการซึมออกมาที่ผิวยาง กลายเป็นแผ่นฟิล์มบาง ๆ ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้โอโซนกระทบกับผิวยาง ขี้ผึ้งพาราฟินที่ใช้ในการ ป้องกันไม่ให้โอโซนทำปฏิกิริยากับยาง ควรซึมออกมาที่ผิวของยางได้รวดเร็ว เกาะยึดแน่นกับผิวยาง และมีปริมาณมากพอสมควรที่จะทำให้ผิวของยางมีขี้ผึ้งอยู่ตลอดเวลา เช่น microcrystalline wax

## 7. สารอื่นๆ

สารอื่น ๆ นี้ไม่ถือว่าเป็นสิ่งจำเป็นที่จะต้องใช้สำหรับยางทั่วไป แต่บางครั้งใส่ลงไปในยาง เมื่อมีความต้องการให้ผลิตภัณฑ์ยางมีสมบัติพิเศษบางประการ เช่น สารที่ทำให้เกิดสี (coloring materials) สารที่ทำให้เกิดฟอง (blowing agent) สารหน่วง (retarder) เป็นต้น

สารที่ทำให้เกิดสี (coloring materials) ได้แก่

- ไททาเนียมไดออกไซด์ (titanium dioxide, TiO<sub>2</sub>) เป็นสารที่ให้สีขาว ผลิตได้จากการสกัด จากแร่ในธรรมชาติ แล้วทำให้ตกตะกอนอยู่ในรูปผลึก

- ลิโทโปน (lithopone) มีประสิทธิภาพอ่อนกว่าไททาเนียมไดออกไซด์ ต้องใช้ในปริมาณ มากประมาณ 25 – 40 phr เพื่อให้ผลิตภัณฑ์มีสีขาว

- เหล็กออกไซด์ (iron oxide) ส่วนใหญ่เป็น เฟอร์ริกออกไซด์ (ferric oxide) ทำให้เกิดสี ตั้งแต่สีแดงแก่ จนกระทั่งสีส้มและสีเหลือง มีราคาค่อนข้างถูก

- อุลตรามารีน บลู (ultramarine blue) เป็นสารสีน้ำเงินที่ใช้กันทั่วไป เป็นสารที่มีความ ทนทานต่อความร้อน แสง ดินฟ้า อากาศ แต่ไวในการทำปฏิกิริยากับกรด ต้องใช้ในปริมาณมาก ถ้านำ ผลิตภัณฑ์ที่ใช้สีชนิดนี้ไปผ่านไอน้ำ สีจะจางลง

- โครเมียมออกไซด์ (chromium oxide) สีชนิดนี้ให้สีเขียวค่อนข้างทึบ และมีความคงตัวที่ อุณหภูมิสูง<sup>(1, 13-15, 42, 43)</sup>

จากการสืบค้นข้อมูลพบว่ายังไม่มีรายงานและการศึกษาเกี่ยวกับอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าในแง่ของสมบัติทางกล ทางกายภาพและความเข้ากันได้ทางชีวภาพที่อ้างอิงตามมาตรฐานใด ๆ เลย รวมไปถึงมาตรฐานไอเอสโอ 21606 ปี 2007 (ISO: International standard organization 21606 : 2007) เรื่อง อีลาสโตเมอร์ที่ใช้ในงานทันตกรรมจัดฟัน (Elastomeric auxiliaries for use in orthodontics) ไม่ได้กำหนดช่วงค่ามาตรฐานในการทดสอบไว้ ดังนั้นการศึกษานี้จำเป็นต้องทำการศึกษานำร่อง (pilot study) เพื่อให้ได้ค่าของการทดสอบสมบัติต่าง ๆ ของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า และนำค่าที่ได้นี้มาใช้ในการอ้างอิงเพื่อผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จัดฟันที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ต่อไป

## 2.4 การศึกษานำร่อง

จากการศึกษานำร่องซึ่งศึกษาลักษณะสมบัติของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่มีจำหน่ายในประเทศไทยจาก 7 บริษัท (ดังตารางที่ 3) โดยเลือกใช้อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ชนิดใส ไม่มีสี (clear) และมีเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์เท่ากันคือ 1.25 มิลลิเมตร ลักษณะทางกายภาพที่ใช้ในการทดสอบ ได้แก่ การทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นในระยะเวลา 28 วัน เมื่อแช่ในน้ำและน้ำมัน ลักษณะทางกลที่ทำการทดสอบ ได้แก่ สมบัติการดึง ความแข็งแบบชอร์เอ

ตารางที่ 3 แสดงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ใช้ในการศึกษานำร่อง

Manufacturer	Code	Brand	Batch No
Ormco Corporation	Ormco	Power "O" Modules 120	07J36J
3M US Unitek	Unitek	Alastik A1 module	R5468
American Orthodontics	AO.	Unistick ligature	00182131
ECR dental&medical supply	US.	US. Orthodontic	Unknown
Premium Medsply	Premium	Premium Medsply	Unknown
Lancer Orthodontic	Lancer	Patient sticks	CAL #466-731
Innobrace Orthodontic	Innobrace	Innobrace energy 120	GB0288

#### 2.4.1 การทดสอบสมบัติทางกายภาพ

ผลการศึกษาร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของแกนกลางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า เมื่อสัมผัสกับน้ำ โดยเลือกใช้ชิ้นทดสอบที่เตรียมจากแกนกลางที่ยึดวงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์บริษัทละ 10 ชิ้น พบว่าชิ้นทดสอบของทุกบริษัทเมื่อสัมผัสกับน้ำเป็นระยะเวลา 28 วัน มีค่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นอยู่ที่ช่วง 1.12 ( $\pm 0.42$ ) ถึง 2.15 ( $\pm 0.53$ ) ดังตารางที่ 4

ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของผลการศึกษานำร่องการทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทุกบริษัทเมื่อแช่ในน้ำกลั่น เป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน

Brand	1 day	7 days	28 days
Ormco	1.22 (0.52)	2.10 (0.51)	2.15 (0.53)
Unitek	1.21 (0.30)	1.31 (0.76)	1.42 (0.69)
AO.	0.95 (0.40)	1.43 (0.40)	1.90 (0.47)
US.	1.11 (0.69)	1.53 (0.68)	1.88 (0.80)
Premium	0.93 (0.42)	1.07 (0.39)	1.12 (0.42)
Lancer	0.73 (0.21)	1.65 (0.53)	1.70 (0.47)
Innobrace	0.87 (0.59)	1.83 (0.52)	1.92 (0.47)

ผลการศึกษาร้อยละของน้ำหนักรูปร่างที่เพิ่มขึ้นของแกนกลางอีลาสโตเมอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า เมื่อสัมผัสกับน้ำมัน โดยเลือกใช้ชิ้นทดสอบที่เตรียมจากแกนกลางที่ยึดวงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์บริษัทละ 10 ชิ้น พบว่าชิ้นทดสอบของทุกบริษัทเมื่อสัมผัสกับน้ำมันเป็นระยะเวลา 28 วัน มีค่าร้อยละของน้ำหนักรูปร่างที่เพิ่มขึ้นอยู่ที่ช่วง 0.19 ( $\pm 0.29$ ) ถึง 1.08 ( $\pm 0.48$ ) ดังตารางที่ 5

ตารางที่ 5 ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของผลการศึกษานำร่องการทดสอบร้อยละของน้ำหนักรูปร่างที่เพิ่มขึ้นของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทุกบริษัทเมื่อแช่ในน้ำมันเป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน

Brand	1 day	7 days	28 days
Ormco	0.80 (0.39)	0.95 (0.42)	0.87 (0.36)
Unitek	0.20 (0.30)	0.55 (0.31)	0.47 (0.42)
AO.	0.34 (0.25)	0.54 (0.13)	0.48 (0.42)
US.	0.06 (0.08)	0.82 (0.31)	1.08 (0.48)
Premium	0.20 (0.14)	0.42 (0.08)	0.35 (0.27)
Lancer	0.09 (0.14)	0.17 (0.25)	0.19 (0.29)
Innobrance	0.24 (0.32)	0.45 (0.33)	0.69 (0.37)

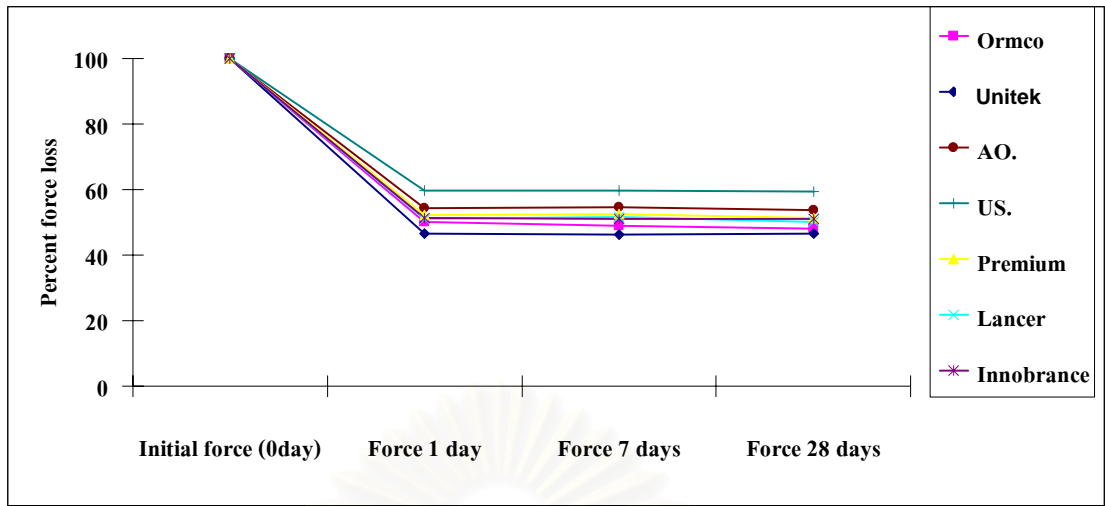
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## 2.4.2 การทดสอบสมบัติทางกล

ผลการทดสอบนำร่องเรื่องสมบัติแรงดึงของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จาก 7 บริษัท ดังตารางที่ 6 โดยเลือกใช้วงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จากบริษัทละ 20 วง พบว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทั้ง 7 กลุ่มมีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 2.59 ( $\pm 0.09$ ) ถึง 5.19 ( $\pm 0.24$ ) นิวตัน ในขณะที่ค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วันหลังการแช่ในของเหลว มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 1.32 ( $\pm 0.08$ ) ถึง 3.10 ( $\pm 0.12$ ) นิวตัน ค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 7 วันหลังการแช่ในของเหลว อยู่ในช่วง 1.34 ( $\pm 0.04$ ) ถึง 3.11 ( $\pm 0.12$ ) นิวตัน และค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 28 วันหลังการแช่ในของเหลว อยู่ในช่วง 1.30 ( $\pm 0.07$ ) ถึง 3.10 ( $\pm 0.09$ ) นิวตัน เมื่อทำการทดสอบด้วยสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าค่าแรงดึงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันหลังการแช่ในของเหลว มีค่าเฉลี่ยแรงดึงต่ำกว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้น โดยแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.001$ ) และเมื่อเปรียบเทียบกันเองในกลุ่มขึ้นทดสอบที่ผ่านการแช่ในของเหลว พบว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันมีค่าเฉลี่ยแรงดึงแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p > 0.05$ ) เมื่อคำนวณค่าแรงดึงของกลุ่มขึ้นทดสอบที่ผ่านการแช่ในของเหลวโดยคิดเทียบเป็นร้อยละของค่าแรงดึงเริ่มต้น (ภาพที่ 3) พบว่าค่าแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วัน หลังแช่ในของเหลว ลดลงเหลือร้อยละ 46.57 ถึง 59.73 ของแรงค่าดึงเริ่มต้น ในระยะเวลา 7 วัน ลดลงเหลือร้อยละ 46.29 ถึง 59.73 ของค่าแรงดึงเริ่มต้นและ ในระยะเวลา 28 วัน ลดลงเหลือร้อยละ 46.57 ถึง 59.54 ของค่าแรงดึงเริ่มต้น

ตารางที่ 6 ค่าแรงดึงเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) เป็นนิวตัน จากการศึกษานำร่องของตัวอย่างอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จัดฟันจาก 7 บริษัท ที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ

Brand	Initial force (0day)	1 day	7 days	28 days
Ormco	4.67 (0.11)	2.34 (0.08)	2.28 (0.10)	2.24 (0.13)
Unitek	3.50 (0.12)	1.63 (0.11)	1.62 (0.11)	1.63 (0.09)
AO.	4.39 (0.08)	2.38 (0.09)	2.40 (0.07)	2.36 (0.06)
US.	5.19 (0.24)	3.10 (0.12)	3.11 (0.12)	3.10 (0.09)
Premium	4.38 (0.15)	2.29 (0.12)	2.30 (0.11)	2.25 (0.13)
Lancer	2.59 (0.09)	1.32 (0.08)	1.34 (0.04)	1.30 (0.07)
Innobrace	4.59 (0.07)	2.35 (0.08)	2.34 (0.09)	2.34 (0.08)



ภาพที่ 5 แสดงค่าแรงดึงของการศึกษานำร่องของอีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์จัดฟันจาก 7 บริษัทที่ลดลงหลังจากแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ

ผลการทดสอบหาความแข็งแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์ที่เวลาแตกต่างกัน ดังตารางที่ 7 โดยเลือกใช้ชิ้นทดสอบที่เตรียมจากแกนกลางที่ยึดวงอีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์บริษัทละ 10 ชิ้น พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์ทุกบริษัทอยู่ที่ช่วง 60.04 ( $\pm 0.65$ ) ถึง 65.89 ( $\pm 0.79$ ) และมีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p > 0.05$ ) (ตารางที่ 3)

ตารางที่ 7 ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ในการการศึกษานำร่องความแข็งแบบชอร์เอของตัวอย่างอีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์จัดฟันจาก 7 บริษัท ที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ

Brand	Initial hardness (0 day)	1 day	7 days	28 days
Ormco	60.04 (0.65)	60.34 (0.49)	60.42 (0.65)	60.30 (0.38)
Unitek	60.12 (0.72)	60.11 (0.54)	60.21 (0.46)	60.45 (0.32)
AO.	65.33 (0.78)	65.24 (0.42)	65.13 (0.68)	65.12 (0.79)
US.	65.89 (0.79)	65.22 (0.88)	65.45 (0.78)	65.12 (0.77)
Premium	66.02 (0.70)	65.78 (0.55)	65.46 (0.49)	65.86 (0.79)
Lancer	65.13 (0.45)	65.46 (0.84)	65.66 (0.49)	65.46 (0.77)
Innobrance	65.46 (0.87)	65.66 (0.64)	64.99 (1.05)	65.78 (0.98)

## บทที่ 3

### วิธีดำเนินการวิจัย

#### 3.1 ประชากร

งานวิจัยนี้ประกอบด้วยกลุ่มของสูตรอิลาสโตเมอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และสารเคมีสำหรับยางที่สนใจทดสอบ 4 สูตร คือ

1. อิลาสโตเมอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 45 phr
2. อิลาสโตเมอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 50 phr
3. อิลาสโตเมอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 55 phr
4. อิลาสโตเมอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 60 phr

#### 3.2 วิธีการดำเนินการวิจัย

แบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ

ส่วนที่ 1 การหาสูตรอิลาสโตเมอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และสารเคมีสำหรับยางที่เหมาะสมและการทดสอบสมบัติของอิลาสโตเมอร์ที่ผลิตขึ้นจากสูตรต่าง ๆ ได้แก่

1. ทดสอบสมบัติทางกายภาพ ได้แก่ ทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นในระยะเวลา 28 วันเมื่อสัมผัสกับน้ำและน้ำมัน
2. ทดสอบสมบัติทางกล ได้แก่ ทดสอบสมบัติการดึงและทดสอบหาความแข็งแบบชอร์เอ

ส่วนที่ 2 ทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของชิ้นจากแกนกลางที่ยึดวงอิลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ใช้ในการทดสอบต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่เพาะเลี้ยงจากเหงือกของคน

ส่วนที่ 1 การหาสูตรเพื่อใช้ผลิตอิลาสโตเมอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และสารเคมีสำหรับยางและการทดสอบอิลาสโตเมอร์ที่ผลิตขึ้นจากสูตรต่าง ๆ

ชั่งน้ำหนักยางธรรมชาติอีพอกไซค์และสารเคมีสำหรับยางตามตารางที่ 8 ด้วยเครื่องชั่งระบบดิจิทัลที่ความละเอียด 0.001 กรัม ซึ่งเป็นเครื่องชั่งที่ได้รับการทดสอบความแม่นยำโดยการชั่งน้ำหนักวัสดุขึ้นเดิมจำนวน 5 ครั้ง ยังคงได้น้ำหนักเท่าเดิมทุกครั้ง จากนั้นนำยางและสารเคมีสำหรับยางผสมกันในเครื่องบดผสมแบบระบบเปิด (open mill mixer) ดังภาพที่ 6 เมื่อยางและสารเคมีสำหรับยาง



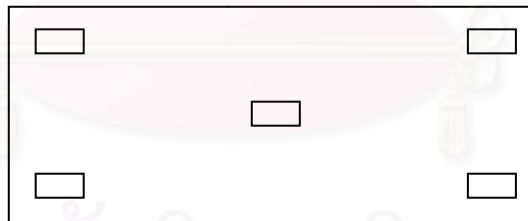
ผสมคลุกเคล้ากันจนเป็นเนื้อเดียวซึ่งเรียกว่า ยางคอมพาวนด์ (compound rubber) จากนั้นรีดยางคอมพาวนด์ให้เป็นแผ่น เลือกยางคอมพาวนด์ที่ผสมเสร็จ 5 ตำแหน่งดังภาพ 7 ตำแหน่งละประมาณ 5 ถึง 6 กรัม แล้วนำมาขึ้นรูปด้วยเบ้าพิมพ์ (molding) ดังภาพ 8 ด้วยวิธีฉีด (injection mold) จากนั้นบ่มยางคอมพาวนด์ให้คงรูปด้วยวิธีการคงรูปแบบอัด (vulcanization in press) ที่ความดัน 2,500 psi อุณหภูมิ 140 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 3 นาที จากนั้นทำการแกะแบบพิมพ์อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ และนำชิ้นอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ ออกมา ปล่อยให้เย็นตัวที่อุณหภูมิห้องและรอใช้ในการทดสอบต่อไป

ตารางที่ 8 แสดงสูตรอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และสารเคมีสำหรับยางสำหรับผลิตอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์

ยางธรรมชาติอีพอกไซค์และสารเคมีสำหรับยาง (phr)	สูตร 1	สูตร 2	สูตร 3	สูตร 4
ENR 50	100	100	100	100
ZnO active	1	1	1	1
Stearic acid	1	1	1	1
Silica (HiSil 233)	45	50	55	60
High styrene resin	5	5	5	5
Paraffinic oil	2	2	2	2
Ional LC (Food grade)	1.5	1.5	1.5	1.5
ZDC (Food grade)	0.8	0.8	0.8	0.8
ZMBT (Food grade)	0.7	0.7	0.7	0.7
S	1.8	1.8	1.8	1.8
TiO <sub>2</sub>	20	20	20	20
Color	-	-	-	-



ภาพที่ 6 แสดงเครื่องบดผสมยางระบบเปิด (open mill mixer)

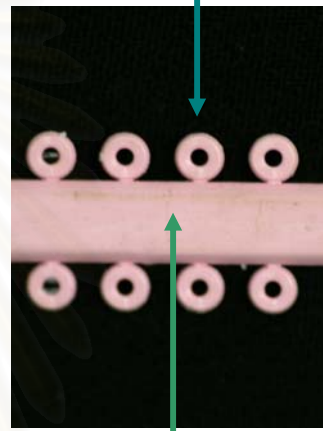


ภาพที่ 7 แสดงตำแหน่งการเลือก 5 ตำแหน่งจากแผ่นยางคอมพาวด์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



อีลาสโตเมอร์กลิกเจอร์  
(Elastomeric ligature)



แท่งแกนกลางที่ยึดวงของอีลาสโตเมอร์กลิกเจอร์  
(Bar connected to elastomeric ligature ring)

ภาพที่ 8 แม่พิมพ์โลหะและอีลาสโตเมอร์กลิกเจอร์

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การสุ่มตัวอย่าง โดยวิธีการสุ่มตัวอย่างแบบง่าย (simple random sampling) โดยการแบ่งกลุ่มทดสอบออกเป็น 4 กลุ่ม คือ อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นได้จาก 4 สูตร จำนวน 4 กลุ่ม ดัง ตารางที่ 9

ตารางที่ 9 การแบ่งกลุ่มการทดสอบตามสูตรที่พัฒนาขึ้น

อีลาสโตเมอร์ กลีเกเจอร์	ทดสอบสมบัติทางกายภาพ		ทดสอบสมบัติทางกล		ทดสอบความเข้ากันได้ ทางชีวภาพ
	% น้ำหนักที่ เพิ่มขึ้นเมื่อแช่ ในน้ำกลั่น	% น้ำหนักที่ เพิ่มขึ้นเมื่อแช่ ในน้ำมัน	ทดสอบ สมบัติ การดึง	ทดสอบหา ความแข็ง แบบชอร์	
สูตร 1					
สูตร 2					
สูตร 3					
สูตร 4					

การทดสอบสมบัติทางกายภาพของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นมาใหม่

ทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นในระยะเวลา 28 วันเมื่อแช่ในน้ำกลั่น

เตรียมชิ้นทดสอบของการศึกษานี้โดย ตัดแกนกลางที่ยึดวงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ตามขวาง ให้มีความหนาประมาณ 5 มิลลิเมตร จำนวนกลุ่มละ 10 ชิ้น และเก็บชิ้นทดสอบในภาชนะปิดที่มีซิลิกาเจล (silica gel) ณ อุณหภูมิห้อง ชั่งน้ำหนักของชิ้นทดสอบทุกวันจนน้ำหนักของชิ้นทดสอบคงที่ ( $M_0$ ) หลังจากนั้นแช่ชิ้นทดสอบในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส และเริ่มชั่งน้ำหนักหลังการแช่ในน้ำกลั่น ( $M_t$ ) ที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ หาค่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นเมื่อแช่ชิ้นทดสอบในน้ำกลั่นได้จากสมการ

$$\text{ร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นเมื่อแช่ชิ้นทดสอบในน้ำกลั่น} = \frac{(M_t - M_0) \times 100}{M_0}$$

นำค่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นหลังแช่ชิ้นทดสอบในน้ำกลั่น นำค่าที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย แล้วทำการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มด้วยสถิติต่อไป

ทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นในระยะเวลา 28 วันเมื่อแช่ในน้ำมัน

เตรียมชิ้นทดสอบ โดยตัดแกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ตามขวางให้มีความหนาประมาณ 5 มิลลิเมตร จำนวนกลุ่มละ 10 ชิ้น เก็บชิ้นทดสอบในภาชนะปิดที่มีซิลิกาเจล (silica gel) ณ อุณหภูมิห้อง ชั่งน้ำหนักของชิ้นทดสอบทุกวันจนน้ำหนักของชิ้นทดสอบคงที่ ( $M_0$ ) หลังจากนั้นแช่ชิ้นทดสอบ ทำการทดสอบโดยแช่ในน้ำมันพืชที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส และเริ่มชั่งน้ำหนักหลังการแช่ในน้ำมันพืช ( $M_t$ ) ที่เวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ หาค่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นเมื่อแช่ชิ้นทดสอบในน้ำมันได้จากสมการ

$$\text{ร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นเมื่อแช่ชิ้นทดสอบในน้ำมัน} = \frac{(M_t - M_0) \times 100}{M_0}$$

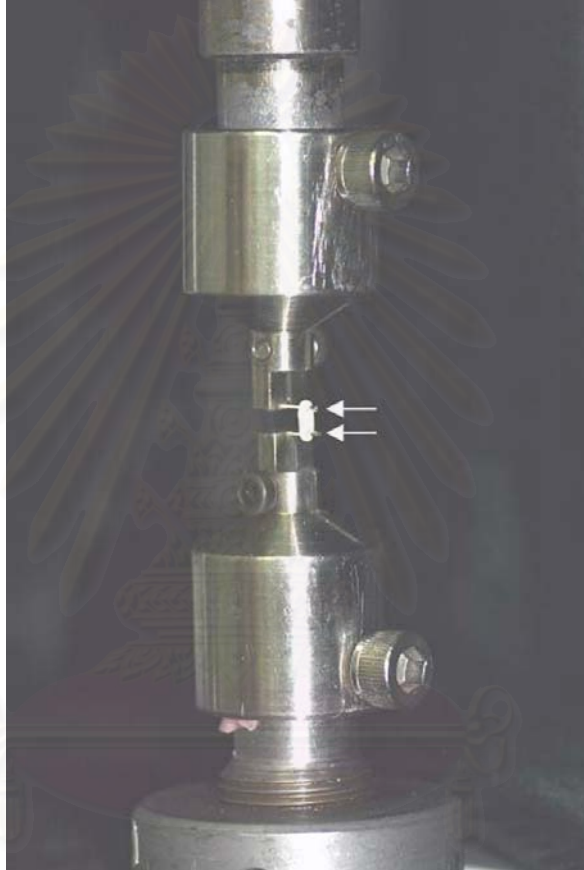
นำร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นหลังแช่ชิ้นทดสอบในน้ำมัน นำค่าที่ได้มาหาค่าเฉลี่ยแล้วทำการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มต่อไป

#### ทดสอบสมบัติทางกลของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นมาใหม่

##### ทดสอบสมบัติการดึง (Tensile properties)

##### 1. ทดสอบค่าแรงดึงเริ่มต้น (Initial tensile force testing)

วิธีการศึกษานี้ประยุกต์ตามมาตรฐานไอเอสโอ 21606 ปี 2007 (ISO: International standard organization 21606 : 2007) เรื่อง อีลาสโตเมอร์ที่ใช้ในงานทันตกรรมจัดฟัน (Elastomeric auxiliaries for use in orthodontics) โดยในการทดสอบ ทำการแบ่งกลุ่มชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ออกเป็น 4 กลุ่มตามสูตรดัง ตารางที่ 8 กลุ่มละ 20 วง ทำการทดสอบโดยการยึดอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ด้วยปากคีบ (forceps) เป็นระยะทาง 5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็น 4 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ โดยตรึงระยะยึดนี้ไว้ 5 วินาทีแล้วคลายออก จากนั้นคล้องวงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์รอบแท่งโลหะที่จัดทำขึ้น (ภาพที่ 9) แล้วดึงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ให้ยืดออก วัดค่าแรงดึงด้วยเครื่องวัดค่าแรงดึงลอยด์ (Lloyd universal testing machine, LR 10 K, Lloyd Instruments, UK) ที่อุณหภูมิ  $23 \pm 2$  องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ  $50 \pm 10$  กำหนดความเร็วครอสเฮด (cross head speed) เท่ากับ 100 มิลลิเมตรต่อนาที ค่าแรงดึงที่นำมาใช้เปรียบเทียบในการศึกษานี้ ใช้ค่าแรงดึงที่สามารถยึดอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ได้ระยะทาง 3.75 มิลลิเมตร ซึ่งเท่ากับระยะทาง 3 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์



ภาพที่ 9 แสดงการยืดอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์เพื่อหาค่าแรงดึงโดยเครื่อง Lloyd Universal testing machine



ภาพที่ 10 แสดงเครื่องตรึงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์

## 2. ทดสอบค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์เมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่น

การทดสอบนี้ กระทำขึ้น โดยเลียนแบบการใช้งานของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ในช่องปาก ซึ่งต้องมีการสัมผัสกับน้ำ ของเหลวอื่น และอาหารอยู่ตลอดเวลา

ทำการยึดอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ด้วยปากคีบเป็นระยะทาง 5 มิลลิเมตรและตรึงระยะยึดนี้ไว้ 5 วินาที เช่นเดียวกับที่ได้กล่าวไว้ใน การทดสอบค่าแรงดึงเริ่มต้น จากนั้นคล้องอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ทุกวงบนหลักตรึง (ภาพที่ 10) ตามข้อกำหนดของไอเอสโอที่ 21606 ปี 2007 ซึ่งในการทดสอบนี้จะตรึงที่ระยะ 3.75 มิลลิเมตร (ระยะทาง 3 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์) จากนั้นแช่อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ถูกตรึงในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ  $37 \pm 2$  องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับเมื่อครบกำหนดของแต่ละช่วงเวลา จึงทดสอบหาค่าแรงดึงด้วยเครื่องวัดลดยึดด้วยสภาวะและวิธีเดียวกับที่ได้กล่าวแล้วข้างต้น โดยก่อนที่จะทำการวัดค่าแรงดึงทำการแช่อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ  $23 \pm 2$  องศาเซลเซียสเป็นเวลา 30 นาที เพื่อปรับสภาพแวดล้อมของการวัดให้อยู่ที่อุณหภูมิห้องก่อนทำการวัดแรงดึง ค่าแรงดึงที่นำมาใช้เปรียบเทียบในการทดสอบนี้ ใช้ค่าแรงดึงที่สามารถยึดอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ได้ระยะทาง 3.75 มิลลิเมตร

## ทดสอบหาความแข็งแบบชอร์เอ

การทดสอบความแข็งใช้การวัดด้วยเครื่องดูโรมิเตอร์แบบชอร์เอ (Durometer Shore A; Pacific Transducer, USA) ค่าที่อ่านได้เป็นค่าความแข็งผิวของแกนกลางของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ โดยขึ้นทดสอบ 1 ชิ้นทำการวัดทั้งหมด 5 ตำแหน่งที่กระจายทั่วชิ้นทดสอบเพื่อหาค่าเฉลี่ย โดยทำการวัดชิ้นทดสอบก่อนและหลังจากแช่น้ำกลั่นที่อุณหภูมิ  $37 \pm 2$  องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ

เมื่อทดสอบในส่วนที่ 1 เสร็จสิ้นแล้วนำค่าเฉลี่ยของแต่ละการทดสอบที่ได้มาเปรียบเทียบกับอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า เพื่อหาสูตรที่เหมาะสมในการผลิตโอริงจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ต่อไป

## ส่วนที่ 2 ทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของแผ่นจากแกนกลางที่ยึดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่เพาะเลี้ยงจากเหงือกของคน

### การเตรียมเซลล์ไฟโบรบลาสต์จากเหงือกของคนและขึ้นทดสอบ

เซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่ใช้ในการทดสอบครั้งนี้เป็นเซลล์ที่เพาะเลี้ยงจากเนื้อเหงือกของผู้ป่วยที่มารับการรักษาด้วยวิธีการศัลยกรรมที่ภาควิชาศัลยศาสตร์ช่องปาก และภาควิชาปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เนื้อเยื่อนำมาศึกษานี้เป็นเนื้อเยื่อที่จำเป็นต้องได้รับการตัดออกจากผู้ป่วยเพื่อการรักษาอยู่แล้ว เช่นเนื้อเยื่อจากการตัดแต่งเหงือกให้ได้รูป หรือเนื้อเยื่อที่ปิดบนฟันคุด เนื้อเยื่อเหล่านี้ต้องเป็นเนื้อเยื่อปกติ ไม่มีการอักเสบ โดยไม่จำกัดเพศ อายุของผู้ป่วย ในการศึกษา ใช้เซลล์จากเนื้อเยื่อของผู้ป่วย 4 ราย โดยได้รับการยินยอมให้ใช้เนื้อเยื่อจากผู้ป่วยแล้ว

การศึกษาความเข้ากันได้ทางชีวภาพของแผ่นจากแกนกลางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ใช้ในการทดสอบมีขั้นตอนดังนี้

เพาะเลี้ยงเซลล์ไฟโบรบลาสต์จากเนื้อเยื่อของคน โดยนำเนื้อเยื่อเหงือกที่ได้รับมาล้างด้วยน้ำเกลือเพื่อขจัดเลือดและน้ำลาย ตัดชิ้นเนื้อเยื่อให้เป็นชิ้นเล็กใส่ลงในจานเพาะเลี้ยงเซลล์ และเติมน้ำยาเลี้ยงเซลล์ให้ท่วมชิ้นเนื้อ นำจานเพาะเลี้ยงเซลล์ ใส่ในตู้บ่มที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ปริมาตรคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 และมีความชื้นสัมพัทธ์สูงสุด เปลี่ยนน้ำยาเลี้ยงเซลล์ทุกวัน และศึกษาการเปลี่ยนแปลงของชิ้นเนื้อที่เพาะเลี้ยงด้วยกล้องจุลทรรศน์เฟสคอนทราสต์ชนิดหัวกลับ (inverted phase contrast microscope) ส่วนประกอบของน้ำยาเพาะเลี้ยงเซลล์เป็นผลิตภัณฑ์จากบริษัทกิบโค (Gibco BRL, USA.)



น้ำยาเพาะเลี้ยงเซลล์ที่ใช้ในการทดสอบนี้ประกอบด้วย

Dulbecco's Modified Engle Medium (DMEM)	88%
Antibiotic antimycotic solution	1%
L-glutamine	1%
Fetal bovine serum	10%

เมื่อพบว่าเซลล์มีการสืบคลานออกมาจากชั้นเนื้อมากพอแล้ว ทำ subculture ด้วยเอนไซม์ Trypsin-EDTA ซึ่งเป็นการเคลื่อนย้ายเซลล์ที่หนาแน่นเหล่านี้ไปยังจานเพาะเลี้ยงใหม่ เพื่อลดความหนาแน่นของเซลล์ ทำให้เซลล์ได้รับสารอาหารอย่างทั่วถึงและกำจัดเซลล์ชนิดอื่นที่ไม่ใช่เซลล์ไฟโบรบลาสต์ออกไปด้วย การทำ subculture หลายครั้ง จะทำให้ได้เซลล์ที่เป็นไฟโบรบลาสต์ล้วน ซึ่งในการวิจัยครั้งนี้จะใช้เซลล์ที่ได้จากการทำ subculture รุ่นที่ 5

การเตรียมชิ้นทดสอบจากแกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์เพื่อใช้ในการศึกษาด้วยการเพาะเลี้ยงเซลล์

แกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์ที่ใช้ในการทดสอบนี้เตรียมจากอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์ที่ผลิตจากสูตรยางอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร โดยชิ้นทดสอบจะตัดจากแกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์ตามขวางให้ได้ความหนา 1 มิลลิเมตร จากนั้นทำให้ปราศจากเชื้อจุลินทรีย์โดยการอบแก๊สเอทิลีนออกไซด์ก่อนนำมาใช้ในการทดสอบด้วยวิธีการเพาะเลี้ยงเซลล์

การศึกษากิจกรรมของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบจากแกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์ด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีที (MTT assay)

วิธีทดสอบเอ็มทีที เป็นการทดสอบความเป็นพิษของวัสดุที่ต้องการศึกษา ซึ่งชิ้นทดสอบในการศึกษานี้คือ อีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์ของบริษัทออร์มโกคอร์โปเรชัน บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค บริษัทอเมริกันออร์โธคอนดิกส์ และแกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร การศึกษาทำโดยเพาะเลี้ยงไฟโบรบลาสต์จากการทำ subculture รุ่นที่ 5 ร่วมกับชิ้นทดสอบในจานเพาะเลี้ยงเซลล์ชนิด 24 หลุม (24 well plate) ด้วยความหนาแน่นของเซลล์ 15,000 เซลล์ต่อ 1 มิลลิลิตรของน้ำยาเลี้ยงเซลล์ เก็บจานเพาะเลี้ยงนี้ในตู้บัพที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 และมีความชื้นสัมพัทธ์สูงสุด เปลี่ยนน้ำยาเลี้ยงเซลล์ทุกวัน เป็นเวลา 3 วัน จากนั้นนำจานเพาะเลี้ยงเซลล์มาทำการทดสอบเอ็มทีที

### วิธีทดสอบเอ็มทีที

วิธีการทดสอบเอ็มทีทีที่ใช้ในการศึกษานี้ดัดแปลงจากวิธีของ Mosmann<sup>(44)</sup> และ Kasugai และคณะ<sup>(45)</sup> เป็นการวัดปริมาณเซลล์ที่มีชีวิต โดยวัดจากปฏิกิริยาของสารเอ็มทีที (MTT; 3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide) กับเอ็นไซม์ไมโทคอนเดรียลดีไฮโดรจีเนส (mitochondrial dehydrogenase) ซึ่งมีเฉพาะในเซลล์ที่มีชีวิต

เมื่อทำการเพาะเลี้ยงเซลล์ร่วมกับแผ่นทดสอบในงานเพาะเลี้ยงเซลล์ชนิด 24 หลุม เมื่อครบเวลา 3 วัน แล้วดูดน้ำยาเพาะเลี้ยงเซลล์เก่าทิ้ง จากนั้นใส่สารละลายเอ็มทีที 50 ไมโครลิตร ซึ่งเตรียมจากการละลายผง MTT ในสารละลาย phosphate buffer saline ด้วยปริมาณ 5 มิลลิกรัมต่อ 1 มิลลิลิตร แล้วกรองสารละลายด้วยกระดาษกรองขนาด 0.22 ไมโครเมตร และเตรียมน้ำยา DMEM ชนิดไม่มีฟีนอลเรด (Dulbecco's Modified Eagle Medium without phenol red, Gibco BRL, USA) 300 ไมโครลิตร ลงไปในแต่ละหลุมนำงานเพาะเลี้ยงไปเก็บไว้ในตู้บัพที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 4 ชั่วโมง จากนั้นดูดน้ำยาที่มีสารละลายเอ็มทีทีทิ้ง เติมไดเมทิลซัลฟอกไซด์ (dimethyl sulfoxide) จำนวน 1 มิลลิลิตร ลงไปในแต่ละหลุม เพื่อละลายผลิตภัณฑ์สีม่วงของเอ็มทีทีฟอร์มazan (MTT formazan) ซึ่งเกิดจากการทำปฏิกิริยาของสารละลายเอ็มทีทีกับเอ็นไซม์ไมโทคอนเดรียลดีไฮโดรจีเนส ได้เป็นสารละลายสีม่วง นำสารละลายที่ได้ไปวัดค่าการดูดกลืนแสง (optical density, OD) ด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ (spectrophotometer) ที่ความยาวคลื่น 570 นาโนเมตรทันที แล้วนำค่าที่วัดได้ไปคำนวณหาร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม ดังนี้

$$\text{ร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิต} = \frac{\text{ค่าการดูดกลืนแสงของกลุ่มทดสอบ} \times 100}{\text{ค่าการดูดกลืนแสงของกลุ่มควบคุม}}$$

โดยก่อนทำการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบด้วยวิธีวิเคราะห์เอ็มทีทีนี้ ต้องทำการหาความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์กับค่าการดูดกลืนแสงที่ได้จากวิธีสอบวิเคราะห์เอ็มทีที ค่าความสัมพันธ์นี้จะอยู่ในรูปของกราฟมาตรฐาน (standard curve)

### การทำกราฟมาตรฐาน

เป็นการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์ไฟโบรบลาสต์กับค่าการดูดกลืนแสงว่ามีความสัมพันธ์เป็นสัดส่วนโดยตรงกันหรือไม่ วิธีการศึกษาทำได้โดยใช้เซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่ได้จากการทำ subculture รุ่นที่ 5 โดยนำเซลล์ที่ได้ใส่ลงในงานเพาะเลี้ยงเซลล์ชนิด 24 หลุม ด้วยความ

หนาแน่นของเซลล์แต่ละหลุมดังต่อไปนี้ 2,500, 5,000, 10,000, 15,000, 20,000, 25,000, 30,000, 35,000, 40,000, 45,000, และ 50,000 เซลล์ต่อมิลลิลิตร โดยแต่ละความหนาแน่นของเซลล์ ทำซ้ำ 3 หลุม หลังจากนั้นเก็บงานเพาะเลี้ยงเซลล์ไว้ในตู้บเพาะเลี้ยงเซลล์ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ระดับคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 ความชื้นสัมพัทธ์สูงสุด เพื่อให้เซลล์ยึดเกาะกับงานเพาะเลี้ยงเซลล์ และเติบโตเต็มที่ ซึ่งใช้เวลาประมาณ 12 ชั่วโมง เมื่อครบกำหนดเวลาแล้ว นำงานเพาะเลี้ยงเซลล์ไปทดสอบด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีที จากนั้นนำค่าการดูดกลืนแสงที่ได้ไปหาความสัมพันธ์กับจำนวนเซลล์ โดยใช้การวิเคราะห์ถดถอย (regression analysis) เพื่อหาสมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าทั้งสอง ซึ่งสมการความสัมพันธ์ที่ดี ค่าการดูดกลืนแสงควรเป็นสัดส่วนโดยตรงกับจำนวนเซลล์ และสามารถใช้เป็นค่าในการเปรียบเทียบแทนจำนวนเซลล์ได้

การทำกราฟมาตรฐานนี้ ทำการศึกษาซ้ำ 4 ครั้ง และแต่ละการศึกษาจะใช้เซลล์จากผู้ป่วยไม่ซ้ำกัน

*การศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบจากแกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอร์  
ลิเกเจอร์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด*

วิธีการนี้ เป็นการศึกษาลักษณะของเซลล์ที่สัมผัสกับชิ้นทดสอบโดยตรง ทำโดยการตรึงชิ้นทดสอบในงานเพาะเลี้ยงขนาดเล็ก (36 mm culture plate) จากนั้นหว่านเซลล์ที่ได้จากการทำ subculture รุ่นที่ 5 ลงในงานเพาะเลี้ยงที่มีชิ้นทดสอบติดอยู่ด้วยความหนาแน่นของเซลล์ 50,000 เซลล์ต่อ 1 มิลลิลิตรของน้ำยาเลี้ยงเซลล์ เก็บงานเพาะเลี้ยงเหล่านี้ในตู้บเพาะเลี้ยงเซลล์ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ปริมาณคาร์บอนไดออกไซด์ร้อยละ 5 และมีความชื้นสัมพัทธ์สูงสุด เปลี่ยนน้ำยาเลี้ยงเซลล์ทุกวันเป็นเวลา 3 วัน เมื่อครบกำหนดแล้ว ทำการเตรียมการทดสอบเพื่อศึกษาลักษณะของเซลล์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

การเตรียมการทดสอบเพื่อการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด โดยล้างชิ้นทดสอบที่เลี้ยงร่วมกับเซลล์ไฟโบรบลาสต์ด้วยฟอสเฟตบัฟเฟอร์เซลาซีน (phosphate buffer saline, PBS) แล้วแช่ในน้ำยารักษาสภาพกลูตารัลดีไฮด์ร้อยละ 2.5 ใน 0.1 M ฟอสเฟตบัฟเฟอร์ (phosphate buffer, PB) pH 7.2 เป็นเวลา 1 ชั่วโมง ทำการกำจัดน้ำออก (dehydration) ด้วยการแช่ชิ้นทดสอบในเอทิลแอลกอฮอล์ที่มีความเข้มข้นต่างๆ กัน นำชิ้นทดสอบไปทำให้แห้งที่จุดวิกฤติ (critical point drying) ก่อนที่จะนำชิ้นทดสอบไปติดกับแท่นทองเหลือง (stub) และเคลือบผิวทดสอบด้วยอนุภาคทอง (gold particle) จากนั้นศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

### 3.3 ตัวแปรในการวิจัย

ตัวแปรอิสระ (Independent factors) ได้แก่

1. อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 45 phr
2. อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 50 phr
3. อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 55 phr
4. อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 60 phr

ตัวแปรตาม (Dependent factors) คือ

1. ทดสอบสมบัติทางกายภาพ ได้แก่ ทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นในระยะเวลา 28 วันเมื่อแช่ในน้ำกลั่นและน้ำมัน
2. ทดสอบสมบัติทางกล ได้แก่ ทดสอบสมบัติการดึง และทดสอบหาความแข็งแรงแบบชอร์เอ
3. ความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเซลล์ไฟโบรบลาสต์จากเนื้อเยื่อของคน

### 3.4 การเก็บรวบรวมข้อมูล

ข้อมูลเป็นมาตราส่วน (ratio scale) เก็บรวบรวมข้อมูลในคอมพิวเตอร์ โดยเก็บรวบรวมข้อมูลค่าการทดสอบสมบัติทางกายภาพ และค่าทดสอบสมบัติทางกลของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่เตรียมขึ้นทั้ง 4 สูตร นำมาหาค่าเฉลี่ยและเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของการทดสอบสมบัติทางกายภาพและค่าทดสอบสมบัติทางกลของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ใน โปรแกรม SPSS version 11.5 เพื่อเปรียบเทียบกับอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าต่อไป

### 3.5 การวิเคราะห์ข้อมูล

#### 3.5.1 การสรุปข้อมูล (Summarization of data)

ข้อมูลจากการทดสอบอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ทางกายภาพและทางกล และข้อมูลจากการทดสอบเอ็มทีทีเป็นข้อมูลเชิงปริมาณและเชิงพรรณนา ข้อมูลจากการศึกษาด้วยการเพาะเลี้ยงเซลล์เป็นข้อมูลเชิงพรรณนา

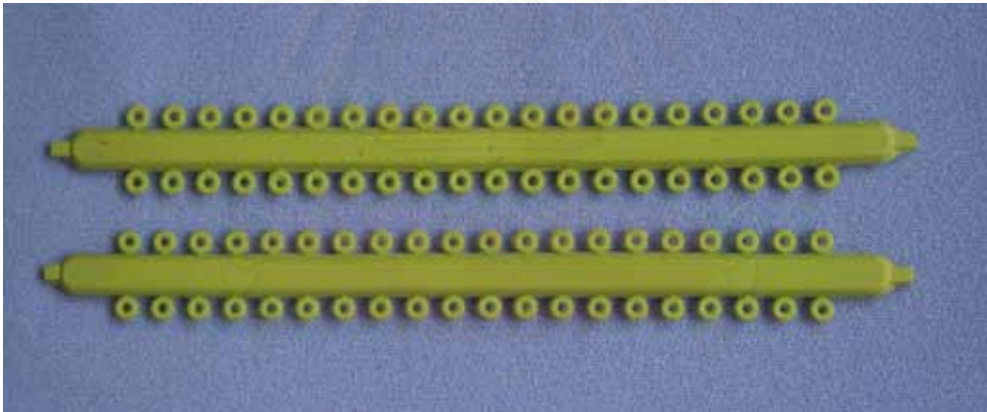
3.5.2 การนำเสนอข้อมูล (Data presentation) นำเสนอข้อมูลในรูปของตารางและแผนภูมิแท่งแสดงผลการทดสอบและการเปรียบเทียบกันระหว่างกลุ่มทดสอบ

## บทที่ 4

### ผลการทดสอบและการวิเคราะห์ข้อมูล

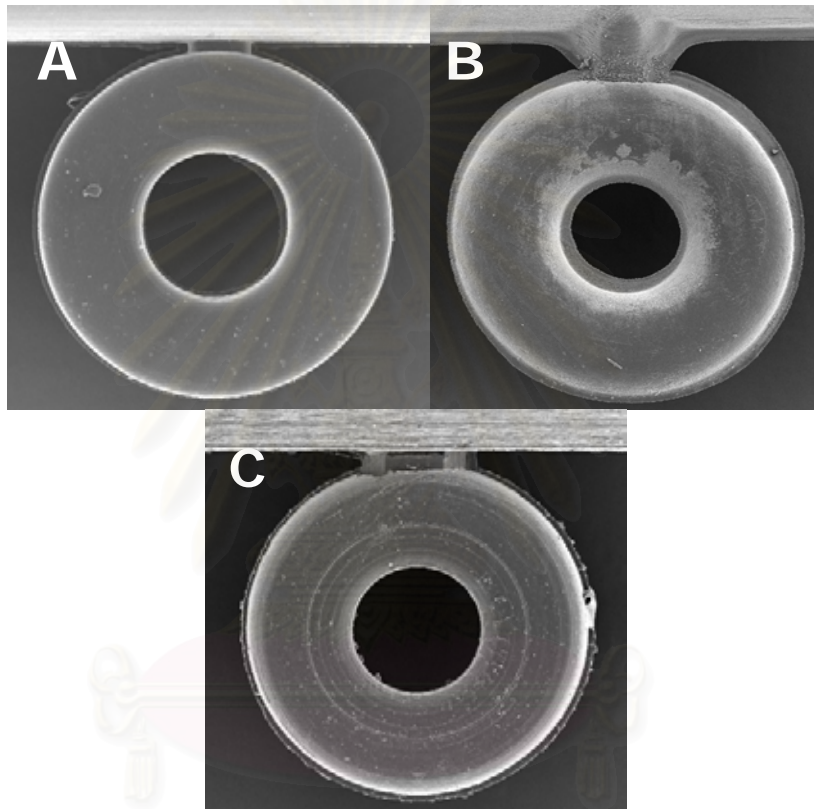
#### 4.1 ลักษณะโดยทั่วไปของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์

ลักษณะโดยทั่วไปของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ มีรูปร่างเป็นรูปวงกลมขนาดเล็ก ติดอยู่ที่แถวบนและแถวล่างของแท่งแกนกลางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ แต่ละแถวประกอบด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จำนวนแถวละ 20 วง แต่ละวงมีขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางภายใน 0.125 มิลลิเมตร ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้ผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์จำนวน 4 สูตร ลักษณะของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิต ได้แสดงไว้ในภาพที่ 11



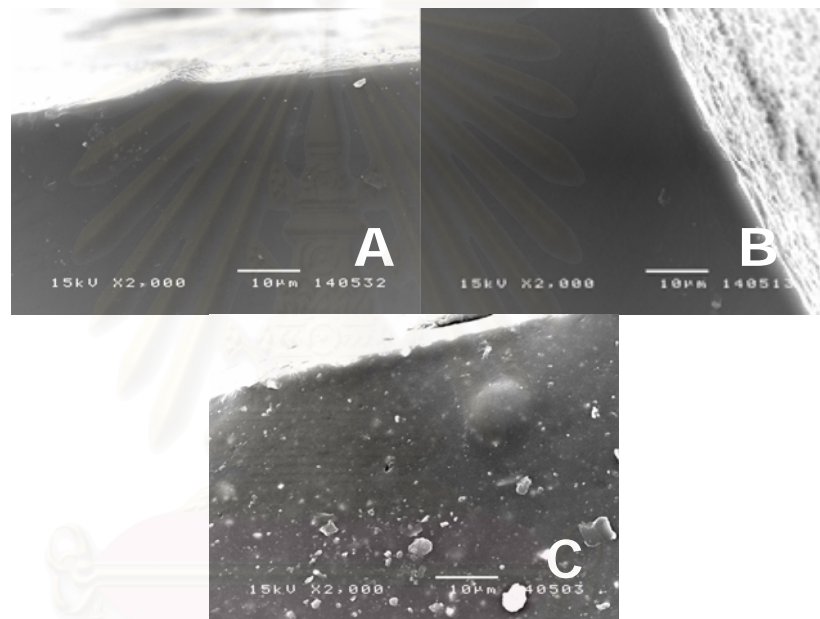
ภาพที่ 11 แสดงลักษณะของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์

ลักษณะโดยทั่วไปของวงอีลาสโตเมอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าจากบริษัทออรัม โทคอร์โปเรชั่น บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค และอีลาสโตเมอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติ อีพอกไซค์ เมื่อถ่ายจากจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 15 เท่า พบว่าทั้ง 3 กลุ่ม มีรูปร่าง ขนาดใกล้เคียงกัน สามารถพบครีบหรือส่วนเกินที่บริเวณด้านข้างของวงซึ่งอาจจะเกิดจากกระบวนการขึ้นรูป ดังภาพที่ 12



ภาพที่ 12 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 15 เท่า แสดงลักษณะของอีลาสโตเมอร์จากบริษัทออรัม โทคอร์โปเรชั่น (A) บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค (B) และอีลาสโตเมอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติ อีพอกไซค์ (C)

เมื่อทำการตัดขวางอีลาสโตเมอร์กเจลเพื่อดูลักษณะโครงสร้างภายในของผลิตภัณฑ์ทางการค้าจากบริษัทออร์มโกคอร์โปเรชั่น บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค และอีลาสโตเมอร์กเจลที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ โดยถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 2,000 เท่า พบว่า อีลาสโตเมอร์กเจลที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้ามีลักษณะของโครงสร้างที่ค่อนข้างเรียบ ไม่มีรูพรุนในเนื้อวัสดุ ส่วนอีลาสโตเมอร์กเจลที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ยังพบรูพรุนในเนื้อวัสดุอยู่ ดังแสดงในภาพที่ 13



ภาพที่ 13 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 2,000 เท่า แสดงลักษณะผิวด้านในเมื่อทำการตัดดูโครงสร้างภายในของของอีลาสโตเมอร์กเจลจากบริษัทออร์มโกคอร์โปเรชั่น (A) บริษัท สามเอ็มยูเอสยูนิเทค (B) และอีลาสโตเมอร์กเจลที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ (C)

## 4.2 ผลการศึกษา

### 4.2.1. การทดสอบสมบัติทางกายภาพ

ผลการศึกษาร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบที่ผ่านการแช่น้ำกลั่นเป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน

ผลการศึกษาการทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบของอิลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรที่ผ่านการแช่น้ำกลั่น พบว่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบอิลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์สูตรที่ 1 มีค่าเท่ากับ 1.02 ( $\pm 0.30$ ), 2.77 ( $\pm 0.50$ ) และ 7.14 ( $\pm 1.48$ ) เมื่อผ่านการแช่น้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ ร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบอิลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์สูตรที่ 2 มีค่าเท่ากับ 0.92 ( $\pm 0.27$ ), 2.95 ( $\pm 0.49$ ) และ 6.24 ( $\pm 1.28$ ) เมื่อผ่านการแช่น้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ ร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบอิลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์สูตรที่ 3 มีค่าเท่ากับ 1.24 ( $\pm 0.35$ ), 3.10 ( $\pm 0.83$ ) และ 8.18 ( $\pm 1.42$ ) เมื่อผ่านการแช่น้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ ร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบอิลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์สูตรที่ 4 มีค่าเท่ากับ 1.16 ( $\pm 0.28$ ), 2.82 ( $\pm 0.51$ ) และ 7.08 ( $\pm 1.11$ ) เมื่อผ่านการแช่น้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ (ตารางที่ 10)

ตารางที่ 10 แสดงค่าเฉลี่ยร้อยละ (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบเมื่อแช่น้ำกลั่นเป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน

Specimen	1 day	7 days	28 days
ENRสูตร1	1.02 (0.30)	2.77 (0.50)	7.14 (1.48)
ENRสูตร2	0.92 (0.27)	2.95 (0.49)	6.24 (1.28)
ENRสูตร3	1.24 (0.35)	3.10 (0.83)	8.18 (1.42)
ENRสูตร4	1.16 (0.28)	2.82 (0.51)	7.08 (1.11)



ผลการศึกษาร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบที่ผ่านการแช่น้ำมันเป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน

ผลการศึกษาการทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบของอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ทั้ง 4 สูตรที่ผ่านการแช่น้ำมัน พบว่าร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์สูตรที่ 1 มีค่าเท่ากับ 0.51 ( $\pm 0.20$ ), 1.85 ( $\pm 0.43$ ) และ 4.75 ( $\pm 0.96$ ) เมื่อผ่านการแช่น้ำมันที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ ร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์สูตรที่ 2 มีค่าเท่ากับ 0.51 ( $\pm 0.31$ ), 2.19 ( $\pm 0.70$ ) และ 4.21 ( $\pm 0.88$ ) เมื่อผ่านการแช่น้ำมันที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ ร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์สูตรที่ 3 มีค่าเท่ากับ 0.64 ( $\pm 0.45$ ), 2.24 ( $\pm 0.84$ ) และ 5.48 ( $\pm 0.98$ ) เมื่อผ่านการแช่น้ำมันที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ ร้อยละของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์สูตรที่ 4 มีค่าเท่ากับ 0.56 ( $\pm 0.58$ ), 2.22 ( $\pm 0.38$ ) และ 5.08 ( $\pm 0.92$ ) เมื่อผ่านการแช่น้ำมันที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันตามลำดับ (ตารางที่ 11)

ตารางที่ 11 แสดงค่าเฉลี่ยร้อยละ (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นของชั้นทดสอบเมื่อแช่น้ำมันเป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน

Specimen	1 day	7 days	28 days
ENRสูตร1	0.51 (0.20)	1.85 (0.43)	4.75 (0.96)
ENRสูตร2	0.51 (0.31)	2.19 (0.70)	4.21 (0.88)
ENRสูตร3	0.64 (0.45)	2.24 (0.84)	5.48 (0.98)
ENRสูตร4	0.56 (0.58)	2.22 (0.38)	5.08 (0.92)

#### 4.2.2. การทดสอบสมบัติทางกล

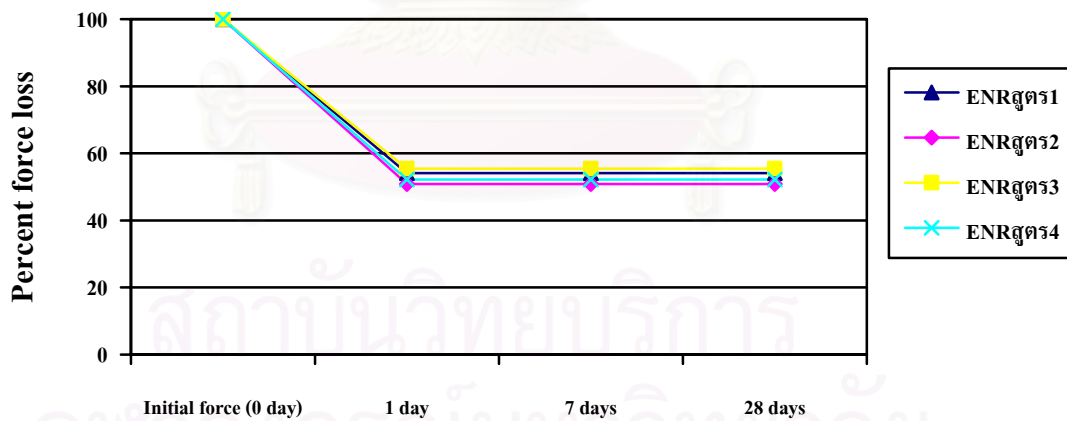
##### ผลการทดสอบสมบัติการดึง

ผลการทดสอบสมบัติแรงดึงของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร พบว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรมีค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นอยู่ในช่วง 2.31 ( $\pm 0.10$ ) ถึง 3.70 ( $\pm 0.17$ ) นิวตัน โดยค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์สูตรที่ 1, 2, 3 และ 4 คือ 2.31 ( $\pm 0.10$ ), 2.79 ( $\pm 0.12$ ), 3.14 ( $\pm 0.14$ ) และ 3.70 ( $\pm 0.17$ ) นิวตัน ตามลำดับ ในขณะที่ค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันหลังการแช่น้ำกลั่นของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์สูตรที่ 1 มีค่าเฉลี่ยแรงดึงคือ 1.25 ( $\pm 0.08$ ), 1.26 ( $\pm 0.11$ ) และ 1.25 ( $\pm 0.08$ ) นิวตัน ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันหลังการแช่น้ำกลั่นของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์สูตรที่ 2 มีค่าเฉลี่ยแรงดึงคือ 1.42 ( $\pm 0.14$ ), 1.40 ( $\pm 0.09$ ) และ 1.41 ( $\pm 0.15$ ) นิวตัน ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันหลังการแช่น้ำกลั่นของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์สูตรที่ 3 มีค่าเฉลี่ยแรงดึงคือ 1.74 ( $\pm 0.10$ ), 1.72 ( $\pm 0.13$ ) และ 1.72 ( $\pm 0.13$ ) นิวตัน ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันหลังการแช่น้ำกลั่นของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์สูตรที่ 4 มีค่าเฉลี่ยแรงดึงคือ 1.93 ( $\pm 0.15$ ), 1.94 ( $\pm 0.10$ ) และ 1.91 ( $\pm 0.17$ ) นิวตัน ตามลำดับ (ตารางที่ 12)

เมื่อคำนวณค่าแรงดึงของชิ้นทดสอบของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรที่ผ่านการแช่น้ำกลั่นโดยคิดเทียบเป็นร้อยละของค่าแรงดึงเริ่มต้น พบว่าค่าแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วันหลังแช่น้ำกลั่นของเหลว ลดลงเหลือร้อยละ 50.90 ถึง 55.41 ของแรงค่าดึงเริ่มต้น ในระยะเวลา 7 วัน ลดลงเหลือร้อยละ 50.18 ถึง 54.78 ของค่าแรงดึงเริ่มต้น และในระยะเวลา 28 วัน ลดลงเหลือร้อยละ 50.54 ถึง 54.78 ของค่าแรงดึงเริ่มต้น (ภาพที่ 14)

ตารางที่ 12 แสดงค่าแรงดึงเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) เป็นนิวัตินของ อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์จัดฟันที่ผลิตจากธรรมชาติพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร ที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ

Specimen	Initial force (0 day)	1 day	7 days	28 days
ENRสูตร1	2.31 (0.10)	1.25 (0.08)	1.26 (0.11)	1.25 (0.08)
ENRสูตร2	2.79 (0.12)	1.42 (0.14)	1.40 (0.09)	1.41 (0.15)
ENRสูตร3	3.14 (0.14)	1.74 (0.10)	1.72 (0.13)	1.72 (0.13)
ENRสูตร4	3.70 (0.17)	1.93 (0.15)	1.94 (0.10)	1.91 (0.17)



ภาพที่ 14 กราฟแสดงค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์จัดฟันที่ผลิตจากธรรมชาติ อีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรที่ลดลงหลังจากแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ โดยคิดเป็นร้อยละของแรงดึงเริ่มต้น

### ทดสอบหาความแข็งผิวแบบชอร์เอ

ผลจากการทดสอบหาความแข็งผิวแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ที่เวลาแตกต่างกันเมื่อแช่ขึ้นทดสอบในน้ำกลั่น พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์สูตรที่ 1, 2, 3 และ 4 ที่ระยะเวลาเริ่มต้นก่อนผ่านการแช่ในน้ำกลั่นหรือ 0 วัน คือ 63.42 ( $\pm 0.72$ ), 65.46 ( $\pm 0.69$ ), 68.33 ( $\pm 0.76$ ) และ 71.39 ( $\pm 0.59$ ) ตามลำดับ ในขณะที่ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์สูตรที่ 1 เมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน คือ 63.14 ( $\pm 0.62$ ), 63.82 ( $\pm 0.52$ ), และ 63.30 ( $\pm 0.78$ ) ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์สูตรที่ 2 เมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน คือ 65.51 ( $\pm 0.58$ ), 65.29 ( $\pm 0.66$ ) และ 66.15 ( $\pm 0.72$ ) ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์สูตรที่ 3 เมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน คือ 68.94 ( $\pm 0.62$ ), 68.13 ( $\pm 0.98$ ) และ 68.45 ( $\pm 0.72$ ) ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์สูตรที่ 4 เมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน คือ 71.22 ( $\pm 0.78$ ), 70.45 ( $\pm 0.76$ ) และ 70.12 ( $\pm 0.70$ ) ตามลำดับ (ตารางที่ 13)

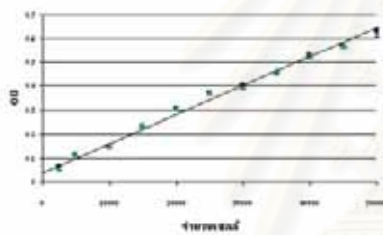
ตารางที่ 13 แสดงค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของความแข็งผิวแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์จัดฟันที่ผลิตจากธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรที่ระยะเวลาเริ่มต้น (0 วัน) 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ

Specimen	Initial hardness (0 day)	1 day	7 days	28 days
ENRสูตร1	63.42 (0.72)	63.14 (0.62)	63.82 (0.52)	63.30 (0.78)
ENRสูตร2	65.46 (0.69)	65.51 (0.58)	65.29 (0.66)	66.15 (0.72)
ENRสูตร3	68.33 (0.76)	68.94 (0.62)	68.13 (0.98)	68.45 (0.72)
ENRสูตร4	71.39 (0.59)	71.22 (0.78)	70.45 (0.76)	70.12 (0.70)

### 4.2.3 การทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของชิ้นตัวอย่างจากแกนกลางที่ยึดวง อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ใช้ในการทดสอบต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่เพาะเลี้ยงจาก เหงือกของคน

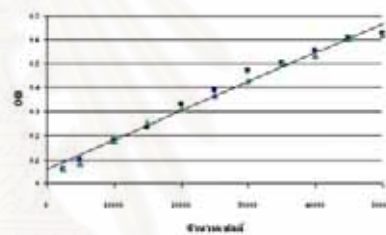
#### ผลการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์กับค่าการดูดกลืนแสง (กราฟมาตรฐาน)

จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์กับค่าการดูดกลืนแสง เพื่อใช้เป็นค่ามาตรฐานในเซลล์จากผู้ป่วยแต่ละราย พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และค่าการดูดกลืนแสงเป็นสัดส่วนโดยตรงต่อกัน ซึ่งแสดงให้เห็นว่าค่าการดูดกลืนแสงสามารถใช้เป็นค่าในการคำนวณร้อยละของเซลล์ที่ได้จากการศึกษาแทนจำนวนเซลล์ได้ กราฟมาตรฐานที่ได้จากผู้ป่วยแต่ละราย แสดงไว้ในภาพที่ 15 และภาคผนวก



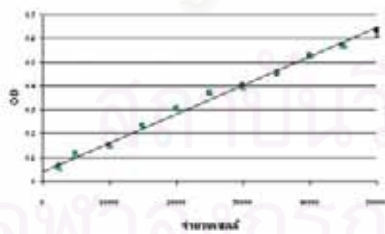
ผู้ป่วยรายที่ 1

ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ( $r$ ) = 0.994  
 $y = 0.000012x + 0.058$   
 $r^2 = 0.987$



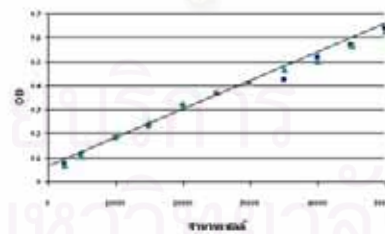
ผู้ป่วยรายที่ 2

ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ( $r$ ) = 0.993  
 $y = 0.000012x + 0.054$   
 $r^2 = 0.987$



ผู้ป่วยรายที่ 3

ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ( $r$ ) = 0.995  
 $y = 0.000011x + 0.062$   
 $r^2 = 0.990$



ผู้ป่วยรายที่ 4

ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ( $r$ ) = 0.996  
 $y = 0.000012x + 0.048$   
 $r^2 = 0.992$

ภาพที่ 15 กราฟมาตรฐาน ซึ่งแสดงค่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าการดูดกลืนแสงกับจำนวน  
เซลล์ ที่ได้จากผู้ป่วย 4 ราย

## ผลการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบริบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ ด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีที

ผลการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบริบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ ด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 1 พบว่าร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตเมื่อเปรียบเทียบกับระหว่างกลุ่มควบคุม ขึ้นตัวอย่างของบริษัทออร์ม โทคอร์ โปเรชั่น บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค บริษัทอเมริกันออร์โทคอนดิกส์ และชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรคือ 100.00, 96.19, 109.81, 103.25, 96.61, 100.28, 96.89 และ 106.07 ตามลำดับ ดังตารางที่ 14 และ ภาพที่ 16

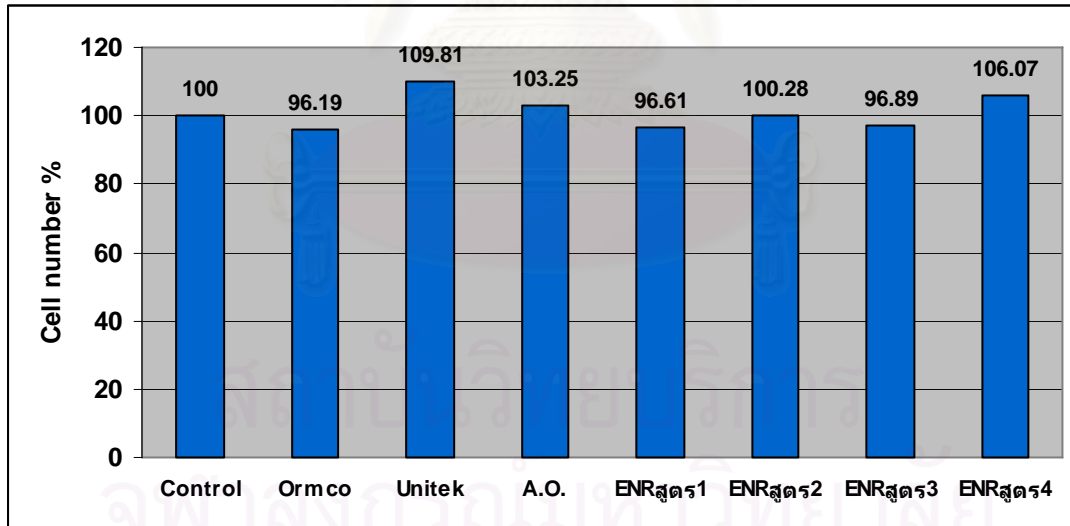
ผลการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบริบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ ด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 2 พบว่าร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตเมื่อเปรียบเทียบกับระหว่างกลุ่มควบคุม ขึ้นตัวอย่างของบริษัทออร์ม โทคอร์ โปเรชั่น บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค บริษัทอเมริกันออร์โทคอนดิกส์ และชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรคือ 100.00, 90.55, 100.47, 112.36, 98.65, 101.35, 95.88 และ 94.40 ตามลำดับ ดังตารางที่ 15 และ ภาพที่ 17

ผลการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบริบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ ด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 3 พบว่าร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตเมื่อเปรียบเทียบกับระหว่างกลุ่มควบคุม ขึ้นตัวอย่างของบริษัทออร์ม โทคอร์ โปเรชั่น บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค บริษัทอเมริกันออร์โทคอนดิกส์ และชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรคือ 100.00, 93.60, 96.83, 108.09, 113.23, 107.67, 96.62 และ 97.11 ตามลำดับ ดังตารางที่ 16 และ ภาพที่ 18

ผลการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบริบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ ด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 4 พบว่าร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตเมื่อเปรียบเทียบกับระหว่างกลุ่มควบคุม ขึ้นตัวอย่างของบริษัทออร์ม โทคอร์ โปเรชั่น บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค บริษัทอเมริกันออร์โทคอนดิกส์ และชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกไลเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรคือ 100.00, 95.28, 104.49, 102.44, 100.45, 103.30, 104.15 และ 98.86 ตามลำดับ ดังตารางที่ 17 และ ภาพที่ 19

ตารางที่ 14 แสดงค่าการดูดกลืนแสง (OD) และร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 1

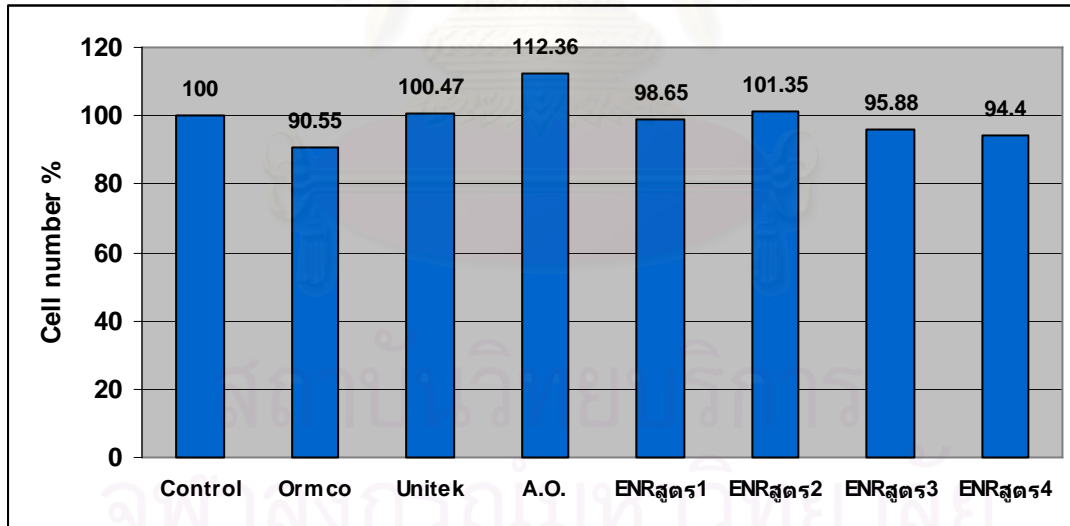
Specimen	OD1	OD2	OD3	Mean	SD	%Control
Control	0.472	0.481	0.464	0.472	0.01	100.00
Ormco	0.412	0.445	0.506	0.454	0.05	96.19
Unitek	0.512	0.501	0.543	0.519	0.02	109.81
A.O.	0.497	0.493	0.473	0.488	0.01	103.25
ENRสูตร1	0.433	0.503	0.433	0.456	0.04	96.61
ENRสูตร2	0.496	0.471	0.454	0.474	0.02	100.28
ENRสูตร3	0.477	0.485	0.411	0.458	0.04	96.89
ENRสูตร4	0.414	0.513	0.576	0.501	0.08	106.07



ภาพที่ 16 กราฟแสดงร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ ของผู้ป่วยรายที่ 1 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม

ตารางที่ 15 แสดงค่าการดูดกลืนแสง (OD) และร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 2

Specimen	OD1	OD2	OD3	Mean	SD	%Control
Control	0.468	0.507	0.506	0.494	0.02	100.00
Ormco	0.4	0.451	0.49	0.447	0.05	90.55
Unitek	0.528	0.497	0.463	0.496	0.03	100.47
A.O.	0.574	0.566	0.524	0.555	0.03	112.36
ENRสูตร1	0.513	0.469	0.479	0.487	0.02	98.65
ENRสูตร2	0.513	0.493	0.495	0.500	0.01	101.35
ENRสูตร3	0.489	0.453	0.478	0.473	0.02	95.88
ENRสูตร4	0.469	0.466	0.463	0.466	0.00	94.40

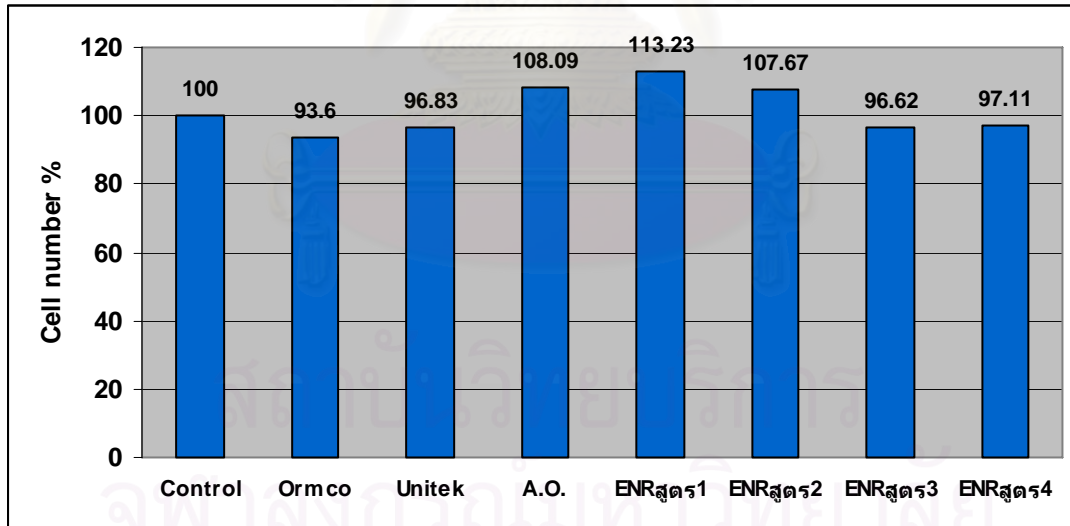


ภาพที่ 17 กราฟแสดงร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ ของผู้ป่วยรายที่ 2 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม



ตารางที่ 16 แสดงค่าการดูดกลืนแสง (OD) และร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 3

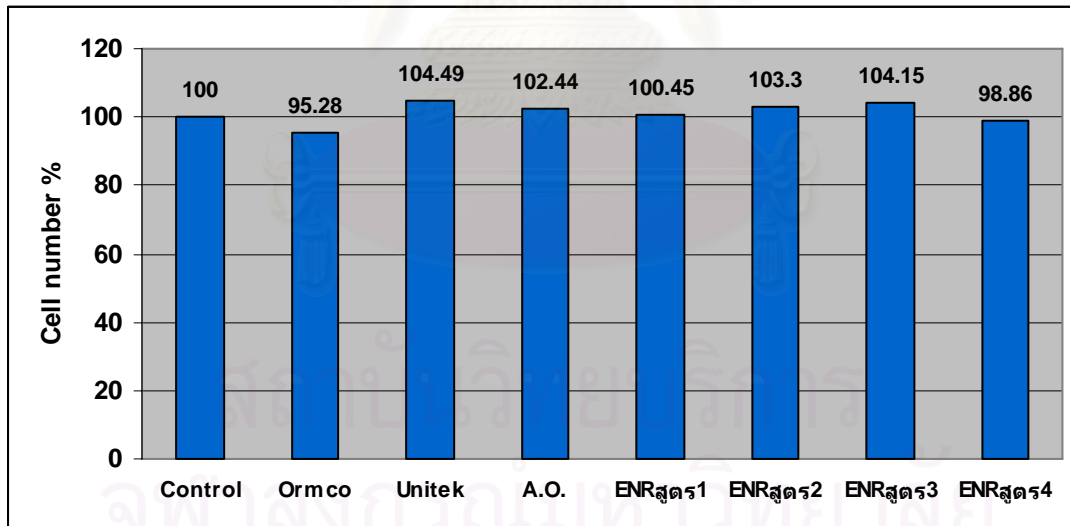
Specimen	OD1	OD2	OD3	Mean	SD	%Control
Control	0.473	0.498	0.45	0.474	0.02	100
Ormco	0.434	0.451	0.445	0.443	0.01	93.60
Unitek	0.469	0.455	0.452	0.459	0.01	96.83
AO	0.403	0.603	0.53	0.512	0.10	108.09
ENRสูตร1	0.512	0.554	0.543	0.536	0.02	113.23
ENRสูตร2	0.495	0.505	0.53	0.510	0.02	107.67
ENRสูตร3	0.443	0.461	0.469	0.458	0.01	96.62
ENRสูตร4	0.472	0.459	0.449	0.460	0.01	97.11



ภาพที่ 18 กราฟแสดงร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ ของผู้ป่วยรายที่ 3 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม

ตารางที่ 17 แสดงค่าการดูดกลืนแสง (OD) และร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ โดยเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมด้วยวิธีทดสอบเอ็มทีทีของผู้ป่วยรายที่ 4

Specimen	OD1	OD2	OD3	Mean	SD	%Control
Control	0.595	0.577	0.588	0.587	0.01	100.00
Ormco	0.576	0.543	0.558	0.559	0.02	95.28
Unitek	0.601	0.615	0.623	0.613	0.01	104.49
AO	0.609	0.606	0.588	0.601	0.01	102.44
ENRสูตร1	0.59	0.605	0.573	0.589	0.02	100.45
ENRสูตร2	0.612	0.614	0.592	0.606	0.01	103.30
ENRสูตร3	0.648	0.594	0.591	0.611	0.03	104.15
ENRสูตร4	0.57	0.573	0.597	0.580	0.01	98.86



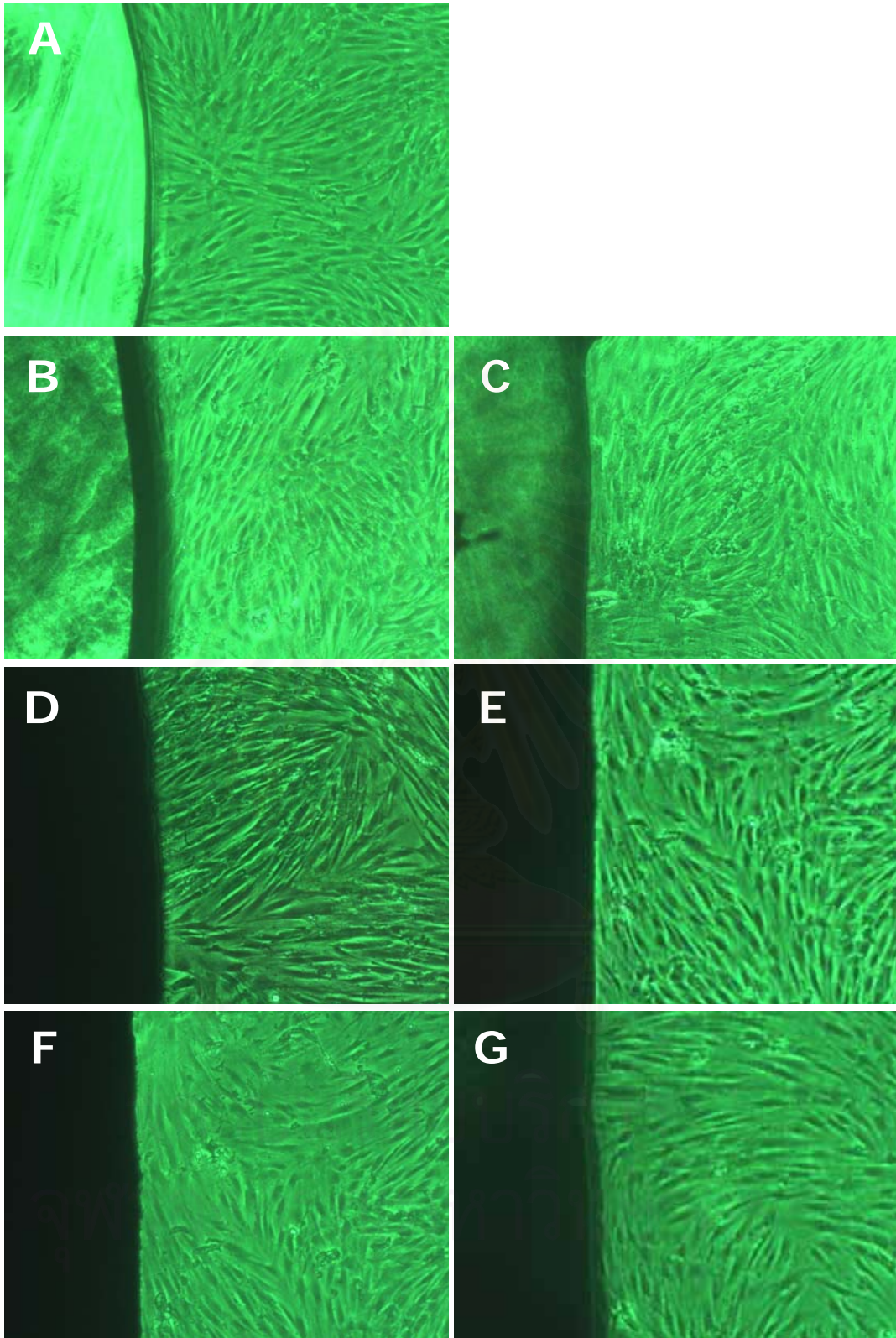
ภาพที่ 19 กราฟแสดงร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตหลังสัมผัสกับชิ้นทดสอบประเภทต่าง ๆ ของผู้ป่วยรายที่ 4 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม

ผลการศึกษการเปลี่ยนแปลงลักษณะของเซลล์ไฟโบร بلاสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบจาก  
แกนกลางที่ยึดวงของอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์เมื่อศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์เฟสคอนทราสต์ชนิด  
หัวกลับ

ผลการศึกษการเปลี่ยนแปลงลักษณะของเซลล์ไฟโบร بلاสต์เมื่อสัมผัสกับชิ้นทดสอบซึ่ง  
ได้แก่ แกนกลางที่ยึดวงของอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์ของบริษัทออร์ม โทคอร์ โปเรชั่น บริษัทสามเอ็ม  
ยูเอสยูนิเทค บริษัทอเมริกันออร์โทคอนติคส์ และแกนกลางที่ยึดวงของอีลาสโตเมอริกไลเกเจอร์ที่  
ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร เป็นเวลา 3 วัน จากการศึกษากล้องจุลทรรศน์  
เฟสคอนทราสต์ชนิดหัวกลับ พบว่าเซลล์ไฟโบร بلاสต์เมื่อสัมผัสกับชิ้นทดสอบทุกกลุ่ม ลักษณะ  
ของเซลล์เป็นรูปกระสวย (spindle) มีการแผ่ตัวและยึดเกาะบนงานเพาะเลี้ยงและชิ้นทดสอบได้  
นอกจากนี้ยังพบว่าจำนวนเซลล์บริเวณที่สัมผัสกับชิ้นทดสอบมีความหนาแน่นมาก (ภาพที่ 20 A-  
G)



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



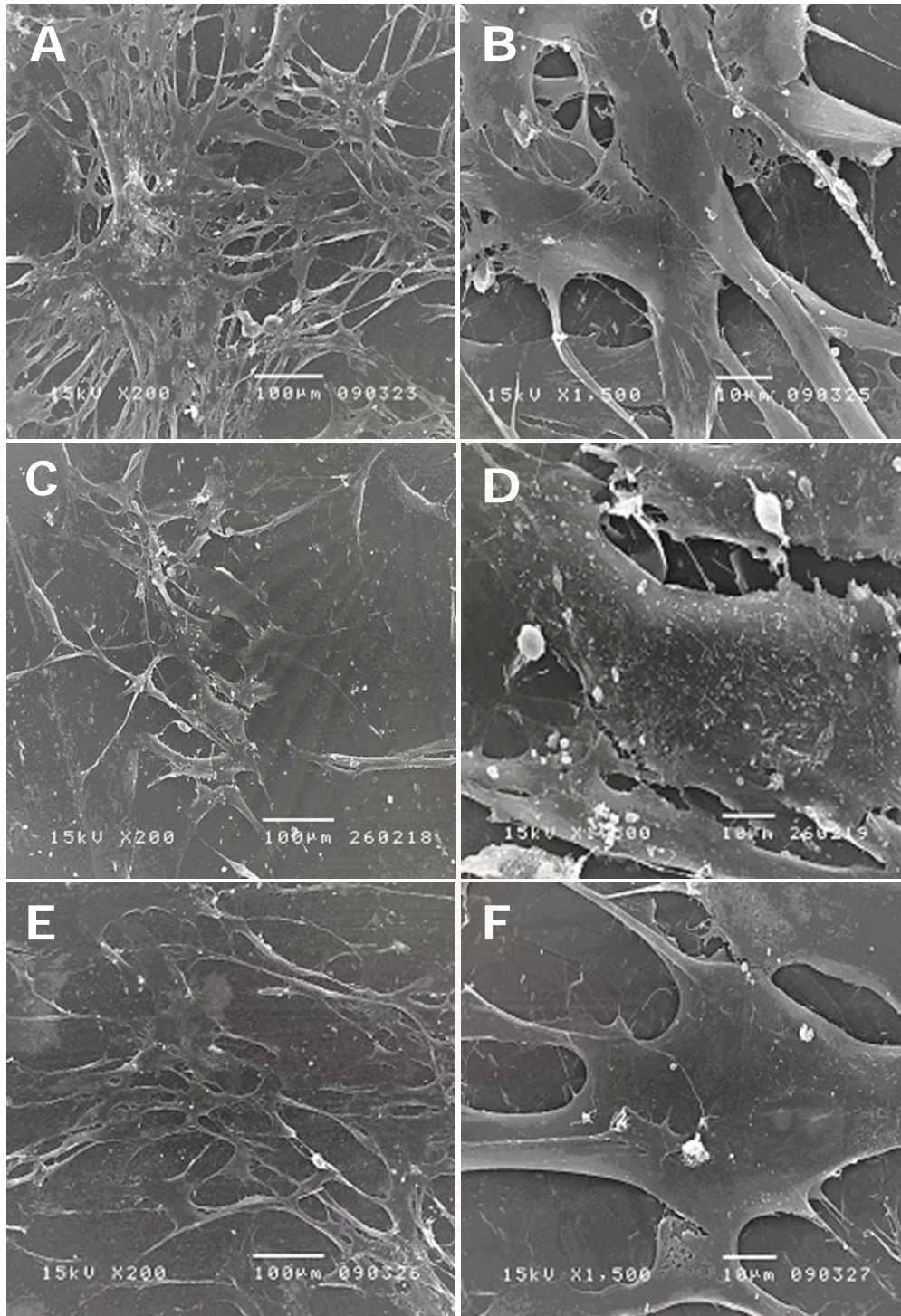
ภาพที่ 20 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์เฟสคอนทราสต์ชนิดหัวกลับแสดงลักษณะของเซลล์ไฟโบริบลาสต์ที่เพาะเลี้ยงร่วมกับชิ้นตัวอย่างจาก บริษัทออร์มโกคอร์โปเรชั่น (A) บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค (B) บริษัทอเมริกันออร์โธคอนติคส์ (C) อีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์สูตรที่ 1 (D) อีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์สูตรที่ 2 (E) อีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์สูตรที่ 3 (F) อีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์สูตรที่ 4 (G)

## ผลการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบจากแกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอริก ลิเกเจอร์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด

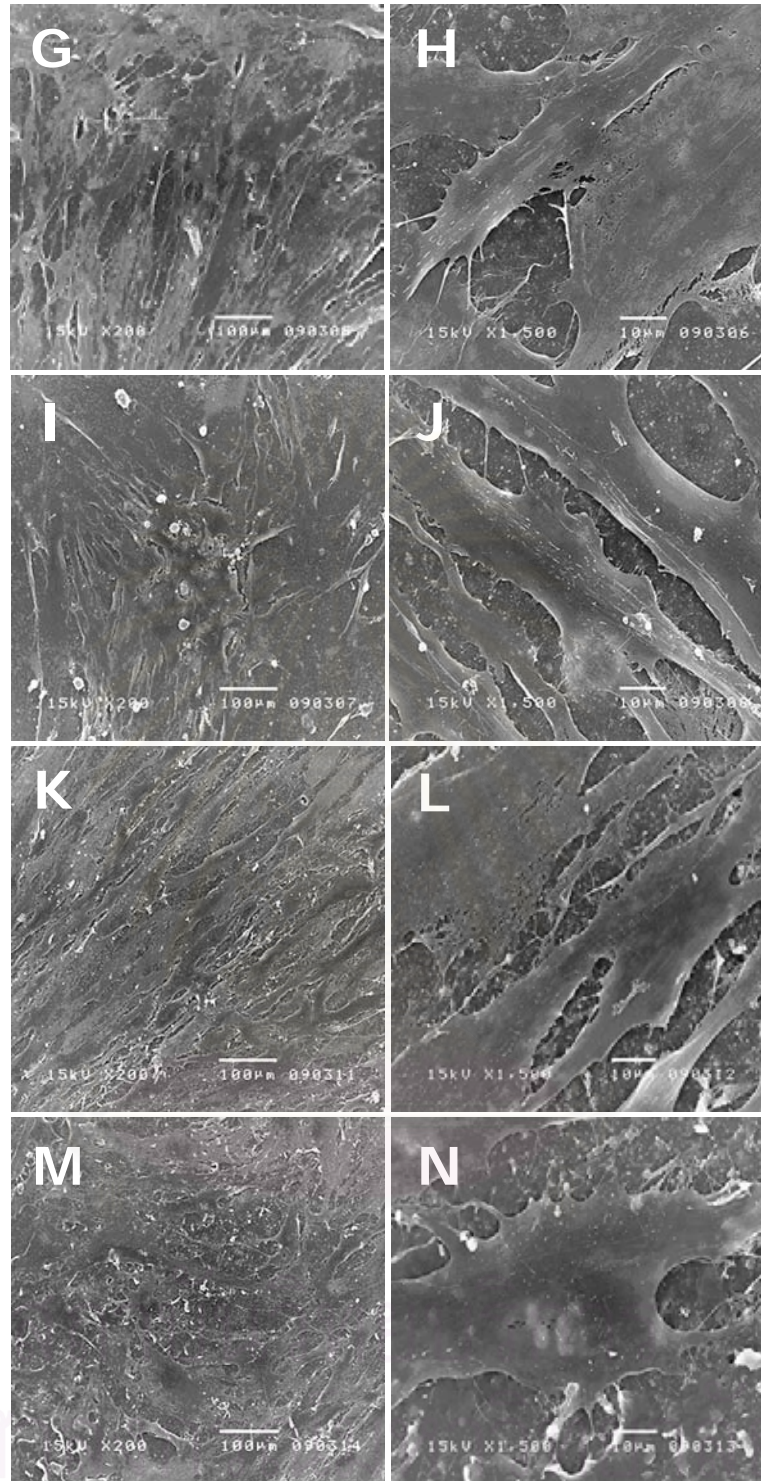
ผลการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบซึ่งได้แก่ แกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ของบริษัทออร์ม โทคอร์โปเรชั่น บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค บริษัทอเมริกันออร์โธดอนติกส์ และแกนกลางที่ยึดของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยายต่ำ (200 เท่า) (ภาพที่ 21 A, C, E, G, I, K และ M) และกำลังขยายที่สูงขึ้น (1500 เท่า) (ภาพที่ 21 B, D, F, H, J, L และ N) พบว่าในทุกกลุ่มการศึกษา เซลล์ไฟโบรบลาสต์สามารถยึดเกาะได้หนาแน่น เซลล์มีการยึดเกาะดี มีการแผ่ตัวดี และมีส่วนยื่นของเซลล์ (cytoplasmic processes) ยึดเกาะบนพื้นผิวของชิ้นทดสอบ พลาสมาเมมเบรน (plasma membrane) มีลักษณะเรียบโดยทั่วไป และบางตำแหน่งพบไมโครวิลลี (microvilli) ได้บ้าง



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาพที่ 21 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 200 เท่าและ 1,500 เท่า แสดงปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีต่อชิ้นตัวอย่างจากบริษัทออร์มโทคอร์โปเรชั่น (A, B) บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค (C, D) บริษัทอเมริกันออร์โธคอนดิกส์ (E, F) อีลาสโตเมอริกทีเกเจอร์สูตรที่ 1 (G, H) อีลาสโตเมอริกทีเกเจอร์สูตรที่ 2 (I, J) อีลาสโตเมอริกทีเกเจอร์สูตรที่ 3 (K, L) และอีลาสโตเมอริกทีเกเจอร์สูตรที่ 4 (M, N)



ภาพที่ 21 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 200 เท่าและ 1,500 เท่า แสดงปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบริบลาสต์ที่มีต่อชิ้นตัวอย่างจากบริษัทออร์มโกคอร์โปเรชั่น (A, B) บริษัทสามเอ็มยูเอสยูนิเทค (C, D) บริษัทอเมริกันออร์โธคอนดิกส์ (E, F) อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์สูตรที่ 1 (G, H) อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์สูตรที่ 2 (I, J) อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์สูตรที่ 3 (K, L) และอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์สูตรที่ 4 (M, N)

## บทที่ 5

### การอภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

#### 5.1 การอภิปรายผล

การศึกษานี้ได้เลือกใช้ยางธรรมชาติอีพอกไซค์ เป็นส่วนประกอบหลักในการผลิตอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ และเลือกใช้สารเคมีสำหรับยางที่ช่วยปรับปรุงสมบัติของยางให้ดีขึ้น ได้แก่ ซิงค์ออกไซด์ชนิดแอกทิฟ กรดสเตียริก กำมันถัน ไฮทิสไตรีนเรซิน น้ำมันพาราฟินนิค ซิงค์ไดเอทิลไดไทโอบคาร์บาเมทหรือแซดดีซี (Zinc diethyl dithiocarbamate, ZDC) ซิงค์-2-เมอร์แคปโทเบนโซไทโอะโซลหรือแซดเอ็มบีที (Zinc-2-mercaptobenzothiazole, ZMBT) ไอออนัลแอลซี (Ional LC) สารตัวเติมชนิดซิลิกา และไทเทเนียมไดออกไซด์

ยางธรรมชาติอีพอกไซค์ เป็นยางธรรมชาติที่ถูกปรับปรุงโครงสร้างโดยใช้สารเคมีจำพวกกรดเปอร์ออกไซด์ จึงทำให้มีสมบัติบางประการที่ดีกว่ายางธรรมชาติ เช่น ยางมีความเป็นขี้ผึ้งมากขึ้น สามารถทนต่อน้ำมันและตัวทำละลายที่ไม่มีขี้ผึ้งได้ดี ทนต่อโอโซน และการซึมผ่านของอากาศได้ดี ทั้งนี้เนื่องจากพันธะคู่ระหว่างคาร์บอนและคาร์บอนในโครงสร้างยางธรรมชาติที่ถูกเปลี่ยนเป็นยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีปริมาณน้อยลง ในการศึกษานี้เลือกใช้ยางธรรมชาติที่ผ่านการทำปฏิกิริยาอีพอกไซค์ได้ยางอีพอกไซค์ในจำนวนโมลร้อยละ 50 (ENR 50) ยางอีพอกไซค์ที่มีจำนวนโมลร้อยละ 50 นี้มีลักษณะเฉพาะคือ มีความยืดหยุ่นและสามารถทนต่อน้ำมันได้ดี เหมาะกับการนำมาใช้เป็นส่วนประกอบหลักในการผลิตอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์สำหรับงานทางทันตกรรมจัดฟัน และเลือกใช้กรดสเตียริกและซิงค์ออกไซด์ชนิดแอกทิฟเป็นสารกระตุ้นปฏิกิริยา ซึ่งช่วยกระตุ้นปฏิกิริยาการคงรูปให้เกิดขึ้นได้อย่างสมบูรณ์และทำให้ยางมีความใสมากขึ้น

ระบบการคงรูปยางที่ใช้กันมากในโรงงานอุตสาหกรรมแบ่งออกเป็น 3 ระบบใหญ่ ๆ ได้แก่ ระบบการคงรูปด้วยกำมะถัน ระบบการคงรูปด้วยสารเปอร์ออกไซด์ และระบบที่ใช้สารเคมีอื่น ๆ เช่น โลหะออกไซด์ ในการศึกษานี้เลือกใช้ระบบการคงรูปด้วยกำมะถัน เนื่องจาก สามารถใช้ในยางที่มีพันธะคู่ระหว่างคาร์บอนกับคาร์บอนได้ การคงรูปเกิดได้เร็วและยางคงรูปที่ได้มีสมบัติเชิงกลที่ดี ส่วนการคงรูปด้วยระบบที่ใช้เปอร์ออกไซด์มีข้อด้อยคือ ยางคงรูปที่ได้มีสมบัติเชิงกลที่ด้อยกว่าการคงรูปด้วยกำมะถัน ใช้ต้นทุนในการผลิตสูงและเกิดกลิ่นเหม็น ส่วนระบบที่ใช้สารเคมีอื่น เช่น โลหะออกไซด์ ซึ่งนิยมใช้ในโรงงานอุตสาหกรรมขนาดใหญ่ซึ่งมีราคาสูงและมีความเป็นพิษสูงด้วย

สารเร่งปฏิกิริยาเป็นสิ่งที่จำเป็นสำหรับระบบการคงรูปยางด้วยกำมะถัน เพราะปฏิกิริยาระหว่างกำมะถันและยางเกิดขึ้นได้ช้ามาก ในการศึกษานี้เลือกใช้สารแซดดีซีและแซดเอ็มบีที เป็นสารเร่งปฏิกิริยา ตัวเร่งทั้ง 2 ชนิดนี้มีประสิทธิภาพสูง ทำให้ยางมีอัตราเร็วในการเกิดปฏิกิริยาการคงรูปสูงมาก



เหมาะสำหรับยางที่มีความเป็นขี้สูง เนื่องจากสารในกลุ่มนี้มีความเป็นขี้สูงนั่นเอง ขณะเดียวกัน สารในกลุ่มนี้ยังช่วยเพิ่มความแข็งแรงและความยืดหยุ่นให้กับยางคอมพาวด์ โดยไม่ทำให้สีของยาง เปลี่ยนไป สารแซดดีซีและแซดเอ็มบีทีที่ใส่ในยางคอมพาวด์นี้ ได้เลือกใช้สารระดับปลอดภัยสำหรับ อาหาร (food grade) จึงนับว่าปลอดภัยในการนำมาใช้กับการผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ต้องใช้ใน ช่องปากของผู้ป่วย

ยางธรรมชาติอีพอกไซค์ที่ผ่านการคงรูปด้วยกำมะถันแล้ว ไม่คงทนต่อการฉีกขาด ดังนั้นจึงได้ เลือกใช้ไฮทสไตรีนเรซินในการเพิ่มความเหนียวให้กับยางที่ผสมได้ (หรือยางคอมพาวด์) การผสม ไฮทสไตรีนเรซินลงในยาง ช่วยให้อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นได้ มีความต้านทานต่อการฉีกขาด และมีค่าแรงดึงที่เพิ่มสูงขึ้น สำหรับสารพลาสติกไซเซอร์ที่ใช้ในการศึกษานี้คือน้ำมันพาราฟินิก ซึ่ง ช่วยปรับลดความหนืดของยางขณะผสม ทำให้ยางไหลในแม่พิมพ์ได้ง่ายขึ้น และช่วยให้สารตัวเติม กระจายตัวในยางได้ดีขึ้นด้วย

โดยทั่วไปแล้ว การเสื่อมสภาพของยางเกิดขึ้นได้จากหลายปัจจัย เช่น แสงแดด ออกซิเจน โอโซน ความร้อน และโลหะที่เป็นตัวเร่งปฏิกิริยา จึงจำเป็นต้องใส่สารป้องกันการเสื่อมสภาพ ซึ่งสารป้องกันการเสื่อมสภาพแต่ละชนิดมีหน้าที่และประสิทธิภาพในการป้องกันปัจจัยที่ทำให้ยาง เสื่อมแตกต่างกัน ในปัจจุบันยังไม่มีสารป้องกันการเสื่อมสภาพตัวใดที่สามารถป้องกันยางได้สูงสุดจาก ทุกปัจจัย และเนื่องจากการเลือกใช้ยางธรรมชาติอีพอกไซค์ ซึ่งเป็นยางที่ยังมีพันธะคู่ระหว่างคาร์บอน กับคาร์บอนเหลืออยู่และสามารถเกิดความเสี่ยงจากออกซิเจน (oxidation) ในอากาศได้ ในการศึกษานี้ จึงเลือกใช้ไอโอดีนแอลซีเป็นสารแอนติออกซิแดนท์ ซึ่งเป็นสารในกลุ่มอนุพันธ์ของฟินอล ที่ไม่ทำให้ ยางเปลี่ยนสีและยังป้องกันการเสื่อมสภาพของยางจากออกซิเจนในอากาศได้ดี ส่วนสารที่ทำหน้าที่เป็น สารแอนติโอโซนแทนที่ไม่ได้ใช้ในการศึกษานี้ เนื่องจากอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ไม่ได้ใช้งานใน สภาพกลางแจ้งและไม่ได้สัมผัสกับโอโซนโดยตรง จึงเป็นการลดการใช้งานของสารเคมีในกลุ่มนี้ลง

นอกจากสารที่กล่าวข้างต้นแล้ว ในการศึกษานี้ยังเติมสารตัวเติมอื่น เช่น สารที่ทำให้เกิดสี ได้ เลือกใช้ไทเทเนียมไดออกไซด์ ซึ่งเป็นสีอินทรีย์ที่ให้สีขาวสว่างและไม่มีความเป็นพิษ สีชนิดนี้เป็นที่ นิยมใช้กันมากในอุตสาหกรรมยาง การใส่ไทเทเนียมไดออกไซด์ก็เพื่อหวังผลให้เกิดเป็นสีขาวและ ทำหน้าที่เป็นสีพื้นในการผสมสีอื่น เพื่อให้เกิดสีที่สวยงามน่าใช้ยิ่งขึ้น เช่น สีรุ้ง สีสะท้อนแสง หรือ สีमुख สำหรับการผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ในอนาคต เมื่อพัฒนาสู่อุตสาหกรรม

สารตัวเติมอีกชนิดหนึ่งที่ผสมในยางที่ใช้กันมากในอุตสาหกรรมยาง ได้แก่ เขม่าดำและซิลิกา ในปัจจุบันเขม่าดำได้รับการนำมาใช้เป็นสารตัวเติมเพื่อเสริมแรงมากที่สุดในโรงงานอุตสาหกรรม ทั้งนี้ เนื่องจากเขม่าดำมีความเป็นขี้ต่ำ ทำให้เสริมแรงแก่ยางธรรมชาติซึ่งมีขี้ต่ำเช่นกันได้ดี รวมถึงยังมี ราคาถูก แต่เขม่าดำก็ยังมีข้อจำกัดด้านการใช้งาน กล่าวคือเขม่าดำเป็นสารตัวเติมที่มีสีดำจึงทำให้ ผลิตภัณฑ์ที่ได้มีสีดำ ด้วยเหตุนี้เขม่าดำจึงไม่เหมาะสมที่จะมาผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่จะนำมาใช้

ในช่องปากของผู้ป่วย ดังนั้นในการผลิตอีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์ จึงเลือกใช้ซิลิกาเป็นสารตัวเติมแทน  
เขม่าดำ เพื่อที่จะสามารถผสมสีอื่น ๆ ให้เกิดสีสวยงามได้ตามที่ต้องการ คุณภาพของซิลิกาที่ใช้เป็นตัว  
เติมในการศึกษานี้ เลือกใช้ซิลิกาเกรดการค้า Hi-Sil 233 ซึ่งเป็นซิลิกาแบบผลึกซิลิกา (precipitated  
silica) ที่มีอนุภาคปฐมภูมิขนาดเล็ก เฉลี่ยน้อยกว่า 20 ถึง 25 นาโนเมตร และมีการจับกลุ่มของอนุภาค  
ปฐมภูมิจำนวนรวม 50 ถึง 100 ไมครอน ทำให้มีพื้นที่ผิวจำเพาะสูง ส่งผลให้เกิดการเสริมแรงได้ดี แต่  
ซิลิกาที่เติมในยางมีหมู่ไฮดรอกซิล (-OH) อยู่ที่ผิว ทำให้มีความว่องไวต่อการเกิดปฏิกิริยาเคมีและมี  
ความเป็นขั้วที่ค่อนข้างสูง จึงยากในการผสมกับยางธรรมชาติที่มีความเป็นขั้วต่ำ แต่ในการศึกษานี้  
เลือกใช้ยางธรรมชาติอีพอกไซค์ที่มีความเป็นขั้วสูง จึงทำให้เกิดความเข้ากันได้ดีระหว่างยางธรรมชาติ  
อีพอกไซค์และซิลิกาเมื่อทำการผสมเข้าด้วยกัน ส่งผลให้ในขั้นตอนการบดผสมทำได้ง่ายขึ้นและเพิ่ม  
ประสิทธิภาพในการเสริมแรงของซิลิกาในยางมากขึ้นด้วย

ในการศึกษานี้เลือกใช้ระบบการบดผสมแบบระบบเปิด ซึ่งประกอบด้วยลูกกลิ้ง 2 ลูกวางขนาน  
กันในแนวนอน ระบบนี้มีข้อดีคือ ยางสามารถสัมผัสกับอากาศได้มากทำให้ระบายความร้อนขณะผสม  
ได้ดี มีแรงเฉือนตรงบริเวณช่องว่างของลูกกลิ้งสูง ทำให้สารเคมีต่างผสมคลุกเคล้ากันได้อย่างทั่วถึง  
และสามารถใส่ยางได้ในปริมาณน้อย เพื่อลดความสิ้นเปลืองของยางในการผสม แต่ข้อด้อยของการบด  
ผสมแบบระบบเปิดคือ ต้องใช้เวลาในการผสมนานและอาจมีฝุ่นละออง ทำให้ยางคอมพาวด์ที่ได้มี  
ความสกปรกสูง และการควบคุมความสม่ำเสมอของการผสมเป็นไปได้ยาก อีกทั้งประสิทธิภาพในการ  
ผสมยังขึ้นอยู่กับทักษะของผู้ผสมด้วย ซึ่งในอนาคตหากมีการพัฒนาสู่อุตสาหกรรม อาจต้องทำการ  
ปรับเปลี่ยนระบบการผสมเป็นระบบปิด เพื่อสามารถเพิ่มปริมาณการผลิต ลดเวลาในการผลิต ลด  
ปัญหาฝุ่นละออง และลดปัญหาจากทักษะของผู้ทำการผสมด้วย

จากรายงานที่ผ่านมา แสดงให้เห็นว่าอีลาสโตเมอร์ลิกเกอร์และอีลาสโตเมอร์เซนที่นำเข้า  
จากต่างประเทศผลิตมาจากสารโพลียูรีเทน ซึ่งเป็นยางสังเคราะห์ชนิดหนึ่งที่ต้องมียูรีเทนลิงก์เกจ  
(urethane linkage) และมีกลุ่มฟังก์ชัน (function group) ที่แตกต่างกันออกไป เช่น เอสเตอร์ (ester)  
อีเทอร์ (ether) และเอมีน (amine) เป็นต้น โดยโมเลกุลของโพลียูรีเทนประกอบด้วยส่วนสำคัญ  
2 ส่วน ได้แก่ ส่วนแข็ง (hard segment) คือส่วนที่อยู่ในโพลียูรีเทนที่ทำให้สมบัติเชิงกล เช่น ความเค้น  
แรงดึง (tensile strength) การยืดตัว (elongation) ความต้านทานการฉีกขาด (tear resistance) สูงขึ้น  
และส่วนอ่อน (soft segment) คือส่วนของโพลีเอสเทอร์หรือโพลีอีเทอร์ ที่ทำให้เกิดความยืดหยุ่นและ  
การคืนตัวได้ เนื่องจากยางโพลียูรีเทนมีพันธะคู่ระหว่างคาร์บอนและคาร์บอนอยู่ในโมเลกุลน้อย  
ดังนั้นยางชนิดนี้จึงมีความทนทานต่อการเสื่อมสภาพเนื่องจากสภาพอากาศ ออกซิเจน ความร้อนสูงได้ดี  
แต่พบว่ายางโพลียูรีเทนจะเสื่อมสภาพได้ง่ายเมื่ออยู่ในสภาวะที่ต้องสัมผัสกับน้ำและกรด-ด่าง ทั้งนี้  
เนื่องจากปัจจัยดังกล่าวกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (hydrolysis) ได้ง่ายขึ้น<sup>(46-48)</sup>

ในการศึกษานำร่อง ผู้วิจัยได้ศึกษาสมบัติทางกายภาพและทางกลของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าจาก 7 บริษัท แต่ไม่สามารถนำผลข้อมูลของแต่ละการทดสอบมาเปรียบเทียบกันในแต่ละกลุ่มบริษัทได้ เนื่องจากขนาดและรูปร่างที่แตกต่างกันของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทั้ง 7 บริษัท รวมทั้งข้อจำกัดทางด้านส่วนประกอบทางเคมีที่ไม่เปิดเผยของแต่ละผลิตภัณฑ์

จากผลการศึกษานำร่อง เรื่องการทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปภายหลังจากแช่ขึ้นทดสอบอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าในน้ำกลั่นหรือน้ำมัน พบว่าขึ้นทดสอบที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า มีค่าเฉลี่ยร้อยละของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงหลังจากแช่ในน้ำกลั่น [1.12 ( $\pm 0.42$ ) ถึง 2.15 ( $\pm 0.53$ )] สูงกว่าค่าเฉลี่ยร้อยละของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงหลังจากแช่ในน้ำมัน [0.19 ( $\pm 0.29$ ) ถึง 1.08 ( $\pm 0.48$ )] แสดงให้เห็นว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางโพลียูรีเทน มีค่าการดูดกลืนน้ำสูงกว่าการดูดกลืนน้ำมัน ทั้งนี้อาจเนื่องจากโครงสร้างของยางโพลียูรีเทนมีความเป็นขั้วเล็กน้อยจากไนโตรเจนและหมู่ไฮดรอกซิล (hydroxyl group)<sup>(46-48)</sup> ภายในโมเลกุล เมื่อนำมาแช่ในน้ำกลั่นทำให้เกิดการดูดกลืนน้ำมากกว่าการดูดกลืนน้ำมัน

สำหรับผลการศึกษาค่าเฉลี่ยร้อยละของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไป ภายหลังจากแช่ขึ้นทดสอบอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ในน้ำกลั่นและน้ำมันในการศึกษานี้ พบว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ มีค่าการทดสอบร้อยละของน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อสัมผัสกับน้ำกลั่นและน้ำมัน ประมาณร้อยละ 7 และร้อยละ 5 ซึ่งสูงกว่าค่าเฉลี่ยของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าประมาณ 2 ถึง 3 เท่า ค่าที่สูงกว่านี้ อาจเป็นผลมาจากรูพรุนที่เกิดในเนื้อเยื่อเมื่อผ่านการขึ้นรูปแล้ว รูพรุนนี้จะมีช่องว่างซึ่งอาจทำให้โมเลกุลของน้ำและน้ำมันแทรกซึมไปยังช่องว่างดังกล่าวได้ รวมไปถึงโปรตีนในยาง ที่มีหมู่ไนโตรเจนอยู่ ซึ่งอาจทำให้เกิดการดูดกลืนน้ำเพิ่มขึ้นได้ และการผสมสารเติมเต็มชนิดซิลิกาลงในยางธรรมชาติอีพอกไซค์ ซิลิกาที่เติมในยางจะมีหมู่ไฮดรอกซิล อยู่ที่ผิวและอาจส่งผลให้เกิดการดูดกลืนน้ำอย่างมาก ดังนั้นหากมีความจำเป็นที่จะต้องเติมซิลิกาเพื่อปรับปรุงสมบัติของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ จะต้องมีการปรับสภาพผิวของซิลิกาให้เปลี่ยนสมบัติจากการมีขั้วซึ่งทำให้เกิดการดูดน้ำไปเป็นลักษณะที่ไม่มีขั้ว ซึ่งสามารถทำได้โดยการเติมสารคู่ควบชนิดซิลเลน (silane coupling agent) ลงไป เพื่อทำให้เกิดการเชื่อมระหว่างซิลิกาที่มีหมู่ไฮดรอกซิลที่ผิวกับยางธรรมชาติอีพอกไซค์ ซึ่งจะช่วยลดการสัมผัสกับน้ำของหมู่ไฮดรอกซิลได้ นอกจากนี้ยังทำให้เกิดการเชื่อมตาระหว่างสารเติมเต็มชนิดซิลิกากับยางธรรมชาติอีพอกไซค์ได้อย่างสมบูรณ์ด้วยพันธะเคมี ทำให้เกิดผลพลอยได้ คือมีสมบัติทางกายภาพดีขึ้น เช่น ความแข็งแรงดึงและค่าความแข็งผิวสูงขึ้น ส่วนในเรื่องการดูดกลืนน้ำมันสูงมากของยางธรรมชาติอันเป็นผลมาจากการที่ยางธรรมชาติมีความเป็นขั้วต่ำ นับว่าเป็นข้อด้อยอย่างยิ่งของยางธรรมชาติ แม้ว่าในการศึกษานี้จะเลือกใช้ยางธรรมชาติอีพอกไซค์ ซึ่งมีค่าการดูดน้ำมันต่ำกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับยางธรรมชาติ แต่อย่างไรก็ตาม

การคูดน้ำมันก็ยิ่งมากกว่ายางโพลียูรีเทน วิธีการหนึ่งที่จะช่วยแก้ไขข้อค้อยนี้คือ การพัฒนาสารที่ไม่คูดน้ำหรือน้ำมันมาเคลือบ (coating) ที่ผิวของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์เพื่อลดการคูดน้ำและน้ำมัน

ข้อค้อยของการคูดซึมน้ำกลั่นและน้ำมันของยางธรรมชาติอีพอกไซค์ในการศึกษานี้ หากพิจารณาในแง่ของการนำมาใช้ประโยชน์ อาจเป็นข้อดีในการพัฒนาเป็นยางแยกฟืนที่ใช้ในการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันในอนาคตได้ ทั้งนี้เนื่องจากในกระบวนการจัดฟันต้องมีการแยกฟืนให้ห่างจากกันชั่วคราวในระหว่างการใส่เครื่องมือจัดฟัน ในการใช้งานปัจจุบัน ยางแยกฟืนต้องอาศัยสมบัติการคูดน้ำที่มีอยู่ในช่องปากเพื่อทำให้เกิดการขยายตัวหรือพองตัวของยาง ซึ่งจะส่งผลให้การแยกฟืนเกิดขึ้นได้อย่างมีประสิทธิภาพ ยางธรรมชาติอีพอกไซค์ที่มีการพองตัวได้มากจากการคูดน้ำจึงเป็นตัวเลือกที่ดีในการพัฒนาเป็นยางแยกฟืนได้ นอกจากนี้การคูดซึมน้ำได้ดีของยางธรรมชาติอีพอกไซค์ยังมีผลดีในแง่ของการเติมสารลงในผลิตภัณฑ์ยางและการควบคุมการปล่อยสารจากผลิตภัณฑ์ยางได้ เช่น การเติมสารฟลูออไรด์ ยาปฏิชีวนะ หรือสารที่ยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อจุลินทรีย์ที่ก่อให้เกิดโรค เนื่องจากสมบัติของยางและสารซิลิกาที่ผสมในยาง ที่สามารถกักเก็บสารเคมีต่าง ๆ ไว้ในโครงสร้างโมเลกุลและสามารถหลั่งสารเหล่านั้นออกมาออกผลิตภัณฑ์ได้

ในการศึกษาการทดสอบแรงดึงครั้งนี้ ได้ประยุกต์วิธีการทดสอบโดยอ้างอิงตามมาตรฐานของไอเอสโอที่ 21606 ปี ค.ศ. 2007 ที่กำหนดให้ใช้อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ออกเป็นระยะทาง 4 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายในก่อนและกลับมามีค่าที่ระยะทาง 3 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายใน ซึ่งขั้นตอนและวิธีนี้เป็นที่จำลองให้คล้ายกับการใส่อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ให้ผ่านปีกของแบรคเกตและสิ้นสุดด้วยการคล้องให้อยู่ในร่องของแบรคเกต การยืดอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์นี้จะทำให้โครงสร้างภายในของวัสดุเกิดการยืดตัวออกแบบถาวรเกิดขึ้น ร่วมกับการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสของวัสดุเมื่อสัมผัสกับน้ำและความร้อน ทำให้เกิดความเสื่อมของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ ส่งผลให้ค่าแรงดึงลดลง

ตามระเบียบวิธีการทดสอบตามมาตรฐานไอเอสโอ กำหนดให้ทำการวัดค่าแรงดึงเริ่มต้นและวัดค่าแรงที่เหลืออยู่ภายในเวลา 24 ชั่วโมงหลังการตรึงและแช่น้ำกลั่นที่อุณหภูมิ  $37 \pm 2$  องศาเซลเซียส โดยจะใช้อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์วงเดิมในการวัด แต่ในการศึกษาครั้งนี้ใช้อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์วงใหม่ทุกช่วงเวลาของการทดสอบ ทั้งนี้เนื่องจากการใช้อีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์วงเดิมเป็นตัววัดค่าทุกช่วงเวลานั้นอาจได้ค่าที่ไม่เหมาะสม เพราะการดึงหรือยืดอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ออกในแต่ละครั้งจะทำให้โครงสร้างภายในเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างถาวรขึ้นได้ ซึ่งจะทำให้ค่าของแรงดึงที่ได้แตกต่างไปจากค่าที่แท้จริง มีงานวิจัยหลายเรื่องที่ศึกษาค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ โดยวัดค่าแรงดึงที่ทำให้เกิดการขาดของวงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ ซึ่งค่าแรงดึงดังกล่าวมีค่าสูงกว่าค่าแรงดึงที่ระยะ 3 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ โดยค่าแรงดึง ณ จุดขาดนั้น ไม่น่าจะสอดคล้องกับการปฏิบัติงานจริงของทันตแพทย์จัดฟันในคลินิก เพราะทันตแพทย์จัดฟันจะทำการยืดวงอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์เพียงระยะทางประมาณ 3 ถึง 4 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายในของวงอีลาส-

โตนอร์ริกลิกเกอร์เพื่อให้ออกผ่านปีกของแบรคเกตได้เท่านั้น ดังนั้นผู้วิจัยจึงทำการวัดค่าแรงดึงที่ระยะยืดออกเป็น 3 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ โดยอ้างอิงตามไอเอสโอที่กำหนดไว้ และการทดสอบนี้เลือกใช้วงอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางภายในเท่ากับ 1.25 มิลลิเมตรเนื่องจากเป็นขนาดที่ใช้กันแพร่หลายในงานทันตกรรมจัดฟัน ซึ่งค่าแรงดึงที่ได้ไม่สามารถนำมาเปรียบเทียบกับวงอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางภายในที่แตกต่างกันออกไป

จากผลการศึกษาการร่องเรื่องสมบัติแรงดึงของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าทั้ง 7 บริษัท เปรียบเทียบกับสมบัติแรงดึงของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ พบว่า ค่าแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้ามีช่วงค่าแรงดึงสูงกว่าอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ ในขณะที่ค่าแรงดึงเมื่อแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ  $37\pm 2$  องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 28 วัน ของผลิตภัณฑ์ทั้งสองชนิดไม่แตกต่างกัน ค่าแรงดึงเริ่มต้น แสดงให้เห็นถึงแรงที่ใช้ในการดึงอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ผ่านปีกของแบรคเกตในการเปลี่ยนยางจัดฟันแต่ละครั้ง การที่ค่าแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์มีค่าต่ำกว่า ย่อมหมายถึงว่าทันตแพทย์จะใช้แรงในการดึงอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์น้อยกว่าทำให้เกิดความเมื่อยล้าในการทำงานลดลง เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้อีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า สำหรับการศึกษาผลของการแช่อีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่อุณหภูมิ  $37\pm 2$  องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 28 วันนั้น เป็นการเลียนแบบการใช้งานจริงในการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันซึ่งอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์จะต้องสัมผัสกับของเหลวในช่องปาก ที่อุณหภูมิของร่างกาย คือ  $37\pm 2$  องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 เดือน ก่อนที่จะมีการเปลี่ยนยางจัดฟันใหม่ จากผลการศึกษาพบว่าค่าแรงดึงภายหลังจากการแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ  $37\pm 2$  องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 28 วัน ของผลิตภัณฑ์ทั้งสองชนิดไม่แตกต่างกัน โดยมีค่าลดลงจากค่าแรงดึงเริ่มต้นประมาณร้อยละ 50 ซึ่งสอดคล้องกับผลงานวิจัยที่ผ่านมา ที่พบว่าค่าแรงดึงของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่ผลิตจากสาร โพลียูรีเทนจะลดลงเหลือเพียงประมาณร้อยละ 50 ของแรงดึงเริ่มต้นภายในระยะเวลา 28 วันเมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่น สำหรับค่าแรงดึงที่ลดลงของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่ผลิตจากสาร โพลียูรีเทนนี้ อาจมีสาเหตุมาจากการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสของสาร โพลียูรีเทนเมื่อสัมผัสกับน้ำ ความร้อน และความเป็นกรด-ด่างใน ช่องปาก แต่การลดลงของค่าแรงดึงของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ อาจเกิดมาจากการจัดเรียงตัวของโครงสร้างโมเลกุลใหม่ภายในยางเมื่อผ่านการตรึงและแช่ในน้ำกลั่นได้

จากการศึกษาค่าแรงดึงของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร พบว่ามีค่าแรงดึงเริ่มต้นอยู่ที่ช่วง 2.31 ถึง 3.70 นิวตัน แต่เมื่อแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ  $37\pm 2$  องศาเซลเซียส มีการลดลงของแรงอย่างรวดเร็วในช่วงเวลา 1 วันแรก และคงค่าแรงดึงดังกล่าว ตลอดระยะเวลา 28 วัน โดยที่แรงดึงนั้นไม่ลดต่ำลงถึง 0 และพบว่าค่าแรงดึงของอีลาสโตนอร์ริกลิกเกอร์ที่

ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรลดลงเหลือเพียงประมาณร้อยละ 50 ของแรงดึงเริ่มต้น เช่นเดียวกัน การที่ค่าแรงดึงมีค่าไม่ลดต่ำลงถึง 0 แสดงให้เห็นว่าอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร สามารถยึดลวดจัดฟันให้อยู่ในร่องของเบรคเกตได้โดยยังคงความยืดหยุ่นเพียงพอในการรัดลวดจัดฟัน

เมื่อพิจารณาจากค่าแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร พบว่าค่าแรงดึงเริ่มต้นเพิ่มขึ้นตามปริมาณซิลิกาเพิ่มขึ้นด้วย แสดงให้เห็นว่าการเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา มีผลช่วยทำให้สมบัติทางกลโดยเฉพาะค่าแรงดึงมีค่าสูงขึ้นตามปริมาณซิลิกาที่เติมเข้าไปในยางแต่ละสูตรด้วย ค่าแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตรที่แตกต่างกันนี้ สามารถนำมาเลือกใช้ประโยชน์ในผู้ป่วยจัดฟันในแต่ละสถานการณ์ที่แตกต่างกันได้ เช่น สูตรที่มีค่าแรงดึงเริ่มต้นน้อยอาจนำไปใช้กับผู้ป่วยที่เริ่มจัดฟัน และต้องใช้ลวดกลมที่มีขนาดใหญ่ในการรักษาช่วงปรับระดับฟัน (leveling phase) ซึ่งเป็นช่วงที่ต้องการปรับระดับของซี่ฟันธรรมชาติให้อยู่ในแนวเดียวกัน รวมถึงเป็นการแก้ไขการหมุนตัวและซ้อนเกของฟันด้วย ในช่วงการรักษานี้ผู้ป่วยจัดฟันมักเกิดอาการปวดจากการจัดฟันการนำอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่มีแรงดึงน้อยมีผลจากแรงของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ส่งผ่านไปที่ลวดจัดฟันสู่ตัวฟันน้อย ซึ่งจะช่วยลดความเจ็บปวดของผู้ป่วยลงได้ ส่วนในสูตรที่มีค่าแรงดึงเริ่มต้นสูงขึ้น อาจเลือกใช้ได้ในผู้ป่วยที่ต้องใช้ลวดนิเกิลไททาเนียมที่มีลักษณะการจดจำรูปร่างได้ (shape memory) มีความยืดหยุ่นของลวดที่ค่อนข้างสูง และทำให้เกิดการเคลื่อนฟันได้เร็วขึ้นด้วย การใช้อีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่มีแรงดึงเริ่มต้นสูง จะช่วยในการพุงลวดจัดฟันได้มั่นคงขึ้น ซึ่งในอนาคตอาจมีการผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์หลาย ๆ สูตรตามค่าแรงดึงเริ่มต้นเพื่อให้ทันตแพทย์จัดฟันเลือกใช้ในแต่ละสถานการณ์ที่แตกต่างกันไป

การวัดความแข็งแรงแบบชอร์เอ เป็นการวัดความต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างที่บริเวณพื้นที่ผิวของชิ้นทดสอบโดยอาศัยหลักการทะลุทะลวงของหัวกด<sup>(49-50)</sup> ลักษณะการทดสอบแบบนี้สะท้อนถึงลักษณะการทำงานของทันตแพทย์ที่ใช้เครื่องมือ เช่น ปากคิบเพื่อคิบอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ใส่ในร่องของเบรคเกต ซึ่งในการทดสอบนี้ ผู้วิจัยเลือกใช้การทดสอบความแข็งแรงแบบชอร์เอด้วยเครื่องคูโรมิเตอร์ อีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางโพลียูรีเทนเป็นยางสังเคราะห์ที่ค่อนข้างนิ่มปกติจะมีค่าความแข็งแรงแบบชอร์เออยู่ระหว่าง 30 ถึง 95 โดยสมบัติความแข็งหรือความนิ่มของยางโพลียูรีเทนขึ้นอยู่กับอัตราส่วนของส่วนแข็งและส่วนนิ่มที่อยู่ภายในยางโพลียูรีเทน ซึ่งค่าที่วัดได้จากอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า มีค่าอยู่ในช่วงประมาณ 60 ถึง 65 ทุกกลุ่มการทดสอบทั้งก่อนและหลังการแช่น้ำกลั่นที่อุณหภูมิ  $37 \pm 2$  องศาเซลเซียส เป็นเวลา 28 วัน แสดงให้เห็นว่าค่าความแข็งแรงแบบชอร์เอไม่เปลี่ยนแปลง แม้ผ่านการแช่น้ำกลั่นก็ตาม จากผลการทดสอบความแข็งแรงของอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร พบว่าค่าความแข็งแรงแบบชอร์เอที่วัดได้อยู่ในช่วงประมาณ 63 ถึง 71 และค่าความแข็งแรงแบบชอร์เอ ไม่เปลี่ยนแปลง

เลยเช่นเดียวกับอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า จากการเปรียบเทียบอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทั้งสองชนิด พบว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์สูตรที่ 1 และสูตรที่ 2 มีความแข็งผิวแบบชอร์เอ ใกล้เคียงกับอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า ในขณะที่อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์สูตรที่ 3 และ 4 มีค่าความแข็งผิวแบบชอร์เอสูงกว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า แสดงให้เห็นว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์สูตรที่ 3 และ 4 สามารถต้านทานการกดทะลุทะลวงของเครื่องมือที่ใช้ในงานจัดฟัน ได้ดีกว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า จากการศึกษาเปรียบเทียบค่าความแข็งผิวของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตขึ้นจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ทั้ง 4 สูตร พบว่าค่าความแข็งผิวจะเพิ่มขึ้นตามปริมาณซิลิกาที่เพิ่มขึ้น ดังนั้นการผสมซิลิกาในยางธรรมชาติอีพอกไซค์ นอกจากจะช่วยให้ยางมีความต้านทานต่อแรงดึงแล้ว ยังช่วยให้ยางมีค่าความแข็งผิวสูงขึ้น สามารถต้านทานการสึกหรอและการฉีกขาดได้ดีขึ้นด้วย

การศึกษาความเป็นพิษของชิ้นทดสอบครั้งนี้ ได้เลือกใช้วิธีการทดสอบเอ็มทีที ซึ่งเป็นวิธีการวัดจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตเมื่อสัมผัสกับชิ้นทดสอบเป็นเวลา 48 ถึง 72 ชั่วโมง โดยคำนวณจากร้อยละของจำนวนเซลล์ที่ยังมีชีวิตที่เหลืออยู่เมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม วิธีการนี้ Mossman<sup>(44)</sup> ได้ศึกษาและสรุปว่าเป็นวิธีการที่เหมาะสมสำหรับการศึกษาเซลล์ที่มีชีวิต (living cell) และการเพิ่มจำนวนของเซลล์ (proliferation) ที่เพาะเลี้ยงในห้องปฏิบัติการ เนื่องจากวิธีการดังกล่าวมีข้อดีหลายประการคือ เป็นวิธีการที่ง่ายและรวดเร็ว มีความแม่นยำสูง ใช้วัดความมีชีวิตของเซลล์ได้ดี เนื่องจากการวัดปริมาณเอนไซม์ไมโทคอนเดรียลดีไฮโดรจีเนส ซึ่งพบได้เฉพาะในไมโทคอนเดรียลของเซลล์ที่มีชีวิตอยู่ จึงเหมาะที่จะใช้วัดเซลล์ที่มีชีวิต นอกจากนี้วิธีเอ็มทีทียังเป็นวิธีที่เหมาะสมและนิยมนำมาใช้ในการศึกษาความเป็นพิษของยาหรือวัสดุทางการแพทย์ที่มีผลต่อการเพิ่มจำนวนเซลล์

จากผลการศึกษาเอ็มทีที ในเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่ได้จากเนื้อเยื่อเหงือกของผู้ป่วยจำนวน 4 ราย พบว่า ค่าร้อยละของจำนวนเซลล์ที่มีชีวิตในกลุ่มอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า และกลุ่มอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ มีค่าใกล้เคียงกัน และใกล้เคียงกับกลุ่มควบคุมซึ่งไม่ได้สัมผัสกับอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ แสดงให้เห็นว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า และอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ไม่แสดงความเป็นพิษต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่ได้จากเนื้อเยื่อของผู้ป่วยทั้ง 4 ราย

จากผลการศึกษาปฏิกิริยาของเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่มีต่อชิ้นทดสอบของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทั้งสองชนิดด้วยกล้องจุลทรรศน์เฟสคอนทราสต์ชนิดหัวกลับ และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด พบว่าเซลล์ไฟโบรบลาสต์ที่สัมผัสกับชิ้นทดสอบทุกกลุ่มมีการเจริญเติบโตและการยึดเกาะบนชิ้นตัวอย่างได้ดี แสดงให้เห็นว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์และอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้ามีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเซลล์ของมนุษย์

## 5.2 สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาพบว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ มีสมบัติทั้งทางกายภาพและเชิงกลใกล้เคียงกับอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า อีกทั้งแสดงสมบัติการเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อของมนุษย์ได้ดี ดังนั้นมีความเป็นไปได้ที่จะพัฒนายางธรรมชาติอีพอกไซค์ให้เป็นอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์เพื่อใช้งานทันตกรรมจัดฟันต่อไปในอนาคต

## 5.3 ข้อเสนอแนะ

1. สมบัติเรื่องการดูดน้ำของชิ้นทดสอบที่ทำมาจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ยังมีค่าสูง ซึ่งอาจแก้ไขโดยการเติมสารที่มีสมบัติไม่ชอบน้ำ (hydrophobic material) หรือทำการเคลือบผิวของชิ้นทดสอบเพื่อลดการดูดน้ำ แต่อย่างไรก็ตามสมบัติการดูดน้ำของชิ้นทดสอบก็ยังเป็นประโยชน์ในการพัฒนาเป็นผลิตภัณฑ์จำพวกยางแยกฟัน เพราะผลิตภัณฑ์ประเภทนี้ต้องการการขยายตัวเพื่อให้เกิดการแยกห่างของตัวฟัน

2. เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการเบื้องต้นเพื่อพัฒนาอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซค์จึงทดสอบสมบัติกายภาพและทางกลเพียงบางส่วน ซึ่งในอนาคตอาจต้องมีการศึกษาต่อ อาทิ เช่น ค่าแรงเสียดทานที่มีผลต่อเบรกเกตและลวดโค้งจัดฟัน รวมไปถึงทำการศึกษาในผู้ป่วยต่อไป



## รายการอ้างอิง

- [1.] บุญธรรม นิธิอุทัย. ยางธรรมชาติ ยางสังเคราะห์และคุณสมบัติ. คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตปัตตานี; 2530.
- [2.] เจน รัตนไพศาล. ทันตวัสดุศาสตร์. พิมพ์ครั้งที่2. กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์ไทยวัฒนาพานิช ; 2533.
- [3.] Anusavice, K. J. Phillips' science of dental materials. 10 th ed. ISBN 0721657419. Philladelphia: W.B. Saunders Company; 1996.
- [4.] Forsberg CM, Brattström V, Malmberg E, Nord CE. Ligature wires and elastomeric rings: two methods of ligation, and their association with microbial colonization of *Streptococcus mutans* and *lactobacilli*. *Eur J Orthod*. 1991 Oct;13(5):416-20.
- [5.] Brêtas SM, Macari S, Elias AM, Ito IY, Matsumoto MA. Effect of 0.4% stannous fluoride gel on *Streptococci mutans* in relation to elastomeric rings and steel ligatures in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005 Apr;127(4):428-33.
- [6.] Alves de Souza R, Borges de Araújo Magnani MB, Nouer DF, Oliveira da Silva C, Klein MI, Sallum EA, et al. Periodontal and microbiologic evaluation of 2 methods of archwire ligation:ligature wires and elastomeric rings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Oct;134(4):506-12.
- [7.] Wiltshire WA. Determination of fluoride from fluoride-releasing elastomeric ligature ties. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996 Oct;110(4):383-7.
- [8.] Wiltshire WA. In vitro and in vivo fluoride release from orthodontic elastomeric ligature ties. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999 Mar;115(3):288-92.
- [9.] Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. New York:Thieme, 2001;174-8.
- [10.] Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997 Jan;111(1):1-11.
- [11.] Evangelista MB, Berzins DW, Monaghan P. Effect of disinfecting solutions on the mechanical properties of orthodontic elastomeric ligatures. *Angle Orthod*. 2007 Jul;77(4):681-7.

- [12.] ไพโรจน์ ศิริรัตน์, ศิริวรรณริญ คงดำเนิน, ขวัญฤทัย วงษ์สวัสดิ์. งานวิจัยยางพารา สกว.:  
อุตสาหกรรมยางพาราต้นน้ำ. สำนักประสานงานขุโครงการวิจัย การพัฒนาอุตสาหกรรม  
ยางพารา ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ หาดใหญ่ สงขลา;  
2551.
- [13.] เสาวนีย์ ก่อวุฒิกุลรังสี. การผลิตยางธรรมชาติ. ภาควิชาเทคโนโลยียางและพอลิเมอร์ คณะ  
วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตปัตตานี; 2547.
- [14.] พงษ์ธร แซ่อู๋. ยาง: ชนิด สมบัติ และการใช้งาน. ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ;  
2547.
- [15.] นุชนาฏ ณะระนอง, ณพรัตน์ วิจิตชลชัย. การแปรรูปยาง; 2546.
- [16.] พร้อมศักดิ์ สงวนรัมย์รงค์. ยางธรรมชาติคัดแปร. วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีวารสารเพื่อ  
การพัฒนาของอุตสาหกรรมยางไทย. 2551 ก.ค.;3:35-45.
- [17.] International Organization for Standardization. Dentistry-Elastomeric auxiliaries for use in  
orthodontics. ISO 21606. London: British Standards Institution; 2007.
- [18.] Chung PC, Wei SH, Reynolds IR. In vitro testing of elastomeric modules. Br J Orthod.  
1989 Nov; 16(4):265-9.
- [19.] Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and  
in vivo. J Dent Res. 1978 May-Jun;57(5-6):685-90.
- [20.] Kuster R, Ingervall B, Burgin W. Laboratory and intra-oral tests of the degradation of elastic  
chains. Eur J Orthod. 1986 Aug;8(3):202-8.
- [21.] Wong AK. Orthodontic elastic materials. Angle Orthod. 1976 Apr;46(2):196-205.
- [22.] Brookes DG, Hershey HG. Effect of heat and time on stretched plastic orthodontic  
modules. J Dent Res. 1976;55(special issue B):152.
- [23.] Lam TV, Freer TJ, Brockhurst PJ, Podlich HM. Strength decay of orthodontic elastomeric  
ligatures. J Orthod. 2002 Mar;29(1):37-43.
- [24.] Turkkahraman H, Sayin MO, Bozkurt FY, Yetkin Z, Kaya S, Onal S. Archwire ligation  
techniques, microbial colonization, and periodontal status in orthodontically treated  
patients. Angle Orthod. 2005 Mar;75(2):231-6.
- [25.] ชนนันท์ ไตรทรัพย์. การศึกษาเปรียบเทียบขนาดและขนาดของแรงที่ลดลงของพลาสติก  
โมดูลชนิดสี วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันต  
แพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2538.

- [26.] Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991 Dec;100(6):513-22.
- [27.] Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994 Nov;106(5):472-80.
- [28.] Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod.* 1980 Dec;78(6):593-609.
- [29.] Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. *Br J Orthod.* 1995 May;22(2):145-53.
- [30.] Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The effect of the ligature on the friction between bracket and arch. *Fortschr Kieferorthop.* 1990 Apr;51(2):106-16.
- [31.] Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle Orthod.* 2005 May;75(3):421-5.
- [32.] Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sandham JA. An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Br J Orthod.* 1998 Aug;25(3):197-202.
- [33.] Davies CKL, Wolfe SV. Strain crystallization in random copolymers produced by epoxidization of cis 1,4- polyisoprene. *Polymer.* 1983 Jan;24(1):107-113.
- [34.] Gelling IR. Modification of natural rubber latex with peracetic acid. *Rubber chemistry and technology.* 1985;58(1):86-96.
- [35.] Gelling IR, Morison NJ. Sulfur vulcanization and oxidative aging of epoxidized natural rubber. *Rubber chemistry and technology* 1985;58(2):243-257.
- [36.] Poh BT, Kwok GK. Tensile property of epoxidized natural rubber/natural rubber blends. *Polymer-plastics technology and engineering.* 2000;39(1):151-161
- [37.] จริญญา เขียวแสง. ความต้านทานน้ำมันและสมบัติเชิงกลของยางธรรมชาติอีพอกซีไดซ์. วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต คณะวิทยาศาสตร์ สาขาวิชาวิทยาศาสตร์พอลิเมอร์ประยุกต์และเทคโนโลยีสิ่งทอจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2546.
- [38.] Nakason C, Tobprakhon A, Kaesarnan A. Thermoplastic vulcanizates based on poly(methyl methacrylate)/epoxidized natural rubber blends: Mechanical, thermal, and morphological properties. *Journal of Applied Polymer Science.* 2005 Nov 5;98(3):1251-61.

- [39.] Thitithammawong A, Nakason C, Sabakaro K, Noordermeer JWM. Thermoplastic vulcanizates based on epoxidized natural rubber/polypropylene blends: Selection of optimal peroxide type and concentration in relation to mixing conditions. *European Polymer Journal*. 2007 Sep;43(9):4008-18.
- [40.] นิภาพรรณ โสติดิยานนท์. พอลิเมอร์ผสมระหว่างอีพอกซีเรซินและยางธรรมชาติอีพอกซีไดซ์. วิทยานิพนธ์ปริญญาโท สาขาวิชาวิทยาศาสตร์ พอลิเมอร์ประยุกต์และเทคโนโลยีสิ่งทอจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2547.
- [41.] Nakason C, Jarntong M, Kaesaman A, Kiatkamjornwong S. Influences of Blend Proportions and Curing Systems on Dynamic, Mechanical, and Morphological Properties of Dynamically Cured Epoxidized Natural Rubber/High-Density Polyethylene Blends. *Polymer Engineering and Science*. 2009 Feb;49(2):281-92.
- [42.] เสาวรจน์ ช่วยจุลจิตร. เทคโนโลยีของยาง (Rubber technology). ภาควิชาวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2544.
- [43.] วราภรณ์ ขจรไชยกุล. เทคโนโลยียาง (Rubber technology). ส่วนอุตสาหกรรมยาง สถาบันวิจัยยาง กรมวิชาการเกษตร กระทรวงเกษตรและสหกรณ์, 2541.
- [44.] Mosmann T. Rapid colorimetric assay for cellular growth and survival: application to proliferation and cytotoxicity assays. *J Immunol Methods*. 1983 Dec 16;65(1-2):55-63.
- [45.] Kasugai S, Hasegawa N, Ogura H. A simple in vitro cytotoxicity test using the MTT (3-(4,5)-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyl tetrazolium bromide) colorimetric assay: analysis of eugenol toxicity on dental pulp cells (RPC-C2A). *Jpn J Pharmacol*. 1990 Jan;52(1):95-100
- [46.] Oertel G. *Polyurethane Handbook: Chemistry-Raw Materials-Processing-Application-Properties*. Munich: Hanser, 1985;35-6.
- [47.] Morton-Jones DH, Ellis JW. *Polymer Products: Design, Materials and Processing*. New York: Chapman and Hall, 1986;119-26.
- [48.] Odian G. *Principles of polymerization*. 4<sup>th</sup> ed. New Jersey: Wiley-InterScience, 2004;130-2.
- [49.] O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 3<sup>rd</sup> ed. Chicago: Quintessence, 2002;17.
- [50.] Budinski KG, Budinski MK. *Engineering Material: Properties and Selection*. 8<sup>th</sup> ed. Prentice Hall: New Jersey, 2004;174.



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## ภาคผนวก

ตารางที่ 18 ข้อมูลและกราฟมาตรฐานแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และค่าการดูดกลืนแสง  
ด้วยวิธี MTT จากผู้ป่วยรายที่ 1

จำนวนเซลล์	OD1	OD2	OD3
2500	0.059	0.061	0.060
5000	0.101	0.115	0.106
10000	0.187	0.173	0.185
15000	0.250	0.241	0.248
20000	0.284	0.299	0.311
25000	0.388	0.398	0.382
30000	0.443	0.466	0.455
35000	0.467	0.486	0.497
40000	0.544	0.554	0.525
45000	0.584	0.587	0.577
50000	0.623	0.631	0.646

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 19 ข้อมูลและกราฟมาตรฐานแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และค่าการดูดกลืนแสงด้วยวิธี MTT จากผู้ป่วยรายที่ 2

จำนวนเซลล์	OD1	OD2	OD3
2500	0.059	0.062	0.063
5000	0.097	0.097	0.088
10000	0.188	0.181	0.181
15000	0.226	0.233	0.252
20000	0.296	0.327	0.313
25000	0.386	0.386	0.363
30000	0.448	0.466	0.426
35000	0.501	0.498	0.499
40000	0.519	0.554	0.531
45000	0.588	0.604	0.605
50000	0.622	0.628	0.623

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 20 ข้อมูลและกราฟมาตรฐานแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และค่าการดูดกลืนแสงด้วยวิธี MTT จากผู้ป่วยรายที่ 3

จำนวนเซลล์	OD1	OD2	OD3
2500	0.061	0.069	0.067
5000	0.106	0.109	0.107
10000	0.185	0.182	0.193
15000	0.231	0.230	0.246
20000	0.326	0.315	0.324
25000	0.380	0.364	0.372
30000	0.414	0.404	0.412
35000	0.441	0.422	0.468
40000	0.506	0.514	0.503
45000	0.564	0.571	0.569
50000	0.642	0.637	0.625

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ตารางที่ 21 ข้อมูลและกราฟมาตรฐานแสดงความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเซลล์และค่าการดูดกลืนแสงด้วยวิธี MTT จากผู้ป่วยรายที่ 4

จำนวนเซลล์	OD1	OD2	OD3
2500	0.057	0.062	0.057
5000	0.104	0.109	0.118
10000	0.141	0.146	0.153
15000	0.233	0.228	0.236
20000	0.314	0.301	0.307
25000	0.357	0.368	0.371
30000	0.407	0.402	0.396
35000	0.456	0.449	0.462
40000	0.548	0.530	0.529
45000	0.559	0.563	0.574
50000	0.620	0.631	0.612

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายตุลย์ ศรีอัมพร เกิดที่จังหวัด เพชรบูรณ์ เมื่อวันที่ 14 ตุลาคม สัญชาติ ไทย สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาจากโรงเรียนมหิดลวิทยานุสรณ์ จังหวัดนครปฐม สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี ทนตแพทยศาสตรบัณฑิต พ.ศ. 2548 จากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เข้ารับราชการในตำแหน่งพนักงานสายวิชาการ(อาจารย์) ประจำภาควิชาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เป็นระยะเวลา 2 ปี และได้ลาราชการมาศึกษาต่อในหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2550



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย