ว ทันต จุฬาฯ 2552;32:11-22
CU Dent J. 2009;32:11-22

บทวิทยาการ
Original Article

# สมบัติทางกายภาพและทางกลของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จัดฟันที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า

**ตุลย์ ศรีอัมพร ท.บ.**[1]
**นิยม ธำรงค์อนันต์สกุล ท.บ., วทด.**[2]
**นุชนาฏ ณ ระนอง Ph.D.**[3]
**สมพร สวัสดิสรรพ์ ท.บ., Ph.D.**[4]

[1]นิสิตบัณฑิตศึกษา ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
[2]ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
[3]สำนักวิจัยและพัฒนาวิทยาการหลังการเก็บเกี่ยวและแปรรูปผลิตผลการเกษตร กระทรวงเกษตรและสหกรณ์
[4]ภาควิชาทันตพยาธิวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทคัดย่อ

***วัตถุประสงค์*** เพื่อศึกษาสมบัติทางกลและทางกายภาพของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าและใช้ในงานทันตกรรมจัดฟัน

***วัสดุและวิธีการ*** การศึกษาสมบัติทางกลของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์จากบริษัท 7 แห่ง โดยวัดค่าแรงดึงของตัวอย่าง 20 วงต่อผลิตภัณฑ์ ณ เวลาเริ่มต้นและภายหลังจากแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ ด้วยเครื่องวัดลอยด์ และประยุกต์วิธีการให้สอดคล้องกับมาตรฐานไอเอสโอ 21606 ทดสอบความแข็งผิวโดยวัดค่าความแข็งผิวของชิ้นทดสอบ 10 ชิ้นต่อผลิตภัณฑ์ก่อนและหลังแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ด้วยเครื่องวัดดูโรมิเตอร์แบบชอร์เอ และศึกษาสมบัติทางกายภาพของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ในด้านการต้านทานต่อการติดสีของตัวอย่างผลิตภัณฑ์ โดยวัดค่าความต้านทานต่อการติดสีของชิ้นทดสอบก่อนและหลังแช่ในน้ำชาหรือกาแฟที่ระยะเวลา 1 ชั่วโมง และ 1 วัน ด้วยเครื่องสเปคโตโฟโตมิเตอร์เพื่อหาค่าความแตกต่างของสี หลังจากนั้นวิเคราะห์ผลค่าแรงดึงและความแข็งผิว โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว และทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดบอนเฟร์โรนิที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

***ผลการศึกษา*** ค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ทุกกลุ่มหลังจากแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน มีค่าต่ำกว่าค่าแรงดึงเริ่มต้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดยพบว่าที่ระยะเวลาการแช่ 1 วัน ค่าแรงดึงจะลดลงประมาณร้อยละ 40 ถึง 60 ของแรงดึงเริ่มต้น แต่ค่าแรงดึงระหว่างทุกช่วงเวลาของการแช่ในน้ำกลั่นมีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) ค่าความแข็งผิวแบบชอร์เอของชิ้นทดสอบระหว่างก่อนและหลังแช่ในน้ำกลั่นที่ระยะเวลาต่าง ๆ มีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) ความต้านทานต่อการติดสีพบว่า ความแตกต่างของสีมีค่ามากกว่า 3.3 เมื่อชิ้นทดสอบผ่านการแช่น้ำชาหรือกาแฟเป็นเวลา 1 ชั่วโมง

***สรุป*** อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์มีค่าแรงดึงลดลงหลังจากแช่น้ำกลั่นเป็นเวลา 1 วัน แต่ค่าความแข็งผิวของชิ้นทดสอบไม่เปลี่ยนแปลงทุกช่วงระยะเวลาของการแช่ในน้ำกลั่น นอกจากนี้ชิ้นทดสอบสามารถติดสีได้หลังจากแช่ในน้ำชาหรือกาแฟที่ระยะเวลา 1 ชั่วโมง

(ว ทันต จุฬาฯ 2552;32:11-22)

***คำสำคัญ:*** *ความแข็งผิวแบบชอร์เอ; ความต้านทานต่อการติดสี; แรงดึง; อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์*

## บทนำ

หลักสำคัญของการจัดฟันเมื่อใช้เครื่องมือชนิดติดแน่น คือ การใช้แรงจากเครื่องมือในการเคลื่อนฟันจากตำแหน่งหนึ่งไปสู่อีกตำแหน่งหนึ่ง โดยแรงที่ใช้ในการเคลื่อนฟันได้มาจากลวดโค้ง (arch wire) ที่ถูกยึดอยู่ในร่องของแบร็กเกต (bracket) ด้วยลวดผูกมัด (ligature wire) หรือด้วยอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ (elastomeric ligature) ซึ่งวัสดุชนิดหลังนี้บางครั้งอาจเรียกว่า อีลาสโตเมอริกริง (elastomeric ring)[1-3] หรือออร์โธดอนติกโอริง (orthodontic O-ring) หรืออีลาสติกไท (elastic tie)[4,5]

ในปัจจุบันทันตแพทย์จัดฟันนิยมใช้อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เพื่อวัตถุประสงค์ดังกล่าวข้างต้น เนื่องจากใช้งานง่าย มีรูปแบบและสีสันสวยงาม โดยสมบัติที่ต้องการของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เพื่องานทันตกรรมจัดฟัน คือ ต้องสามารถยึดเส้นลวดโค้งให้อยู่ในร่องแบร็กเกต มีความเสียดทานที่เหมาะสมกับเส้นลวดโค้ง ไม่เสื่อมสลายเมื่อสัมผัสน้ำลาย กรดหรือด่าง และอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงอันเป็นผลจากอาหารที่รับประทาน ไม่เป็นที่ยึดเกาะของคราบจุลินทรีย์ อีกทั้งให้ความสะดวกแก่ทันตแพทย์ในการใส่และถอดอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ ไม่ส่งเสริมให้เกิดฟันผุ ทนต่อแรงขัดถูได้ดี ผลิตจากวัสดุที่เข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) กับเนื้อเยื่อ ในช่องปาก และมีราคาย่อมเยา[6,7]

เนื่องจากอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่ใช้ในการรักษาทางทันตกรรมปัจจุบันต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ซึ่งมีราคาที่สูงโดยขึ้นอยู่กับประเทศที่เป็นผู้ผลิตอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่นำเข้ามาจากต่างประเทศส่วนมากผลิตมาจากสารโพลียูรีเทน (polyurethane)[6] ซึ่งเป็นยางสังเคราะห์ที่ได้จากการทำปฏิกิริยาของสารโพลีแอลกอฮอล์ (polyalcohol) หรือโพลีเอมีน (polyamine) กับโพลีไอโซไซยาเนต (polyisocynate)[8-10] จากการศึกษาถึงงานวิจัยของผลิตภัณฑ์เหล่านี้พบว่ามีรายงานวิจัยจำนวนน้อยมาก งานวิจัยส่วนใหญ่มักเกี่ยวข้องกับความเสื่อมของตัววัสดุและค่าของแรงดึงที่ลดลงของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่เสื่อมสภาพหลังจากสัมผัสน้ำลายและความร้อนในช่องปาก[7,11-12] นอกจากนี้ยังมีการศึกษาเกี่ยวกับความเสียดทานที่เกิดขึ้นของตัววัสดุเองกับลวดโค้งที่ทำให้เกิดการเคลื่อนของฟันไม่เป็นไปตามตำแหน่งที่เหมาะสม[13-21] บางงานวิจัยศึกษาค่าสภาวะของเชื้อจุลินทรีย์และสภาวะปริทันต์ของผู้ป่วยจัดฟันที่ใส่อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์[1-3,22] และในเรื่องการปลดปล่อยสารฟลูออไรด์ของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ชนิดที่มีสารฟลูออไรด์ผสมอยู่เพื่อป้องกันฟันผุ[2,4-5] ส่วนการศึกษาสมบัติทางกลและทางกายภาพของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์พบว่ามีน้อยมากและยังปราศจากข้อมูลเกี่ยวกับสมบัติดังกล่าวในเอกสารกำกับผลิตภัณฑ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบเปรียบเทียบสมบัติทางกล ได้แก่ สมบัติการดึง (tensile properties) และความแข็งแบบชอร์เอ (Shore A hardness) และทดสอบสมบัติทางกายภาพ อันได้แก่ ความต้านทานในการติดสี (staining resistance) เมื่ออีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์มีการสัมผัสกับน้ำชาหรือกาแฟ ทั้งนี้ เพื่อประโยชน์ในการเลือกใช้อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ของทันตแพทย์จัดฟันและใช้เป็นค่าอ้างอิงในการพัฒนาและผลิตอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ใช้ภายในประเทศต่อไป

## วัสดุและวิธีการ

การวิจัยนี้เป็นการศึกษาสมบัติของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่มีจำหน่ายในประเทศจากบริษัท 7 แห่ง (ตารางที่ 1) โดยเลือกใช้อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ชนิดใสไม่มีสี (clear) และมีเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เท่ากัน คือ 1.25 มิลลิเมตร สมบัติทางกลที่ทำการทดสอบ ได้แก่ ค่าแรงดึง ความแข็งผิวแบบชอร์เอ และทดสอบสมบัติทางกายภาพโดยพิจารณาจากความต้านทานการติดสีจากน้ำชาหรือกาแฟของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์

**ตารางที่ 1** รายละเอียดของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่ใช้ในการศึกษานี้

**Table 1** Details of the elastomeric ligatures used in this study.

| 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 |
| Innobrance Orthodontic | Innobrance | Innobrance energy 120 | GB0288 |

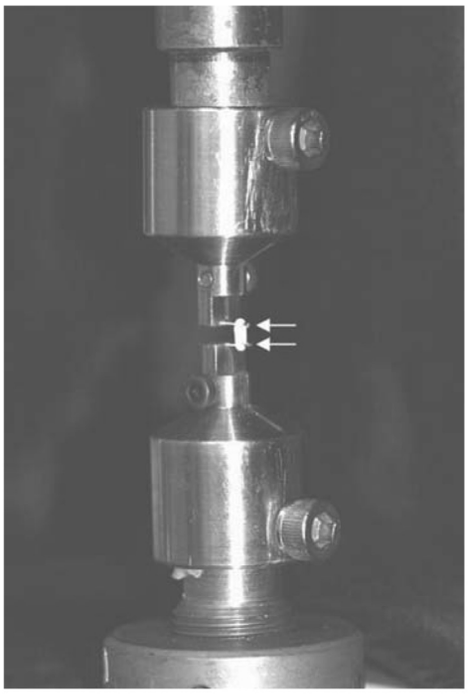
## การศึกษาสมบัติการดึง

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

วิธีการศึกษานี้ประยุกต์ตามมาตรฐานไอเอสโอ (ISO: International standard Organization) 21606 ปี ค.ศ. 2007[23] เรื่อง อีลาสโตเมอริกที่ใช้ในงานทันตกรรมจัดฟัน (Elastomeric auxiliaries for use in orthodontics) โดยในการทดสอบทำการแบ่งกลุ่มชิ้นทดสอบผลิตภัณฑ์ของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เป็น 7 กลุ่มๆ ละ 20 วง ตามบริษัทผู้ผลิต ทำการทดสอบโดยการยืดอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ด้วยปากคีบ (forceps) เป็นระยะทาง 5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็น 4 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ตรึงระยะยืดนี้ไว้ 5 วินาที แล้วคลายออก จากนั้นคล้องวงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์รอบแท่งโลหะที่จัดทำขึ้น (รูปที่ 1) และดึงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ให้ยืดออก วัดค่าแรงดึงด้วยเครื่องวัดลอยด์ (Lloyd Universal Testing Machine, LR 10 K, Lloyd Instruments, UK) ที่อุณหภูมิ 23 ± 2 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 50 ± 10 กำหนดความเร็วครอสเฮด (cross head speed) เท่ากับ 100 มิลลิเมตรต่อนาที ค่าแรงดึงที่นำมาใช้เปรียบเทียบในการศึกษานี้ใช้ค่าแรงดึงที่สามารถยืดอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ได้ระยะทาง 3.75 มิลลิเมตร ซึ่งเท่ากับระยะทาง 3 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์

### 2. ทดสอบค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่น

การทดสอบนี้ กระทำขึ้นโดยเลียนแบบการใช้งานของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ในช่องปาก ซึ่งต้องมีการสัมผัสกับอาหาร น้ำ และของเหลวชนิดอื่นอยู่ตลอดเวลา โดยแบ่งกลุ่มชิ้นทดสอบผลิตภัณฑ์ของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เป็น 7 กลุ่มตามบริษัทผู้ผลิตกลุ่มละ 20 วง และทำการยืดอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ด้วยปากคีบเป็นระยะทาง 5 มิลลิเมตร และตรึงระยะยืดนี้ไว้ 5 วินาทีเช่นเดียวกับที่กล่าวไว้ในการทดสอบค่าแรงดึงเริ่มต้น จากนั้นคล้องอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ทุกวงบนหลักตรึง (รูปที่ 2) ตามข้อกำหนดของไอเอสโอที่ 21606 ปี ค.ศ. 2007 ซึ่งในการทดสอบนี้จะตรึงที่ระยะ 3.75 มิลลิเมตร (ระยะทาง 3 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์) จากนั้นแช่อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่ถูกตรึงในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 ± 2 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ เมื่อครบกำหนดของแต่ละช่วงเวลา จึงทดสอบหาค่าแรงดึงด้วยเครื่องวัดลอยด์ด้วยสภาวะและวิธีเดียวกับที่ได้กล่าวแล้วข้างต้น โดยก่อนที่จะทำการวัดค่าแรงดึง ทำการแช่อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 23 ± 2 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาที



**รูปที่ 1** เครื่องจับอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จัดฟันสำหรับการทดสอบแรงดึง หัวลูกศรทั้ง 2 ชี้ที่แท่งโลหะทั้ง 2 ซึ่งอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จัดฟันถูกตรึงอยู่

**Figure 1** An orthodontic elastomeric ligature-holding equipment for a tensile force test. Heads of two arrows point at two metal posts where the ligature is being held.

เพื่อปรับสภาพแวดล้อมของการวัดให้อยู่ที่อุณหภูมิห้องก่อนทำการวัดแรงดึง อนึ่งค่าแรงดึงที่นำมาใช้เปรียบเทียบในการศึกษานี้ใช้ค่าแรงดึงที่สามารถยืดอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ได้ระยะทาง 3.75 มิลลิเมตร

## ทดสอบหาความแข็งผิวแบบชอร์เอ

ในการทดสอบนี้ใช้แกนกลางที่เชื่อมวงของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จำนวน 7 กลุ่มๆ ละ 10 แกน จำแนกตามบริษัทเช่นเดียวกับการทดสอบสมบัติการดึง การทดสอบความแข็งผิวใช้การวัดด้วยเครื่องดูโรมิเตอร์แบบชอร์เอ (Durometer Shore A, Pacific Transducer, USA) ค่าที่อ่านได้เป็นค่าความแข็งผิว โดยชิ้นทดสอบ 1 ชิ้นทำการวัดทั้งหมด 5 ตำแหน่งที่กระจายทั่วชิ้นทดสอบเพื่อหาค่าเฉลี่ยโดยทำการวัดชิ้นทดสอบก่อนและหลังจากแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 ± 2 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ

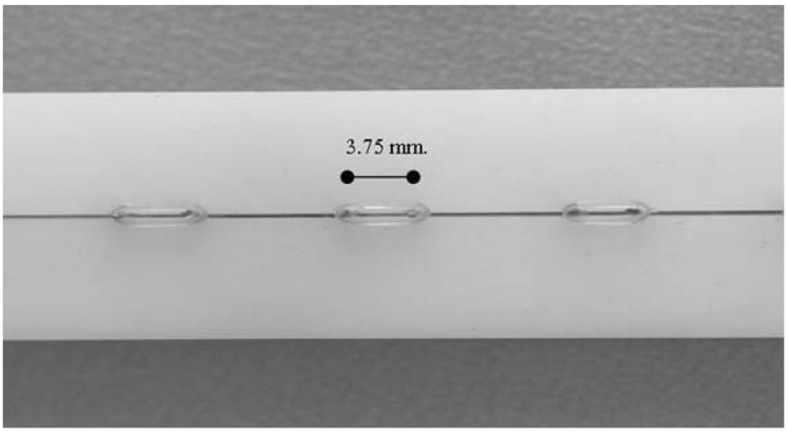
วิเคราะห์ผลค่าแรงดึงและค่าความแข็งผิวแบบชอร์เอที่เปลี่ยนแปลงไปตามระยะเวลาที่แช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ37 ± 2 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วัน ตามลำดับ โดยใช้สถิติเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบจำแนกทางเดียว (One way ANOVA) และเปรียบเทียบเชิงซ้อน โดยใช้สถิติบอนเฟอร์โรนี (Bonferroni) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

## ทดสอบความต้านทานในการติดสีน้ำชาและกาแฟ

เตรียมชิ้นทดสอบโดยตัดจากแกนกลางที่เชื่อมวงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ให้ได้ขนาด 5 x 10 ตารางมิลลิเมตร ในการทดสอบนี้ทำการทดสอบอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ได้เพียง 3 ผลิตภัณฑ์เท่านั้น คือ อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ของบริษัทออร์มโกคอร์โปเรชัน (Ormco Corporation) บริษัทอเมริกันออร์โธดอนติกส์ (American Orthodontics) และบริษัทอินโนแบรนค์ออร์โธดอนติกส์ (Innobrance Orthodontics) ทั้งนี้ เนื่องจากมีขนาดที่เหมาะสมกับขนาดลำแสงของเครื่องวัดสีที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 7 มิลลิเมตร เตรียมชิ้นทดสอบกลุ่มละ 30 ชิ้น โดยแบ่งย่อยออกเป็นกลุ่มละ 10 ชิ้น สำหรับการแช่ในของเหลว 3 ชนิด

เตรียมของเหลวเพื่อใช้แช่ชิ้นทดสอบ ได้แก่ น้ำกลั่น น้ำชา และกาแฟ ในการเตรียมน้ำชาใช้ชาลิปตัน (Lipton, Malaysia) จำนวน 5 ซองแช่ในน้ำเดือดจำนวน 500 มิลลิลิตร เป็นเวลา 15 นาที จากนั้นปล่อยให้เย็นลงที่อุณหภูมิห้อง ส่วนการเตรียมน้ำกาแฟใช้ผงกาแฟ (Nescafe, Thailand) 15 กรัม ละลายในน้ำเดือดจำนวน 500 มิลลิลิตร จากนั้นปล่อยให้เย็นลงที่อุณหภูมิห้องและนำน้ำชาและกาแฟกรองผ่านกระดาษกรองเบอร์ 1 (Whatman, GA, USA) ก่อนทำการทดสอบ

ทำการวัดค่าของสีของชิ้นทดสอบด้วยเครื่องสเปคโตร - โฟโตมิเตอร์สำหรับการวัดสี (UltraScan PRO, Hunter Lab, USA) โดยขั้นแรกทำการวัดสีของชิ้นทดสอบที่ยังไม่ผ่านการแช่ในของเหลว ได้เป็นค่าของระบบ CIELab (Commission Internationale d'Eclairage) เริ่มต้น ซึ่งประกอบด้วยค่าความสว่างของสี (L) ค่าของสีแดงและสีเขียว (a) และค่าของสีเหลืองและสีน้ำเงิน (b) จากนั้นนำชิ้นทดสอบไปแช่ในน้ำกลั่น น้ำชา หรือกาแฟที่ผ่านการเตรียมข้างต้น เก็บชิ้นทดสอบที่แช่ในของเหลวในตู้ที่มีความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 ที่อุณหภูมิ 37 ± 2 องศาเซลเซียส เมื่อครบระยะเวลาในการแช่ 1 ชั่วโมง และ 1 วัน นำชิ้นทดสอบไปล้างด้วยน้ำกลั่นด้วยเครื่องอุลตราโซนิค (Ultrasonic cleaner, Model 5210, Bransonic, Germany) ที่ความถี่ 40 กิโลเฮิรตซ์ เป็นเวลา 10 นาที ซับให้แห้ง แล้วนำไปวัดสีอีกครั้ง เป็นค่า CIELab ชุดที่ 2 นำค่า




**รูปที่ 2** การตรึงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จัดฟันเป็นระยะทาง 3.75 มิลลิเมตรในเครื่องตรึง

**Figure 2** Stretching of orthodontic elastomeric ligatures to a 3.75-millimeter distance in a jig.

**ตารางที่ 2** ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของแรงดึง (นิวตัน) ของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จัดฟันทั้ง 7 ผลิตภัณฑ์ ณ วันที่ 0, 1, 7 และ 28

**Table 2** Mean (standard deviation) of tensile force (Newton) of 7 commercially available orthodontic elastomeric ligatures on day 0, 1, 7 and 28.

| Brand | Day 0 (Initial force) | Day 1 | Day 7 | Day 28 |
|---|---|---|---|---|
| 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) |
| Innobrance | 4.59 (0.07) | 2.35 (0.08) | 2.34 (0.09) | 2.34 (0.08) |

CIELab ที่ได้ทั้ง 2 ชุดมาคำนวณหาค่า ΔE ตามสมการข้างล่าง ซึ่งค่านี้แสดงถึงความแตกต่างของสีของชิ้นทดสอบก่อนและหลังแช่ในของเหลว

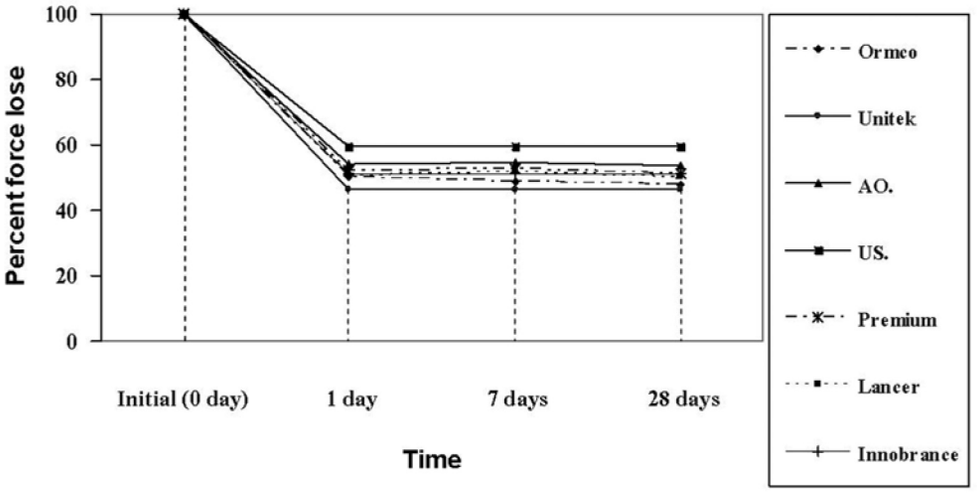
$$\Delta E = (\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2)^{1/2}$$

นำค่า ΔE ที่ได้มาเปรียบเทียบกับค่า ΔE มาตรฐาน คือ 3.3 ซึ่งเป็นค่าที่ใช้อ้างอิงว่าสายตาปกติของมนุษย์สามารถมองเห็นความแตกต่างของสีที่เกิดขึ้นได้ถ้าค่า ΔE มีค่าตั้งแต่ 3.3 ขึ้นไป[24]

## ผลการศึกษา

ผลการทดสอบสมบัติแรงดึงของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จากบริษัท 7 แห่งพบว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ทั้ง 7 กลุ่มมีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 2.59 ± 0.09 ถึง 5.19 ± 0.24 นิวตัน ในขณะที่ค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วันหลังการแช่ในของเหลว มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 1.32 ± 0.08 ถึง 3.10 ± 0.12 นิวตัน ค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 7 วันหลังการแช่ในของเหลวอยู่ในช่วง 1.34 ± 0.04 ถึง 3.11 ± 0.12 นิวตัน และค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 28 วันหลังการแช่ในของเหลวอยู่ในช่วง 1.30 ± 0.07 ถึง 3.10 ± 0.09 นิวตัน (ตารางที่ 2) เมื่อทำการทดสอบด้วยสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าค่าแรงดึงอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันหลังการแช่ในของเหลวมีค่าเฉลี่ยแรงดึงต่ำกว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงเริ่มต้นโดยแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) และเมื่อเปรียบเทียบกันเองในกลุ่มชิ้นทดสอบที่ผ่านการแช่ในของเหลวพบว่าค่าเฉลี่ยแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วัน 7 วัน และ 28 วันมีค่าเฉลี่ยแรงดึงแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) เมื่อคำนวณค่าแรงดึงของกลุ่มชิ้นทดสอบที่ผ่านการแช่ในของเหลว โดยคิดเทียบเป็นร้อยละของค่าแรงดึงเริ่มต้น (รูปที่ 3) พบว่าค่าแรงดึงที่ระยะเวลา 1 วันหลังแช่ในของเหลวลดลงเหลือร้อยละ 46.57 ถึง 59.73 ของแรงค่าดึงเริ่มต้นในระยะเวลา 7 วัน ลดลงเหลือร้อยละ 46.29 ถึง 59.92 ของค่าแรงดึงเริ่มต้น และในระยะเวลา 28 วัน ลดลงเหลือร้อยละ 46.57 ถึง 59.73 ของค่าแรงดึงเริ่มต้น

ผลจากการทดสอบหาความแข็งผิวแบบชอร์เอของชิ้นทดสอบที่เวลาแตกต่างกันพบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบชอร์ของชิ้นทดสอบทุกบริษัทอยู่ที่ช่วง 60.04 ± 0.65 ถึง 66.02 ± 0.70 และมีความแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) (ตารางที่ 3)




**รูปที่ 3** กราฟเส้นแสดงการลดลงของแรงดึงในอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จัดฟัน 7 ผลิตภัณฑ์หลังการแช่ในน้ำกลั่น ณ วันที่ 0, 1, 7 และ 28

**Figure 3** A linear graph illustrating the decrease of tensile force in seven commercially available orthodontic elastomeric ligatures after immersion in distilled water on day 0, 1, 7 and 28.

**ตารางที่ 3** ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของความแข็งผิวแบบชอร์เอของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จัดฟันทั้ง 7 ผลิตภัณฑ์ ณ วันที่ 0, 1, 7 และ 28

**Table 3** Mean (standard deviation) of surface hardness Shore A of 7 commercially available orthodontic elastomeric ligatures on day 0, 1, 7 and 28.

| Brand | Day 0 (Initial hardness) | Day 1 | Day 7 | Day 28 |
|---|---|---|---|---|
| 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) |

การทดสอบความต้านทานในการติดสีน้ำชาและกาแฟ พบว่าค่า ΔE ของชิ้นทดสอบอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เมื่อผ่านการแช่ในน้ำชาหรือกาแฟที่ระยะเวลา 1 ชั่วโมง มีค่า ΔE อยู่ที่ช่วง 3.65 ± 0.98 ถึง 12.04 ± 0.83 และเมื่อแช่ในน้ำชาหรือกาแฟที่ระยะเวลา 1 วัน มีค่า ΔE อยู่ที่ช่วง 10.11 ± 1.06 ถึง 36.83 ± 1.91 (ตารางที่ 4)

**ตารางที่ 4** ค่า CIELab (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ 3 ผลิตภัณฑ์ที่ผ่านการแช่ไน น้ำกลั่น น้ำชา หรือกาแฟ เป็นเวลา 1 ชั่วโมง และ 1 วัน

**Table 4** CIELab value (standard deviation) of 3 commercially available orthodontic elastomeric ligatures after immersion in distilled water, tea or coffee for 1 hour and 1 day.

| Brand | Water | | | | Tea | | | | Coffee | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | ΔL | Δa | Δb | ΔE | ΔL | Δa | Δb | ΔE | ΔL | Δa | Δb | ΔE |
| Ormco | | | | | | | | | | | | |
| 1 hr | -0.25 | -0.06 | 0.02 | 0.46 | -1.89 | 0.18 | 4.82 | 5.73 | -1.26 | -1.87 | 11.80 | 12.04 |
| | (0.40) | (0.11) | (0.14) | (0.39) | (1.18) | (0.30) | (1.48) | (2.20) | (0.73) | (0.12) | (0.83) | (0.83) |
| 1 day | -0.37 | -0.09 | 0.08 | 0.52 | -2.74 | 1.15 | 14.17 | 14.64 | -3.42 | -0.70 | 36.65 | 36.83 |
| | (0.51) | (0.21) | (0.06) | (0.40) | (2.60) | (0.72) | (2.20) | (1.40) | (0.16) | (1.86) | (0.51) | (1.91) |
| AO | | | | | | | | | | | | |
| 1 hr | -0.11 | -0.13 | 0.81 | 0.76 | -2.72 | 0.02 | 2.41 | 3.65 | -0.69 | -0.97 | 6.58 | 6.99 |
| | (0.58) | (0.28) | (0.26) | (0.20) | (0.14) | (0.28) | (0.35) | (0.98) | (1.93) | (0.30) | (1.93) | (1.39) |
| 1 day | -0.20 | 0.10 | -0.13 | 0.82 | -3.80 | 1.09 | 13.22 | 13.81 | -2.07 | -1.32 | 26.04 | 26.39 |
| | (0.78) | (0.41) | (0.25) | (0.20) | (0.60) | (0.44) | (0.96) | (0.98) | (2.42) | (0.30) | (1.62) | (1.71) |
| Innobrance | | | | | | | | | | | | |
| 1 hr | 0.09 | 0.13 | -0.17 | 0.82 | 1.39 | 0.25 | 3.34 | 4.01 | 0.37 | -0.69 | 6.27 | 6.94 |
| | (0.93) | (0.27) | (0.18) | (0.27) | (1.91) | (0.37) | (0.46) | (1.06) | (3.37) | (0.29) | (0.39) | (0.76) |
| 1 day | -0.37 | -0.10 | -0.09 | 0.89 | 1.10 | 0.68 | 9.96 | 10.11 | 2.87 | -1.05 | 15.80 | 16.84 |
| | (0.83) | (0.44) | (0.19) | (0.27) | (1.37) | (0.49) | (0.97) | (1.06) | (4.98) | (0.66) | (3.56) | (2.29) |

## วิจารณ์

รายงานในอดีตแสดงให้เห็นว่าอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์และอีลาสโตเมอริกเชน (elastomeric chain) ที่นำเข้าจากต่างประเทศผลิตมาจากสารโพลิยูรีเทน ซึ่งเป็นยางสังเคราะห์ชนิดหนึ่งที่ต้องมียูรีเทนลิงค์เกจ (urethane linkage) และมีกลุ่มฟังก์ชัน (function group) ที่แตกต่างกันออกไป เช่น เอสเตอร์ (ester) อีเทอร์ (ether) และเอมีน (amine) เป็นต้น โดยโมเลกุลของโพลียูรีเทนจะประกอบด้วยส่วนสำคัญ 2 ส่วน คือ ส่วนแข็ง (hard segment) คือ ส่วนที่อยู่ในโพลียูรีเทนที่ทำให้สมบัติเชิงกล เช่น กำลังแรงดึง (tensile strength) การยืดตัว (elongation) ความต้านทานการฉีกขาด (tear resistance) สูงขึ้น และส่วนอ่อน (soft segment) คือ ส่วนของโพลีเอสเทอร์หรือโพลีอีเทอร์ที่ทำให้เกิดสมบัติยืดหยุ่นและสามารถคืนตัวได้ เนื่องจากยางโพลียูรีเทนมีพันธะคู่ระหว่างคาร์บอนและคาร์บอนอยู่ในโมเลกุลน้อย ดังนั้นยางชนิดนี้จึงมีความทนทานต่อการเสื่อมสภาพได้ดี จากสภาพอากาศ ออกซิเจน ความร้อนที่สูงมาก แต่พบว่ายางโพลียูรีเทนจะเสื่อมสภาพได้ง่ายเมื่ออยู่ในสภาวะที่ต้องสัมผัสกับน้ำและกรด-ด่าง ทั้งนี้เนื่องจากปัจจัยดังกล่าวกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาการสลายตัวด้วยน้ำ (hydrolysis) ได้ง่ายขึ้น[8-10]

ในการศึกษาครั้งนี้ไม่สามารถนำผลข้อมูลของแต่ละการทดสอบมาเปรียบเทียบกันในแต่ละกลุ่มบริษัทได้ เนื่องจากขนาดและรูปร่างที่แตกต่างกันของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ทั้ง 7 บริษัท รวมทั้งข้อจำกัดทางด้านส่วนประกอบทางเคมีที่ไม่เปิดเผยของแต่ละผลิตภัณฑ์

จากผลการศึกษาพบว่าอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ทั้ง 7 บริษัทมีค่าแรงดึงเริ่มต้นอยู่ที่ช่วง 2.59 ถึง 5.19 นิวตัน แต่เมื่อแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 ± 2 องศาเซลเซียส มีการลดลงของแรงอย่างรวดเร็วในช่วงเวลา 1 วันแรก และคงค่าแรงดึงดังกล่าวตลอดระยะเวลา 28 วัน ซึ่งเสมือนเป็นเวลาที่ผู้ป่วยต้องมาเปลี่ยนลวดโค้งและอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์โดยที่แรงดึงนั้นไม่ลดต่ำลงถึง 0 ซึ่งสอดคล้องกับผลงานวิจัยที่ผ่านมาที่พบว่าค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จะลดลงเหลือเพียงประมาณร้อยละ 50 ของแรงดึงเริ่มต้นภายในระยะเวลา 28 วัน เมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่นซึ่งอาจมีสาเหตุมาจากการเกิดปฏิกิริยาการสลายตัวด้วยน้ำของสารโพลียูรีเทนเมื่อสัมผัสกับน้ำ ความร้อน และความเป็นกรด-ด่างในช่องปาก[7] การศึกษานี้ได้ประยุกต์การทดสอบแรงดึง โดยอ้างตามมาตรฐานของไอเอสโอที่ 21606 ปี ค.ศ. 2007 ที่กำหนดให้ยืดอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ออกเป็นระยะทาง 4 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางภายในก่อน และกลับมาวัดค่าที่ระยะทาง 3 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน ซึ่งขั้นตอนและวิธีนี้เป็นการจำลองให้คล้ายกับการใส่อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ให้ผ่านปีกของแบร็กเกต และสิ้นสุดด้วยการคล้องให้อยู่ในร่องของแบร็กเกต ซึ่งการยืดอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์นี้จะทำให้โครงสร้างภายในของสารโพลียูรีเทนเกิดการยืดตัวออกแบบถาวรเกิดขึ้นร่วมกับการเกิดปฏิกิริยาการสลายตัวด้วยน้ำของสารโพลียูรีเทนเมื่อสัมผัสกับน้ำและความร้อน ทำให้เกิดความเสื่อมของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จึงส่งผลให้ค่าแรงดึงลดลง

ตามระเบียบวิธีการทดสอบตามมาตรฐานไอเอสโอกำหนดให้ทำการวัดค่าแรงดึงเริ่มต้นและวัดค่าแรงที่เหลืออยู่ภายในเวลา 24 ชั่วโมงหลังการตรึง และแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 ± 2 องศาเซลเซียส โดยจะใช้อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์วงเดิมในการวัด แต่ในการศึกษาครั้งนี้ใช้อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์วงใหม่ทุกช่วงเวลาของการทดสอบทั้งนี้เนื่องจากการใช้อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์วงเดิมเป็นตัววัดค่าทุกช่วงเวลานั้นอาจได้ค่าที่ไม่เหมาะสม เนื่องจากการดึงหรือยืดอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ออกในแต่ละครั้งจะทำให้โครงสร้างภายในเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างถาวรขึ้นได้ ซึ่งจะทำให้ค่าของแรงดึงที่ได้แตกต่างไปจากค่าข้อมูลจริง มีงานวิจัยหลายเรื่องที่ศึกษาค่าแรงดึงของอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์โดยวัดค่าแรงดึง ณ จุดขาดของวงอีลาสโตเมอร์ริกลิเกเจอร์[11-12] ซึ่งค่าแรงดึงดังกล่าวมีค่าสูงกว่าค่าแรงดึงที่ระยะ 3 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอร์ริกลิเกเจอร์ โดยค่าแรงดึง ณ จุดขาดนั้นไม่น่าจะสอดคล้องกับการปฏิบัติงานจริงของทันตแพทย์จัดฟันในคลินิก เพราะทันตแพทย์จัดฟันจะทำการยืดวงอีลาสโตเมอร์ริกลิเกเจอร์เพียงระยะทางประมาณ 3 ถึง 4 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอร์-ริกลิเกเจอร์ เพื่อให้คล้องผ่านปีกของแบร็กเกตได้เท่านั้น ดังนั้นผู้วิจัยจึงทำการวัดค่าแรงดึงที่ระยะยืดออกเป็น 3 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางภายในของวงอีลาสโตเมอร์ริกลิเกเจอร์ โดยอ้างอิงตามไอเอสโอที่กำหนดไว้ และการทดสอบนี้เลือกใช้วงอีลาสโตเมอร์ริกลิเกเจอร์ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายในเท่ากับ 1.25 มิลลิเมตร เนื่องจากเป็นขนาดที่ใช้กันแพร่หลายในงานทันตกรรมจัดฟันซึ่งค่าแรงดึงที่ได้ไม่สามารถนำมาเปรียบเทียบกับวงอีลาสโตเมอร์ริกลิเกเจอร์ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายในที่แตกต่างกันออกไป

การวัดความแข็งผิวแบบชอร์เป็นการวัดความต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างที่บริเวณพื้นที่ผิวของชิ้นทดสอบโดยอาศัยหลักการทะลุทะลวงของหัวกด[25] ซึ่งในการทดสอบ

นี้เลือกใช้การทดสอบแบบชอร์เอด้วยเครื่องดูโรมิเตอร์แบบเอ เนื่องจากอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่ใช้ในการทดสอบมีลักษณะเป็นยางสังเคราะห์ที่ค่อนข้างนิ่ม ซึ่งปกติจะมีค่าความแข็งผิวแบบชอร์เออยู่ที่ช่วง 30 ถึง 95[26] โดยสมบัติความแข็งหรือความนิ่มของยางจะขึ้นอยู่กับอัตราส่วนของส่วนแข็งและส่วนนิ่มที่อยู่ภายในยาง ลักษณะการทดสอบแบบนี้สะท้อนถึงลักษณะการทำงานของทันตแพทย์ที่ใช้เครื่องมือ เช่น ปากคีบเพื่อคีบอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ใส่ในร่องของแบร็กเกต ซึ่งค่าที่วัดได้อยู่ในช่วงประมาณ 60 ถึง 65 ทุกกลุ่มการทดสอบแสดงให้เห็นว่า ค่าความแข็งแบบชอร์เอไม่เปลี่ยนแปลงเมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 ± 2 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 28 วัน ก็ตาม ในการทดสอบนี้ไม่ได้ทำการยืดชิ้นทดสอบออก ซึ่งอาจทำให้ค่าความแข็งผิวที่ได้ไม่ตรงกลับค่าที่ได้ในคลินิก เนื่องจากการยืดชิ้นทดสอบจะทำให้โครงสร้างภายในของวัสดุเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง และอาจจะมีการหลุดออกของสารเติมแต่งประเภทพลาสติไซเซอร์ (platicizer) ซึ่งอาจทำให้ชิ้นทดสอบมีความแข็งผิวมากขึ้นตามมา

ผลการทดสอบความต้านทานในการติดสีน้ำชาหรือกาแฟของชิ้นทดสอบที่เตรียมจากแกนกลางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ทั้ง 3 บริษัทพบว่า ค่า ΔE ของแกนกลางอีลาสโตเมอริก-ลิเกเจอร์ที่ผ่านการแช่ในน้ำชาหรือกาแฟที่ระยะเวลา 1 ชั่วโมง และ 1 วันมีค่า ΔE เพิ่มขึ้นมากกว่า 3.3 ทุกกลุ่มการทดสอบ ซึ่งค่าที่ได้เมื่อผ่านการแช่ 1 ชั่วโมงจะอยู่ในช่วง 3.65 ถึง 12.04 ซึ่งมากกว่า 3.3 ซึ่งเป็นช่วงที่สายตาปกติของมนุษย์ทุกคนสามารถแยกความแตกต่างของสีที่เกิดขึ้นได้[24] และจากตารางที่ 4 จะพบว่า ค่า b มีค่าสูงขึ้น หรือมีค่าไปทางค่าบวก แสดงให้เห็นว่าชิ้นทดสอบมีสีเหลืองเพิ่มสูงขึ้นในทุกกลุ่มการทดสอบ ซึ่งแสดงว่าวัสดุเกิดการติดสีจากชาหรือกาแฟเมื่อสัมผัสกับของเหลวดังกล่าวภายในเวลาเพียง 1 ชั่วโมงเท่านั้น โดยการติดสีของวัสดุในช่องปากนั้นอาจจำแนกเป็น 2 ชนิดใหญ่ ๆ คือ การติดสีภายนอกวัสดุ (extrinsic staining) และการติดสีภายในวัสดุ (intrinsic staining) ซึ่งจากการทดสอบนี้พบว่าวัสดุโพลียูรีเทนสามารถติดสีทั้งภายนอกและภายในวัสดุได้ เนื่องจากการทดสอบนี้ก่อนการวัดสีได้นำชิ้นทดสอบไปสั่นด้วยเครื่องอุลตราโซนิคเพื่อกำจัดการติดสีแบบภายนอก และวัดค่าการติดสีเฉพาะภายในวัสดุเท่านั้นจากผลการทดสอบข้างต้น ซึ่งใช้อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ชนิดใสไม่มีสีพบว่า หลังแช่ชิ้นทดสอบในน้ำชาหรือกาแฟเพียงแค่ 1 ชั่วโมงก็ทำให้วัสดุโพลียูรีเทนติดสีได้ และหลังจากวัดค่า CIELab ผู้ทำวิจัยได้ทำการผ่ากลางชิ้นทดสอบ และพบว่ามีการซึมผ่านของสีจากน้ำชาหรือกาแฟจริง โดยกลไกการติดสีของวัสดุที่ใช้ในช่องปากอาจแบ่งได้เป็น 2 กลไกใหญ่ ๆ คือ ความมีขั้วของตัววัสดุเอง และการมีรูพรุนเล็ก ๆ ภายในตัววัสดุ จากสูตรโครงสร้างของสารโพลียูรีเทนพบว่ามีลักษณะความเป็นขั้วเล็กน้อยจากไนโตรเจน[8-10] ที่อยู่ภายในโมเลกุลของวัสดุ ซึ่งอาจเหนี่ยวนำให้เกิดการติดสีของคราบชา หรือกาแฟได้ง่าย หรืออาจเกิดจากรูพรุนระหว่างโครงสร้างโมเลกุลของชิ้นวัสดุเอง ซึ่งเมื่อเกิดการยืดออกของตัววัสดุจะทำให้เกิดการแทรกซึมเข้าไปของสารละลายชาหรือกาแฟ ซึ่งส่งผลให้เกิดการติดสีของวัสดุตามมาได้

## สรุป

อีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เป็นเครื่องมือทางทันตกรรมจัดฟันที่ส่วนมากผลิตจากวัสดุประเภทโพลียูรีเทน การศึกษาสมบัติทางกลและกายภาพพบว่า ค่าแรงดึงลดลงประมาณร้อยละ 50 หลังแช่วัสดุในน้ำกลั่นเป็นระยะเวลา 1 วัน แต่ความแข็งผิวของวัสดุไม่มีความแตกต่างกันตามระยะเวลาการแช่ในน้ำกลั่น และยังพบว่าชิ้นทดสอบสามารถติดสีจากน้ำชาและกาแฟ โดยมีค่าการเปลี่ยนแปลงของสีมากกว่า 3.3 เมื่อผ่านการแช่ในของเหลวดังกล่าว 1 ชั่วโมง ซึ่งข้อมูลเหล่านี้อาจนำไปใช้เป็นค่าอ้างอิงสำหรับการพัฒนาปรับปรุงและผลิตอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์เพื่อใช้ในงานทันตกรรมจัดฟันต่อไปในอนาคต

## กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณบุคลากรของศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์และภาควิชาทันตพยาธิวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย บริษัท คัลเลอโกลโบล จำกัด สำนักวิจัยและพัฒนาวิทยาการหลังการเก็บเกี่ยวและแปรรูปผลิตผลการเกษตร กระทรวงเกษตรและสหกรณ์ ที่ให้ความช่วยเหลือและให้ความเอื้อเฟื้ออย่างดียิ่ง สำหรับการทำงานวิจัย งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากทุนพัฒนาวิชาการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 100 ปี

## เอกสารอ้างอิง


1. 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;13:416-20.
2. 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;127:428-33.
3. 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;134:506-12.
4. Wiltshire WA. Determination of fluoride from fluoride-releasing elastomeric ligature ties. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110:383-7.
5. Wiltshire WA. In vitro and in vivo fluoride release from orthodontic elastomeric ligature ties. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115:288-92.
6. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. New York: Thieme, 2001;174-8.
7. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997;111:1-11.
8. Oertel G. Polyurethane Handbook: Chemistry-Raw Materials-Processing-Application-Properties. Munich: Hanser, 1985;35-6.
9. Morton-Jones DH, Ellis JW. Polymer Products: Design, Materials and Processing. New York: Chapman and Hall, 1986;119-26.
10. Odian G. Principles of polymerization. 4th ed. New Jersey: Wiley-InterScience, 2004;130-2.
11. Lam TV, Freer TJ, Brockhurst PJ, Podlich HM. Strength decay of orthodontic elastomeric ligatures. J Orthod. 2002;29:37-43.
12. Evangelista MB, Berzins DW, Monaghan P. Effect of disinfecting solutions on the mechanical properties of orthodontic elastomeric ligatures. Angle Orthod. 2007;77:681-7.
13. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. Am J Orthod. 1980;78:593-609.
14. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The effect of the ligature on the friction between bracket and arch. Fortschr Kieferorthop. 1990;51:106-16.
15. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991;100:513-22.
16. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994; 106:472-80.
17. 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;22:145-53.
18. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. Angle Orthod. 2005; 75:421-5.
19. Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. Angle Orthod. 2006; 76:211-6.
20. Camporesi M, Baccetti T, Franchi L. Forces released by esthetic preadjusted appliances with low- friction and conventional elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 131:772-5.
21. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M. Forces in the presence of ceramic versus stainless steel brackets with unconventional vs conventional ligatures.

Angle Orthod. 2008;78:120-4.
22. Türkkahraman 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; 75:231-6.
23. International Organization for Standardization. Dentistry-Elastomeric auxiliaries for use in orthodontics. ISO 21606. London: British Standards Institution; 2007.
24. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12th ed. St. Louis: Mosby, 2006;29-30.
25. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Chicago: Quintessence, 2002;17.
26. Budinski KG, Budinski MK. Engineering Material: Properties and Selection. 8th ed. New Jersey: Prentice Hall, 2004;174.

# Physical and Mechanical Properties of Commercial Orthodontic Elastomeric Ligatures

**Tool Sriamporn D.D.S.**[1]
**Niyom Thamrongananskul D.D.S., Ph.D.**[2]
**Nushanad Na Ranong Ph.D.**[3]
**Somporn Swasdison D.D.S., Ph.D.**[4]

[1]Graduate student, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
[2]Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
[3]Postharvest and Processing Research and Development Office, Ministry of Agriculture and Cooperatives
[4]Department of Oral Pathology, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

## Abstract

***Objective*** To study the mechanical and physical properties of commercially available orthodontic elastomeric ligatures.

***Materials and methods*** For the mechanical test, the elastomeric ligatures were divided into seven groups (n=20 for each group) according to commercial companies. The initial tensile force and the force after immersion in distilled water for 1, 7 and 28 days of specimens were measured by Lloyd Universal Testing Machine with the method modified form ISO 21606. For the surface hardness test, 10 specimens from each group were measured for the initial surface hardness by Durometer Shore A. They were then immersed in distilled water for 1, 7, and 28 days and measured for the surface hardness again at each time period. In the case of color staining resistance test, the specimens were immersed in tea or coffee solution for 1 hour and 1 day and the different color value (ΔE) was measured by spectrophotometer at each time interval. One way ANOVA and Bonferroni multiple comparisons were used to analyze the data from the tensile force and the surface hardness tests.

***Results*** The results showed that the tensile force of elastomeric ligatures of all groups after immersion in distilled water for 1, 7, and 28 days was significantly lower than the initial force ($p < 0.05$). The force was 40-60% decreased after 1 day of water immersion. The tensile force was not significantly different ($p > 0.05$) when compared among the specimens immersed in the distilled water at different time periods. The surface hardness Shore A of all groups was not significantly different ($p > 0.05$) at every immersion time. For the color staining resistance, the specimens showed the difference color value (ΔE) higher than 3.3 after 1 hour of immersion in tea or coffee solution.

***Conclusion*** The tensile force of the elastomeric ligature was decreased after 1 day of immersion in distilled water and the surface hardness of specimens was not altered at every immersion time. In addition, the specimens demonstrated the color change after 1 hour of immersion in tea or coffee solution.

(CU Dent J. 2009;32:11-22)

***Key words***: *color staining resistance; elastomeric ligature; surface hardness Shore A; tensile force*