



แรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร็กเกต เหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดด้วยอีลาสโตเมอร์ ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์

วรินทรา อุดตมะปัญญา ท.บ. (เกียรตินิยม)¹

วัชระ เพชรคุปต์ ท.บ., Dip. In Orthodontics (Bergen), อ.ท. (ทันตกรรมจัดฟัน)²

นุชนาฏ ณ ระนอง Ph.D.³

¹นิสิตบัณฑิตศึกษา ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

²ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

³สำนักวิจัยและพัฒนาวิทยาการหลังการเก็บเกี่ยวและแปรรูปผลิตผลการเกษตร กระทรวงเกษตรและสหกรณ์

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ เพื่อเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตรที่มีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน 3 แบบ

วัสดุและวิธีการ นำลวดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีหน้าตัดขนาด 0.016 x 0.022 นิ้วมาเคลื่อนผ่านร่องของแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมชนิดเอดจ์ไวส์มาตรฐานสำหรับฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งที่มีร่องขนาด 0.018 x 0.025 นิ้ว โดยมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตร ได้แก่ สูตรที่ไม่มีซิลิกา มีซิลิการ้อยละ 30 มีซิลิการ้อยละ 45 และมีซิลิการ้อยละ 55 โดยแต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัดของวงยางแบ่งเป็น 3 แบบ ได้แก่ หน้าตัดวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยม บันทึกขนาดแรงเสียดทานสถิตโดยใช้เครื่องซิมดิสยูนิเวอร์แซลทดสอบดึงมาขึ้น แล้วทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทิศทางเดียวของค่าเฉลี่ยและเปรียบเทียบแบบพหุคูณของค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตด้วยการวิเคราะห์แทมเฮนที่ระดับความเชื่อมั่น 0.05

ผลการศึกษา เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์สูตรที่ไม่มีซิลิกาให้ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตน้อยที่สุด รองลงมาเป็นสูตรที่มีซิลิการ้อยละ 30 ร้อยละ 45 และร้อยละ 55 ตามลำดับ และสำหรับรูปร่างหน้าตัดของยางพบว่า ยางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลมให้ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตน้อยที่สุดตามด้วยหน้าตัดรูปวงรีและสี่เหลี่ยมตามลำดับ โดยทุกกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ยกเว้นระหว่างกลุ่มที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี

สรุป แรงเสียดทานสถิตเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมัลลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติ อีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมของซิลิกาที่เพิ่มขึ้น และรูปร่างหน้าตัดของวงยางมีผลต่อแรงเสียดทานสถิต โดยยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมทำให้เกิดแรงเสียดทานสถิตมากกว่าวงรีและวงกลมอย่างมีนัยสำคัญ แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่มที่มีมัลลวดด้วยยางรูปร่างหน้าตัดวงรี และวงกลม

(ว ทนต จุฬาฯ 2556;36:21-30)

คำสำคัญ: แบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม; ยางธรรมชาติอีพอกไซด์; ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์; แรงเสียดทานสถิต; ลวดเหล็กกล้าไร้สนิม

บทนำ

การเคลื่อนที่ของฟันทางทันตกรรมจัดฟันควรมีการใช้แรงที่มีขนาดเหมาะสม เพื่อให้การเคลื่อนที่ของฟันเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ รวดเร็ว โดยไม่ทำให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อปริทันต์โดยรอบ¹⁻³ กลวิธีในการเคลื่อนที่ของฟันในทางทันตกรรมจัดฟันวิธีหนึ่งที่ยอมรับใช้ คือ การเคลื่อนที่แบบเลื่อนไถล โดยฟันที่ถูกยึดกับติดกับแบร็กเกตจะเคลื่อนไถลไปตามลวดโค้ง เมื่อได้รับแรงกระทำที่เหมาะสม แต่วิธีนี้มีข้อด้อยคือ มีแรงส่วนหนึ่งสูญเสียไปเนื่องจากแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดกับร่องของแบร็กเกตขณะที่ฟันมีการเคลื่อนที่ ดังนั้นแรงจัดฟันที่ทันตแพทย์ให้ต้องมากกว่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตเท่านั้น ฟันจึงจะมีการเคลื่อนที่ได้³⁻⁵ ซึ่งแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นนี้จะส่งผลให้การเคลื่อนที่ช้าลง และต้องการหลักยึดเพิ่มมากขึ้น ถ้ามีแรงเสียดทานมากอาจทำให้ต้องพิจารณาเพิ่มแรงในการเคลื่อนที่มากขึ้นเช่นกัน แต่แรงที่มากเกินไปย่อมทำให้เกิดความเสียหายต่ออวัยวะปริทันต์ และทำให้แรงนั้นกลายเป็นแรงที่เหมาะสมต่อการเคลื่อนที่ที่เป็นหลักยึดแทน ทำให้เกิดการสูญเสียหลักยึดและส่งผลเสียต่อการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันได้^{3,5-8}

แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในการเคลื่อนที่แบบเลื่อนไถลแบ่งออกได้เป็น 2 ลักษณะ ได้แก่ แรงเสียดทานสถิต (static friction) และแรงเสียดทานจลน์ (kinetic friction)^{4,9} แรงเสียดทานสถิตเป็นแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นเมื่อมีการสัมผัสกันของแบร็กเกตกับลวดขณะที่ยังหยุดนิ่งอยู่กับที่โดยแรงเสียดทานสถิตจะต้านไม่ให้ลวดเคลื่อนที่ผ่านร่องของแบร็กเกต ซึ่งแรงนี้จะมีค่าสูงสุดเมื่อวัตถุกำลังจะเคลื่อนที่ ส่วนแรงเสียดทานจลน์เป็นแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในขณะที่ลวดเลื่อนไถลผ่านร่องของแบร็กเกตด้วยความเร็วคงที่ และเกิดขึ้นตลอดเวลาที่ลวดมีการสัมผัสกับแบร็กเกต ซึ่งแรงเสียดทานจลน์นี้จะมีค่าน้อยกว่าแรงเสียดทานสถิตเสมอ¹⁰ ในทางปฏิบัติ การเคลื่อนที่

ของฟันด้วยลวดทางทันตกรรมจัดฟันมิได้เป็นการเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่องโดยตลอด แต่เป็นการเคลื่อนที่สลับหยุดพักเป็นช่วงสั้น ๆ ดังนั้นจึงเชื่อว่าแรงเสียดทานสถิตมีบทบาทสำคัญกว่าแรงเสียดทานจลน์ เนื่องด้วยแรงจัดฟันที่ทันตแพทย์ให้จำเป็นต้องมากกว่าแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเกตทุกครั้ง ฟันจึงจะมีการเคลื่อนที่ได้^{7,9}

ขนาดของแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำลวดและแบร็กเกต^{5-7,9,11-13} ขนาดของลวดและแบร็กเกต^{5,6,9,12-14} มุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกต^{9,14,15} ระยะห่างระหว่างแบร็กเกต¹⁶ สภาพในช่องปาก^{14,16} เป็นต้น นอกจากนี้ลักษณะ วิธีการและวัสดุที่ใช้ในการมัดลวดเข้ากับแบร็กเกตก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นจากการศึกษาที่ผ่านมาส่วนใหญ่พบว่ากรรมวิธีมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จะเกิดแรงเสียดทานที่มากกว่ากรรมวิธีมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม^{17,18} ซึ่งแตกต่างจากบางรายงานการศึกษาที่พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเกิดขึ้นระหว่างการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์และลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม⁹ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับแรงที่ทันตแพทย์ใช้ในการมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม นอกจากนี้ยังมีการศึกษาที่กล่าวถึงการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางที่แตกต่างกันจะส่งผลต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น¹⁹

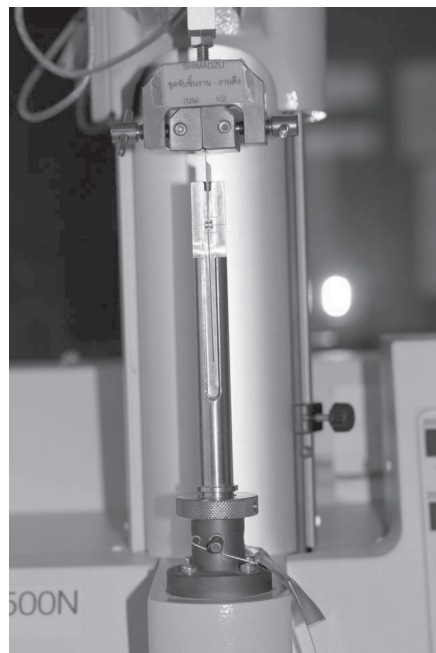
เนื่องจากความสะดวกสบายในการใช้ การประหยัดเวลา และค่าใช้จ่ายทำให้การใช้ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกตยังคงเป็นที่นิยม และในประเทศไทยมีทรัพยากรทางธรรมชาติมากมาย หนึ่งในนั้นคือยางธรรมชาติ จึงมีผู้เริ่มทำการผลิตยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ซึ่งทำจากยางธรรมชาติที่นำมาปรับโครงสร้างโดยใช้สารเคมีจำพวกกรดเปอร์ออกไซด์ และมีการศึกษาถึงคุณสมบัติของยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์

ธรรมชาติอ็อกไซด์นี้ จากผลการศึกษาพบว่าสามารถนำยางธรรมชาตินี้มาพัฒนา และประยุกต์ใช้ในงานทางทันตกรรมจัดฟันได้²⁰ อย่างไรก็ตามไม่เคยมีผู้ทำการทดลองในแง่ของสูตรผสมทางเคมีของยางธรรมชาติอ็อกไซด์ที่มีปริมาณซิลิกาในส่วนผสมที่แตกต่างกัน และรูปร่างหน้าตัดของวงยางจะส่งผลต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเกตหรือไม่ในการศึกษาครั้งนี้จึงได้นำยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอ็อกไซด์ 4 สูตรที่มีรูปร่างหน้าตัดที่แตกต่างกัน³ แบบมาศึกษาเพื่อเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม

วัสดุและวิธีการ

นำลวดเหล็กกล้าไร้สนิมยี่ห้อออสมโกโคออปอเรชั่น (Ormco Corporation, USA) ที่มีหน้าตัดขนาด 0.016 x 0.022 นิ้ว มาเคลื่อนผ่านร่องของแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมชนิดเอดจ์ไวส์มาตรฐานสำหรับฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งยี่ห้อไดนาล็อก (Dyna-lock™ Bracket, 3M Unitek, USA) ที่มีร่องขนาด 0.018 x 0.025 นิ้ว โดยมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอ็อกไซด์ 4 สูตร ได้แก่ สูตรที่ไม่มีซิลิกา

สูตรที่มีซิลิการ้อยละ 30 สูตรที่มีซิลิการ้อยละ 45 และสูตรที่มีซิลิการ้อยละ 55 โดยแต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัดของวงยางแบ่งเป็น 3 แบบ ได้แก่ หน้าตัดวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยมรวมเป็น 12 กลุ่ม กลุ่มละ 30 ตัวอย่าง รวมทั้งหมด 360 ตัวอย่าง มาทดสอบหาขนาดแรงเสียดทานสถิตโดยใช้เครื่องชั่งมิติยูนิเวอร์แซลเทสติงมาชีน โดยนำแบร็กเกตมายึดอยู่บนแท่งโลหะที่ใช้เพื่อช่วยกำหนดตำแหน่งของแบร็กเกต ยึดแท่งโลหะที่มีแบร็กเกตเข้ากับส่วนฟิกเฮด (fix head) ของเครื่องชั่งมิติยูนิเวอร์แซลเทสติงมาชีนรุ่นอีแซด (Shimadzu Universal Testing Machine, EZ Test EZ-L/EZ-s Series) แล้วนำลวดเหล็กกล้าไร้สนิมมายึดกับส่วนครอสเฮด (cross head) ของเครื่องทดสอบ เมื่อได้ตำแหน่งที่มีมุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตเป็น 0 องศาแล้วจึงมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติทั้ง 12 กลุ่ม (รูปที่ 1) จากนั้นจึงเริ่มดึงลวดผ่านร่องของแบร็กเกตโดยใช้ตุ้มน้ำหนักขนาด 50 นิวตัน ความเร็ว 0.1 มิลลิเมตร/นาที เป็นเวลา 5 นาที รวมได้ระยะทาง 0.5 มิลลิเมตร การแปลผลแรงเสียดทานสถิตทำได้โดยประเมินจากรูปแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่ใช้ในการดึงกับระยะทางที่แบร็กเกตเคลื่อนไป เมื่อเส้นกราฟที่เกิดจากแรงดึงเพิ่มขึ้นจนถึงจุดสูงสุดของเส้นกราฟจุด



รูปที่ 1 ความสัมพันธ์ของลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมขณะทำการทดลองโดยเครื่องชั่งมิติยูนิเวอร์แซลเทสติงมาชีน

Fig. 1 Relationship between a stainless steel wire and bracket while testing with the Shimadzu Universal Testing Machine

แรกก่อนที่จะมีการลดลงหรือคงที่ของเส้นกราฟโดยที่จุดสูงสุดนี้แรงที่อ่านได้ คือ ค่าแรงเสียดทานสถิตมีหน่วยเป็นนิวตัน ทำการบันทึกผลจนครบทุกกลุ่ม และทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยวิธีโคลโมโกรอฟสเมอนอฟ (Kolmogorov-Smirnov method) จากนั้นจึงนำผลการทดสอบมาทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทิศทางเดียวของค่าเฉลี่ย (one-way ANOVA) และทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบบราวน์ฟอร์ซิท (Brown-Forsyth) จากการทดสอบพบว่าค่าความแปรปรวนของข้อมูลแต่ละกลุ่มมีค่าไม่เท่ากัน จึงนำข้อมูลมาวิเคราะห์ทางสถิติเพื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติการเปรียบเทียบแบบพหุคูณ (multiple comparison test) ด้วยวิธีแทมเฮนทีทู (Tamhane's T2) โดยการวิเคราะห์ทางสถิติทั้งหมดกำหนดให้มีระดับนัยสำคัญ 0.05

ผลการศึกษา

เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจาก

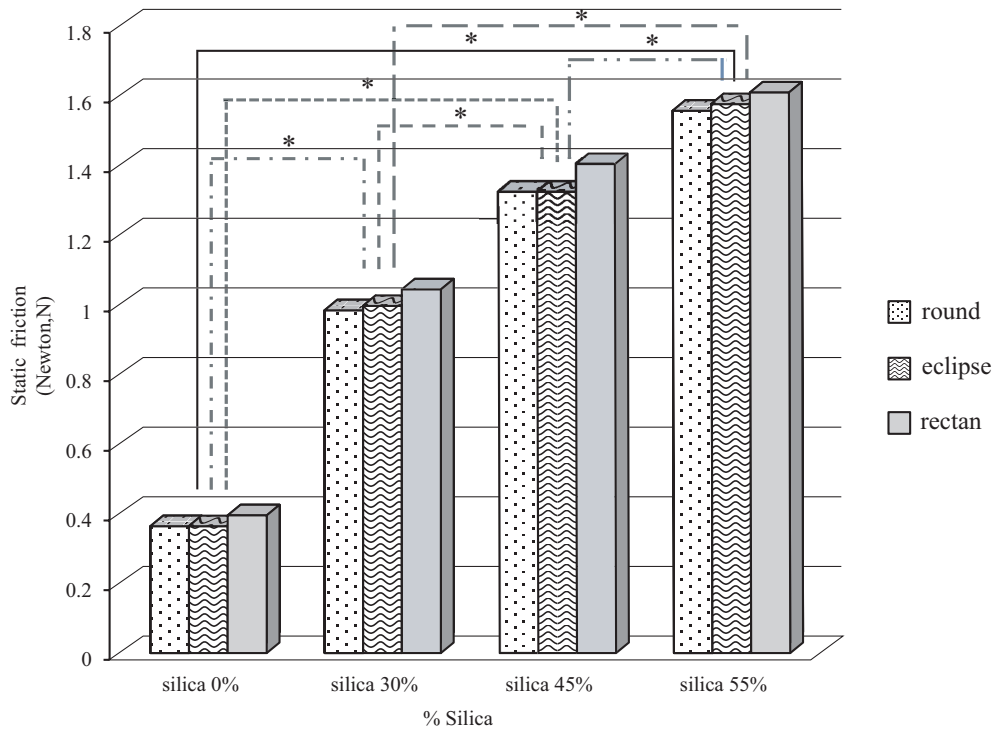
ยางธรรมชาติอีพอกไซด์ทั้ง 4 สูตรพบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตมีค่าเพิ่มสูงขึ้น เมื่อมีปริมาณของซิลิกาในส่วนผสมของยางที่มากขึ้น โดยสามารถเรียงลำดับค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตจากน้อยไปหามากได้ดังนี้ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์สูตรที่ไม่มีส่วนผสมของซิลิกาสูตรที่มีซิลิการ้อยละ 30 สูตรที่มีซิลิการ้อยละ 45 และสูตรที่มีซิลิการ้อยละ 55 ตามลำดับ โดยเมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติพบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ของค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตเมื่อมัดลวดด้วยยางทั้ง 4 สูตร

เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน 3 แบบพบว่า ยางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลมให้ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตน้อยที่สุด ตามด้วยหน้าตัดรูปวงรีและสี่เหลี่ยมตามลำดับ โดยทุกกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ยกเว้นระหว่างกลุ่มที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลมและวงรี (ตารางที่ 1 และ รูปที่ 2)

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุด และค่าสูงสุดของแรงเสียดทานสถิต

Table 1 Mean, standard deviation, minimum and maximum of static frictional force

Group	Mean	Standard deviation	Minimum	Maximum
1	0.365	0.028	0.323	0.410
2	0.370	0.025	0.307	0.410
3	0.396	0.0273	0.359	0.490
4	0.984	0.033	0.912	1.067
5	1.002	0.032	0.956	1.099
6	1.050	0.057	0.980	1.171
7	1.326	0.018	1.297	1.359
8	1.328	0.018	1.299	1.359
9	1.409	0.013	1.388	1.429
10	1.558	0.068	1.373	1.643
11	1.578	0.034	1.503	1.637
12	1.612	0.020	1.583	1.673



*statistically significant level of 0.05

รูปที่ 2 การเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์อีพอกไซด์ 4 สูตร ที่มีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน 3 แบบ

Fig. 2 Comparison of the static friction between stainless steel wire and bracket ligated with elastomeric ligature fabricated from 4 formulations of epoxidized natural rubber with 3 different cross section configurations.

วิจารณ์

การวิจัยในครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์อีพอกไซด์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตร ได้แก่ สูตรที่ไม่มีซิลิกาเป็นส่วนผสม สูตรที่มีซิลิกาเป็นส่วนผสมร้อยละ 30 สูตรที่มีซิลิกาเป็นส่วนผสมร้อยละ 45 และสูตรที่มีซิลิกาเป็นส่วนผสมร้อยละ 55 และแต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัด 3 แบบ ได้แก่ รูปร่างหน้าตัดวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยม

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้เลือกใช้ยางอีลาสโตเมอร์อีพอกไซด์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ เนื่องจากยางธรรมชาติเป็นโพลีเมอร์ชนิดหนึ่งที่มีสมบัติเด่นหลายประการที่วัสดุอื่นไม่สามารถเทียบเคียงได้ โดยเฉพาะสมบัติความยืดหยุ่น (elasticity) คือ เมื่อให้แรงดึงยางจะสามารถยืดตัวได้หลายเท่าของความยาวเดิม และเมื่อปล่อยแรงออกยางก็จะกลับคืนสู่รูปร่างและความยาวเดิม²¹ ยางธรรมชาติถูกนำไปใช้ในการผลิต

ผลิตภัณฑ์ต่างๆ มากมาย แต่ยางธรรมชาติก็มีข้อเสียหลัก คือ การเสื่อมสภาพเร็วภายใต้แสงแดด ออกซิเจน โอโซน และความชื้น เนื่องจากโมเลกุลของยางธรรมชาติมีพันธะคู่ (double bond) อยู่มาก ทำให้ยางไวต่อการทำปฏิกิริยากับออกซิเจนและโอโซนโดยมีแสงแดด และความชื้นเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ดังนั้นในระหว่างการผลิตผลิตภัณฑ์จึงต้องมีการเติมสารเคมีบางชนิด (สารในกลุ่มของ antide-gradants) เพื่อยืดอายุการใช้งาน นอกจากนี้ยางธรรมชาติยังมีประสิทธิภาพการทนต่อสารละลายไม่มีขี้ น้ำมันและสารเคมีต่ำ จึงได้มีการนำยางธรรมชาติมาปรับโครงสร้างโดยใช้สารเคมีจำพวกกรดเปอร์ออกซี (peroxy acid) เรียกว่า ยางธรรมชาติอีพอกไซด์ (ENR) โดยมีการผลิตขึ้นเพื่อปรับปรุงสมบัติบางประการของยางธรรมชาติให้ดีขึ้น เช่น ทำให้ยางมีความเป็นขี้มากขึ้น สามารถทนต่อน้ำมันและตัวทำละลายที่ไม่มีขี้ได้ดีขึ้น สามารถทนต่อโอโซนและการซึมผ่านของอากาศได้ดี เพราะพันธะคู่ในโครงสร้างยางธรรมชาติมีปริมาณน้อยลง²¹

จึงสามารถนำมาประยุกต์เป็นอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ใช้ในงานทันตกรรมจัดฟันได้ เนื่องจากคุณสมบัติที่ต้องการของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ คือสามารถยืดเส้นลวดจัดฟันให้อยู่ในร่องของแบร็กเกต มีความยืดหยุ่นเพียงพอในการถอดใส่ขณะใช้งาน ก่อให้เกิดแรงเสียดทานที่เหมาะสมระหว่างลวดและแบร็กเกตขณะที่ฟันมีการเคลื่อนที่ไม่เกิดการเสื่อมสลายเมื่อสัมผัสกับน้ำ น้ำลาย น้ำมัน กรด หรือด่าง และอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงจากอาหาร เครื่องดื่มที่รับประทาน ไม่เป็นที่ยึดเกาะของเศษอาหารและคราบจุลินทรีย์ เข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อในช่องปาก^{22,23} และในการศึกษานี้เลือกทดสอบยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีปริมาณของสารตัวเติมซิลิกาที่แตกต่างกัน สารตัวเติมมีอยู่ด้วยกันอยู่หลากหลายชนิด ชนิดที่ใช้กันอย่างกว้างขวางในอุตสาหกรรมยาง ได้แก่ สารตัวเติมจำพวกเขม่าดำและซิลิกา เขม่าดำเป็นสารตัวเติมที่ถูกนำมาใช้เพื่อเสริมแรงมากที่สุดในโรงงานอุตสาหกรรม^{24,25} แต่เนื่องจากเขม่าดำเป็นสารตัวเติมที่มีสีดำ จึงทำให้ผลิตภัณฑ์ที่ได้มีสีดำเช่นเดียวกัน ดังนั้นในการผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์การเลือกใช้สารตัวเติมซิลิกาจึงเป็นการเหมาะสมกว่า โดยสารตัวเติมซิลิกามีลักษณะเป็นอนุภาคของแข็งขนาดเล็กที่ถูกเติมลงไปในช่วงเพื่อวัตถุประสงค์หลายอย่าง ได้แก่ เป็นสารเพิ่มความแข็งแรงในยาง เพิ่มความต้านทานต่อแรงดึง การสึกหรอ และการฉีกขาดของยาง²⁴ รวมทั้งยังช่วยลดต้นทุนในการผลิต เนื่องจากสารตัวเติมส่วนใหญ่มีราคาถูกกว่ายางธรรมชาติ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการใส่สารตัวเติมซิลิกาเข้าไปในอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์มากขึ้น จะส่งผลให้อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์มีความต้านทานต่อแรงดึงที่สูงขึ้น มีความแข็งผิวแบบชอร์โอมมากขึ้น²⁰ ทั้งนี้เนื่องจากปริมาณของอนุภาคซิลิกาที่เพิ่มมากขึ้น ในขณะที่มีเนื้อยางในปริมาณเท่าเดิม ความหนาแน่นของวงยางจึงเพิ่มมากขึ้น ส่งผลให้ยางมีความแข็งผิวแบบกระด้างมากขึ้น และความลื่นของเนื้อยางบริเวณพื้นผิวลดลงมีความขรุขระมากขึ้น พื้นผิวที่มีความขรุขระมากกว่าย่อมส่งผลให้มีแรงเสียดทานสูงขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาในครั้งนี้ เมื่อพิจารณาสูตรผสมทางเคมีของยางธรรมชาติอีพอกไซด์ทั้ง 4 สูตรพบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมที่เกิดขึ้นมีความแตกต่างกัน โดยมีค่าเรียงลำดับจากน้อยไปมากดังนี้ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่ไม่มีส่วนผสมของซิลิกา (0.38 นิวตัน) อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมของซิลิการ้อยละ 30 (1.01 นิวตัน)

อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมของซิลิการ้อยละ 45 (1.35 นิวตัน) และอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมของซิลิการ้อยละ 55 (1.58 นิวตัน) ซึ่งเมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติพบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ทั้ง 4 สูตรมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

นอกจากนี้ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ยังได้ทดสอบในเรื่องของรูปร่างหน้าตัดของยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่แตกต่างกัน เนื่องจากการศึกษาวิจัยในลักษณะนี้พบได้น้อย การศึกษาส่วนใหญ่ของยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จะเป็นการศึกษาเกี่ยวกับการสูญเสียแรงในระยะแรกหลังการใช้งาน การใส่สี การใส่ฟลูออไรด์ รวมถึงเส้นผ่าศูนย์กลางที่แตกต่างกัน⁹

จากการศึกษาในครั้งนี้ เมื่อพิจารณารูปร่างหน้าตัดของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่แตกต่างกัน 3 แบบ พบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างรูปร่างหน้าตัดทั้ง 3 แบบ มีความแตกต่างกัน โดยเรียงลำดับจากน้อยไปมากได้ดังนี้ รูปร่างหน้าตัดวงกลม รูปร่างหน้าตัดวงรี และรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม โดยเมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตของทุกกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ยกเว้นระหว่างที่กลุ่มที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี ซึ่งผลการศึกษานี้สอดคล้องกับการศึกษาของ Griffiths และคณะที่ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร็กเกต 3 ชนิด ได้แก่ (1) แบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม (2) เซลฟีโลเคตติ้งแบร็กเกตในรูปแบบที่ปิดบานเลื่อนและเปิดบานเลื่อน และ (3) แบร็กเกตเซรามิก เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ 3 แบบ ได้แก่ (1) ซุปเปอร์สลิก (Super Slick, TP Orthodontics, LaPorte, Ind) ซึ่งเป็นอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่มีการเคลือบสารหล่อลื่นโพลีเมอร์ (polymeric-coated) (2) อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และ (3) อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม ผลการศึกษาพบว่าเซลฟีโลเคตติ้งแบร็กเกตก่อให้เกิดแรงเสียดทานน้อยที่สุด รองลงมา คือการมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม ซุปเปอร์สลิก และอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม ตามลำดับ โดยพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในทุกกลุ่มการทดลอง²⁶ เช่นเดียวกับ Dowling

และคณะฯ ซึ่งได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นเมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ 5 ชนิด ได้แก่ (1) ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดวงกลมสี่เหลี่ยม (2) ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดวงกลมสี่เหลี่ยม (3) ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดวงกลมสี่เหลี่ยม (4) ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดวงกลมสี่เหลี่ยม และเคลือบด้วยฟลูออไรด์ และ (5) ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม สี่เหลี่ยม โดย 4 แบบแรกเกิดจากการผลิตโดยการฉีดเข้าไปในแบบหล่อ (injection moulding) จึงทำให้เกิดยางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม ส่วนแบบสุดท้ายเกิดจากการผลิตโดยการตัดจากหลอดยางอีลาสโตเมอร์ (die-punching) ซึ่งทำให้ได้ยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม สี่เหลี่ยม จากการศึกษาค้นคว้ายางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม สี่เหลี่ยม ให้ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตมากที่สุดอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับกลุ่มอื่น ๆ²⁷ ทั้งนี้อาจเกิดจากวงยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมจะมีพื้นที่ผิวสัมผัสที่มากกว่า และมีบริเวณที่เป็นเหลี่ยมมุม ซึ่งทำให้มีค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานสถิตมากกว่า⁴ ส่งผลให้วงยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมมีค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตสูงสุด เมื่อเทียบกับวงยางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี

สรุป

เมื่อพิจารณาปริมาณสารตัวเติมซิลิกาในอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์พบว่าแรงเสียดทานสถิตเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมของซิลิกาที่มากขึ้น และเมื่อพิจารณารูปร่างหน้าตัดของวงยาง พบว่ามีผลต่อแรงเสียดทานสถิต โดยยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมทำให้เกิดแรงเสียดทานสถิตมากกว่าวงรีและวงกลมอย่างมีนัยสำคัญ แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่มที่มัดลวดด้วยยางรูปร่างหน้าตัดวงรีและวงกลมการศึกษาในครั้งนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการซึ่งกระทำภายนอกช่องปากทำให้ไม่สามารถครอบคลุมปัจจัยทางชีวภาพมากมาย อาทิเช่น น้ำลาย สภาพความเป็นกรด-ด่าง ช่วงอุณหภูมิในช่องปากที่แปรเปลี่ยนตามอาหารที่รับประทาน แรงบดเคี้ยวผลิตภัณฑ์ทำความสะอาดช่องปากที่ผู้ป่วยใช้ เป็นต้น ดังนั้นการวิจัยนี้ใช้เพียงแนวทางในการศึกษาคุณสมบัติของยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ แต่ยังไม่สามารถนำไปอ้างอิงถึงสภาพการใช้งานจริงในช่องปากได้อย่างสมบูรณ์ จึงควรที่จะมีการศึกษาต่อไปในสภาวะที่ใช้งานจริงในช่องปากผู้ป่วย

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับทุนอุดหนุนวิทยานิพนธ์สำหรับนิสิตประจำปีงบประมาณ 2555 ขอขอบพระคุณ อาจารย์ ไพพรรณ พิทยานนท์ ที่ช่วยให้คำปรึกษาทางด้านสถิติและการวิเคราะห์ข้อมูลในงานวิจัยครั้งนี้ ขอขอบคุณ บริษัท ทันตสยาม วิสาหกิจ จำกัด บริษัท แอคคอร์ดี คอร์ปอเรชั่น จำกัด และสถาบันวิจัยยาง กรมวิชาการเกษตร ที่ให้การสนับสนุนเครื่องมือและวัสดุที่ใช้ในการศึกษา ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ความร่วมมือและให้คำปรึกษาในการใช้เครื่องมือทดสอบต่างๆ ในการศึกษาครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

- Schwarz AM. Tissue changes incidental to tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1932;18:331-52.
- Storey E, Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust Dent J.* 1952; 56:11-8.
- Rossouw PE. Friction: an overview. *Semin Orthod.* 2003;9:218-22.
- Besancon RM. The encyclopedia of physics. 3rd ed. New York: Van Nostrand Reinhold, 1985:497-9.
- Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG Jr, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990; 98:117-26.
- Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:397-404.
- Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1992;26:425-32.
- Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and arch wires. *Br J Orthod.* 1995;22:145-53.

9. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistance between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod.* 1980;78:593–609.
10. Sheppard SD, Tongue BH. Center of Mass, Center of Gravity, and the Centroid. In: Hayton J, Hong S, Malinowski S, MacMillan J, editors. *Statics: Analysis and design of systems in equilibrium.* New York: Wiley, 2005:362–8.
11. Proffit WR. Contemporary orthodontic appliances. In: Dolan J, Nebel J, editors. *Contemporary orthodontics.* 4th ed. St. Louis: Mosby, 2000:418–20.
12. Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Semin Orthod.* 2003;9:262–80.
13. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod.* 1993;15:377–85.
14. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:295–305.
15. Nanda R. *Biomechanics in clinical orthodontics.* Philadelphia: Saunders, 1996:188–217.
16. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod.* 1999;21:199–208.
17. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123:416–22.
18. Thorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 2003; 73:418–30.
19. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle Orthod.* 2005;75: 421–5.
20. Sriamporn T. Physical–mechanical properties and biocompatibility of orthodontic elastomeric ligature fabricated from epoxidized natural rubber. *CU Dent J.* 2009;32:11–22.
21. Kovuttikulrangsie S, Khongkot T. Natural rubber latex blended polystyrene emulsion for dipping products: preparation and properties. *Songklanakarin J Sci Technol.* 2004;26:577–93.
22. Brantley WA, Eliades G, Eliades T, Watts DC. Elastomeric ligatures and chains. In: Brantley WA, Eliades T, Litsky A, editors. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects.* New York: Thieme, 2001:174–8.
23. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Angle Orthod.* 2007;77: 681–7.
24. Hofmann W. *Rubber technology handbook.* Munich: Hanser, 1989:496–508.
25. Phetphaisit CW, Ploypardup S, Tepkit P. Effects of modified liquid natural rubber in black rice husk ash filled natural rubber compound. *NU Science Journal.* 2008;5:92–107.
26. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:670–5.
27. Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sandham JA. An investigation into the behavioral characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Br J Orthod.* 1998;25:197–202.

Static friction between stainless steel wire and bracket ligated with elastomeric ligature fabricated from epoxidized natural rubber

Warintra Udtamapanya D.D.S. (Hons)¹

Vachara Phetcharakupt D.D.S., Dip. In Orthodontics (Bergen), Thai Board of Orthodontics²

Nushanad Na Ranong Ph.D.³

¹Graduate student, Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

²Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

³Postharvest and Processing Research and Development Office, Ministry of Agriculture and Cooperatives

Abstract

Objective To compare the static frictional forces between stainless steel wire and bracket ligated with elastomeric ligatures fabricated from 4 formulations of epoxidized natural rubber, and 3 different cross section configurations.

Materials and methods The 0.016 x 0.022 inch stainless steel wire was used with the 0.018 x 0.025 inch slot first premolar standard edgewise stainless steel bracket, and ligated with elastomeric ligatures fabricated from 4 formulations of epoxidized natural rubber, which were epoxidized natural rubber without silica, with 30% silica, with 45% silica, and with 55% silica. Each formulation had 3 different cross section configurations, which were round, eclipse and rectangular. The static frictional force was measured by using the Shimadzu Universal Testing Machine. One-way analysis of variance and multiple comparisons with Tamhane's T2 were used to analyze the difference of the static frictional force between groups at the statistically significant level of 0.05

Results Elastomeric ligature fabricated from epoxidized natural rubber without silica group showed the lowest static frictional force followed by the 30% silica, 45% silica, and 55% silica groups respectively. For the cross section configuration, the round groups showed the lowest static frictional force followed by the eclipse and rectangular groups respectively. There were statistically significant differences of static frictional force among all groups at the significance level of 0.05, except for the round and eclipse groups.

Conclusion The static frictional force was significantly greater when the percentage of silica in elastomeric ligature fabricated from epoxidized natural rubber increased. For cross section configuration, the rectangular groups produced significantly higher static frictional force than the eclipse and round groups. However, there was no statistically significant difference between the eclipse and the round groups.

(CU Dent J. 2013;36:21-30)

Key words: *elastomeric ligature; epoxidized natural rubber; stainless steel bracket; stainless steel wire; static frictional force*
