



การเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตระหว่าง แบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวดทาง ทันตกรรมจัดฟันต่างชนิดที่มุมกระทำต่างกัน ในสภาวะเปียก

พรเพชร หรุจิตรวัฒนา ท.บ.¹

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

ปิยารัตน์ อภิวัฒน์กุล ท.บ., ท.ม. (ทันตกรรมจัดฟัน)²

¹นิสิตหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทันตกรรมจัดฟัน ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
²ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ เพื่อเปรียบเทียบขนาดของแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวดในทาง
ทันตกรรมจัดฟัน 4 ชนิด ในน้ำลายเทียมที่อุณหภูมิ 37 ± 1 องศาเซลเซียส เมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและ
ลวดในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางเป็น 0° และ 2° องศา

วัสดุและวิธีการ นำแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมชนิดเอดจ์ไวส์มาตรฐานสำหรับฟันซี่ยาวที่มีร่องขนาด 0.018×0.025 นิ้ว และลวด 4 ชนิดที่มีหน้าตัดขนาด 0.016×0.022 นิ้วเท่ากัน ได้แก่ ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ลวด
นิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงปานกลาง ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงมาก และลวดที่เอ็มเอสี่อันนี้ดิว
มาทดสอบหาขนาดแรงเสียดทานสถิตโดยใช้เครื่องล้อยัตยานิวเวอร์เซลล์ทดสอบมาซึน ทำการวัดเมื่อมุมกระทำระหว่าง
แบร็กเกตและลวดในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางเป็น 0° และ 2° องศาในน้ำลายเทียมที่อุณหภูมิ 37 ± 1 องศาเซลเซียส
จากนั้นเปรียบเทียบขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตและลวด โดยใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสอง
ทางที่ระดับนัยสำคัญ .05

ผลการศึกษา จากการทดสอบความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตและลวดทั้ง 4 ชนิด
พบว่าไม่มีความความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดมีค่าเท่ากัน แต่
จากการวิเคราะห์ลวดแต่ละชนิดเมื่อมุมกระทำแตกต่างกัน พบว่าขนาดแรงเสียดทานสถิตมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อมุมกระทำ
เพิ่มขึ้นในลวดทุกชนิด แต่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของขนาดแรงเสียดทานสถิตเฉพาะเมื่อมุมกระทำเพิ่ม
ขึ้นจาก 0° เป็น 2° องศา (ค่าพี = .004, .028, .002 ตามลำดับ) ยกเว้นในลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมที่ไม่พบความ
แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของขนาดแรงเสียดทานสถิตเมื่อมุมกระทำมีค่าเพิ่มขึ้น

สรุป แรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นในลวดทั้ง 4 ชนิด ไม่มีความแตกต่างกันเมื่อมุกกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเท่ากัน แต่ขนาดแรงเสียดทานสถิตสูงขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมุกกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเพิ่มขึ้นจาก 0 เป็น 2 องศา ยกเว้นในกลุ่มลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม

(จ ทันต จุฬาฯ 2551;31:169-78)

คำสำคัญ: แบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม; มุกกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง; แรงเสียดทานสถิต; ลวดนิกเกิลไทเทเนียม; ลวดเบตาไทเทเนียม; ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม

บทนำ

การเคลื่อนที่ของฟันทางทันตกรรมจัดฟันเกิดจากการให้แรงกระทำที่ฟัน ซึ่งวิธีหนึ่งที่ยอมรับใช้ คือ การเคลื่อนฟันให้เลื่อนไถลไปตามลวดโค้งจัดฟัน (sliding mechanics) โดยการให้แรงที่แบร็กเกต และเมื่อมีการสัมผัสกันระหว่างแบร็กเกตและลวดย่อมต้องมีแรงเสียดทานเกิดขึ้น¹ ซึ่งแรงเสียดทานที่มากเกินไปจะทำให้ฟันที่ต้องการให้เคลื่อน (moving unit) มีการเคลื่อนที่ได้ยาก ส่งผลให้ทันตแพทย์ต้องเพิ่มขนาดของแรงกระทำ จนอาจทำให้แรงนั้นกลายเป็นแรงที่เหมาะสม (optimal force) สำหรับฟันที่เป็นหลักยึด (anchored unit) มากกว่า ทำให้เกิดการสูญเสียหลักยึด (loss of anchorage) และเกิดผลเสียต่อการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันได้

แรงเสียดทานแบ่งเป็น 2 ชนิด² ได้แก่ แรงเสียดทานสถิต (static frictional force) และแรงเสียดทานจลน์ (kinetic frictional force) โดยแรงเสียดทานสถิตเป็นแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างพื้นผิวทั้งสองของวัตถุที่สัมผัสกัน แต่ยังไม่เกิดการเคลื่อนที่ผ่านกันของพื้นผิวทั้งสอง ซึ่งจะมีความสูงสุดเมื่อวัตถุกำลังจะเคลื่อนที่ ส่วนแรงเสียดทานจลน์เป็นแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นขณะพื้นผิวหนึ่งเคลื่อนที่บนอีกพื้นผิวหนึ่งด้วยอัตราเร็วคงตัว ซึ่งโดยปกติมักมีค่าต่ำกว่าแรงเสียดทานสถิตเล็กน้อย

ขนาดแรงเสียดทานระหว่างแบร็กเกตและลวดขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย^{1,3} เช่น ชนิดของวัสดุ ขนาดแบร็กเกต ขนาดลวด ระยะระหว่างแบร็กเกต (interbracket span) และวิธีมัดลวดโค้งเข้ากับแบร็กเกต นอกจากนี้สภาพในช่องปากก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อขนาดแรงเสียดทาน เนื่องจากการศึกษาของ Kusy และคณะ⁴ พบว่า แรงเสียดทานระหว่างแบร็กเกตและลวดลดลงในสภาวะที่มีน้ำลายเมื่อเทียบกับสภาวะแห้ง

จากการศึกษาหลายเรื่องพบว่า แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีขนาดน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับแรงเสียดทานระหว่างแบร็กเกตและลวดชนิดอื่นที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟัน^{3,5-7} แต่ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีข้อเสียที่สำคัญ คือ มีความแข็งตึง (stiffness) สูง การคืนตัวกลับ (springback) ต่ำ⁸ เมื่อลวดเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างจะก่อให้เกิดแรงกระทำต่อตัวฟันอย่างมาก ด้วยเหตุนี้จึงจำเป็นต้องใช้ลวดชนิดอื่น ๆ ร่วมด้วยในการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน

ลวดนิกเกิลไทเทเนียม (nickel-titanium) และลวดเบตาไทเทเนียม (beta-titanium) เป็นลวดที่ได้รับความนิยมมากในทางทันตกรรมจัดฟัน เนื่องจากลวดทั้ง 2 ชนิดเป็นลวดที่มีการคืนตัวกลับสูง ให้แรงเบาค่อนข้างคงที่และต่อเนื่อง นอกจากนี้ลวดเบตาไทเทเนียมยังสามารถดัดเป็นรูปร่างได้ดี มีความแข็งตึงปานกลาง เชื่อมด้วยไฟฟ้าได้ และที่สำคัญคือ ไม่มีส่วนประกอบของนิกเกิล ทำให้สามารถใช้ในผู้ป่วยที่แพ้ นิกเกิล⁹ อย่างไรก็ตามลวด 2 ชนิดนี้มีข้อเสียที่สำคัญ คือ มีแรงเสียดทานมากเมื่อสัมผัสกับแบร็กเกต จึงมีการพัฒนาเพื่อลดข้อด้อยเรื่องแรงเสียดทานของลวด 2 ชนิดนี้โดยการปรับปรุงผิวหน้าเพื่อลดแรงเสียดทาน¹⁰⁻¹² ในขณะที่ยังคงคุณสมบัติที่ดีส่วนอื่นไว้

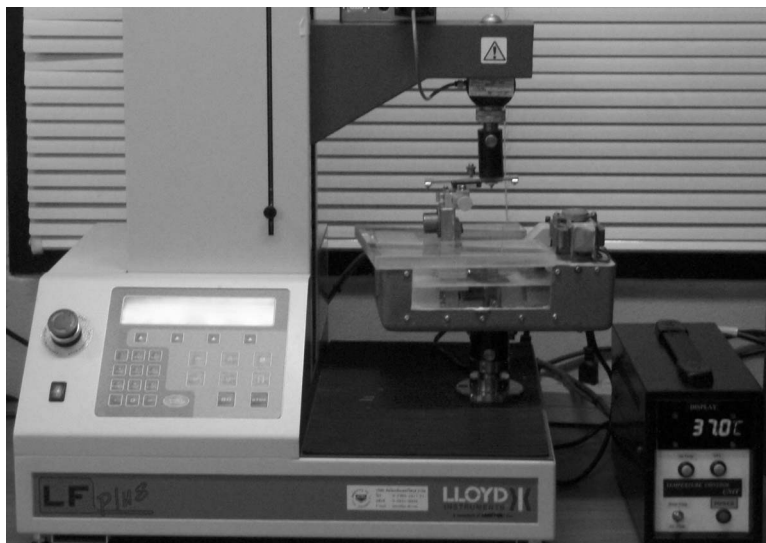
อย่างไรก็ตามการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตและลวดต่างชนิดที่ได้รับการปรับปรุงผิวหน้ายังไม่มากพอ การศึกษาดังนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวดในทางทันตกรรมจัดฟัน 4 ชนิด คือ ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม และลวดนิกเกิลไทเทเนียม ลวดเบตาไทเทเนียมที่ผ่านการปรับปรุงผิวหน้า ได้แก่ ลวดเซนต์ลอยแรงปานกลาง ลวดเซนต์ลอยแรงมาก และลวดทีเอ็มเอ

สีฮันนีดีว เมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดในแนว ไกลกลาง-ไกลกลางเป็น 0 1 และ 2 องศาในน้ำลายเทียมที่มีการควบคุมอุณหภูมิในช่วง 37 ± 1 องศาเซลเซียสเพื่อเลียนแบบสภาพช่องปาก

วัสดุและวิธีการ

นำแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมชนิดเอดจ์โวลส์มาตรฐานสำหรับฟันเขี้ยวรุ่นไดนาล็อก (Dyna-lock™ Brackets, 3M Unitek, USA) 120 ตัว และลวดในทางทันตกรรมจัดฟัน 4 ชนิดที่มีหน้าตัดสี่เหลี่ยมขนาด 0.016×0.022 นิ้ว ได้แก่ ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม (stainless steel straight length, G&H, USA) ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลอลอยแรงปานกลาง (SENTALLOY® medium, TOMY, Japan) ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลอลอยแรงมาก (SENTALLOY® heavy, TOMY, Japan) ลวดทีเอ็มเอสีฮันนีดีว (TMA® COLORS™, honeydew, Ormco, Mexico) ชนิดละ 30 เส้น มาทำการศึกษาแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตและลวดในน้ำลายเทียมที่ผลิตโดยภาควิชาเวชศาสตร์ทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และมีการควบคุมอุณหภูมิขณะทดลองให้อยู่ในช่วง 37 ± 1 องศาเซลเซียสเพื่อเลียนแบบสภาพช่องปาก

วัดขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตและลวดเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเป็น 0 1 และ 2 องศาตามลำดับ โดยการแบ่งลวดแต่ละชนิดเป็น 3 กลุ่มย่อยกลุ่มละ 10 เส้น เตรียมการทดลองโดยนำแท่งอะคริลิกที่มีแบร็กเกตยึดอยู่มาต่อเข้ากับเครื่องมือปรับตั้งค่ามุมแบร็กเกต จากนั้นนำเครื่องมือนี้ไปต่อกับส่วนครอสเฮด (cross head) ของเครื่องลดยด์ยูนิเวอร์แซลเทสติงมาชีนรุ่นแอลเอฟพลัส (Lloyd Universal Testing Machine, LF plus, Lloyd Instruments, UK) และตั้งมุมของแบร็กเกตให้เป็น 0 องศา กับแนวตั้ง ส่วนลวดที่ใช้ทดสอบจะถูกยึดแน่นในลักษณะขนานกับแนวตั้งอยู่กับหัวยึดด้านล่าง โดยหัวยึดด้านล่างนี้จะอยู่ภายในกล่องควบคุมอุณหภูมิซึ่งมีน้ำลายเทียมที่อุณหภูมิ 37 ± 1 องศาเซลเซียส มัดลวดกับแบร็กเกตด้วยวงอีลาสโตเมอร์ยี่ห้อคลีนโร (Clenroe, USA) (รูปที่ 1) เพื่อให้ได้ความสัมพันธ์ของมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเป็น 0 องศา (รูปที่ 2) เริ่มการทดลองโดยกำหนดให้ครอสเฮดซึ่งต่อกับตุ้มน้ำหนัก (load cell) ขนาด 50 นิวตัน เคลื่อนที่ขึ้นด้วยความเร็ว 0.1 มม.ต่ออนาที เป็นระยะทาง 0.5 มม. ทำการบันทึกแรงเสียดทานสถิต (หน่วยเป็นนิวตัน) จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่ใช้ในการดึงกับระยะทางที่แบร็กเกตเคลื่อนผ่านลวดไปจากจอคอมพิวเตอร์แสดงผล โดยบันทึก



รูปที่ 1 ความสัมพันธ์ของแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวดขณะทำการทดลองโดยเครื่องลดยด์ยูนิเวอร์แซลเทสติงมาชีนในน้ำลายเทียมที่อุณหภูมิ 37 ± 1 องศาเซลเซียส

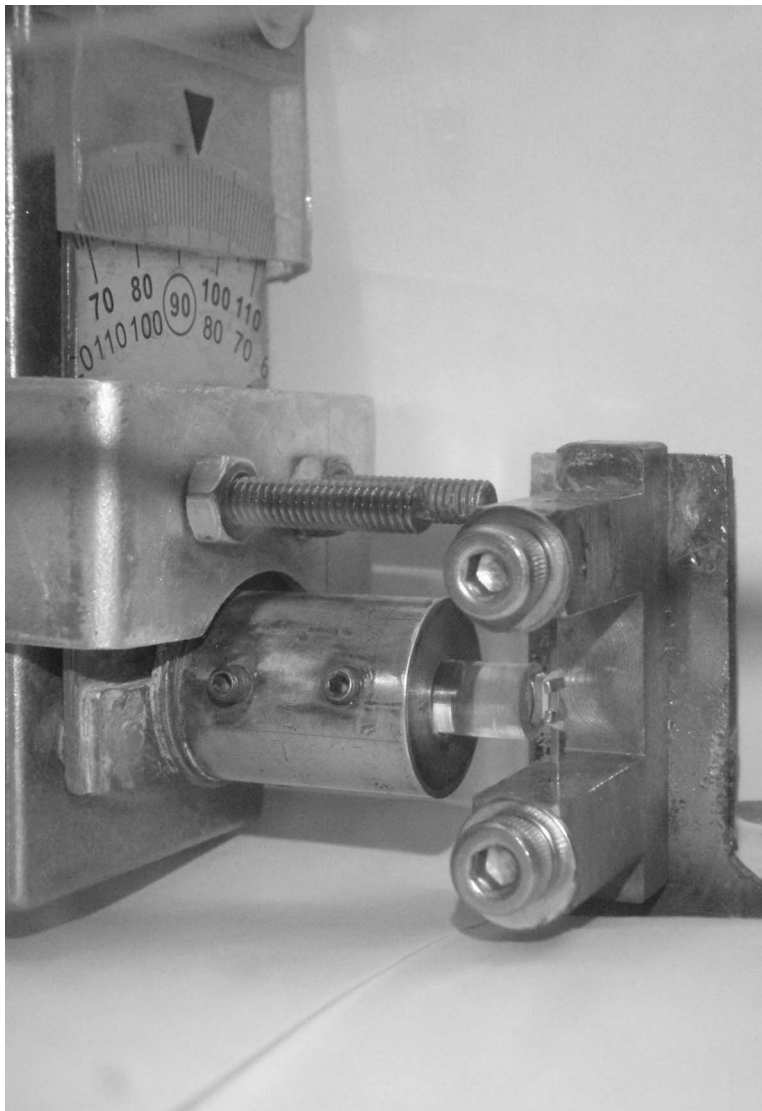
Fig. 1 Relationship between a stainless steel bracket and a wire while testing with the Lloyd universal testing machine in the artificial saliva at $37 \pm 1^\circ\text{C}$

ณ ตำแหน่งที่สูงสุดตำแหน่งแรกก่อนที่จะมีการลดลงหรือคองที่ของเส้นกราฟ หลังจากทดลองกลุ่มที่มีมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเป็น 0 องศาเรียบร้อยแล้ว ให้ทดลองที่มุม 1 และ 2 องศาโดยการปรับมุมของแบร็กเกตให้เป็น 1 และ 2 องศากับแนวตั้งก่อนการทดสอบ จากนั้นทำการทดลองด้วยวิธีการเดียวกับมุมกระทำเป็น 0 องศา

การทดสอบความเที่ยงตรงในการบันทึกผลของผู้วิจัย ทำโดยการนำข้อมูลที่ได้จากการบันทึก 2 ครั้งที่มีระยะเวลาห่างกัน 1 สัปดาห์มาเปรียบเทียบโดยใช้สถิติวิเคราะห์สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson's correlation coefficient)

และการทดสอบที่สำหรับกลุ่มตัวอย่างสองกลุ่มที่สัมพันธ์กัน (Paired-t test)

นำข้อมูลทั้งหมดมาเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตและลวดทั้ง 4 ชนิดที่มุมกระทำ 0 1 และ 2 องศา โดยใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) ที่ระดับนัยสำคัญ .05 จากนั้นวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงมาก โดยใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวแบบพาราเมตริก (One-way ANOVA) และสถิติการเปรียบเทียบ



รูปที่ 2 ความสัมพันธ์ของแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวดที่ทำการศึกษา

Fig. 2 Relationship between a stainless steel bracket and a wire

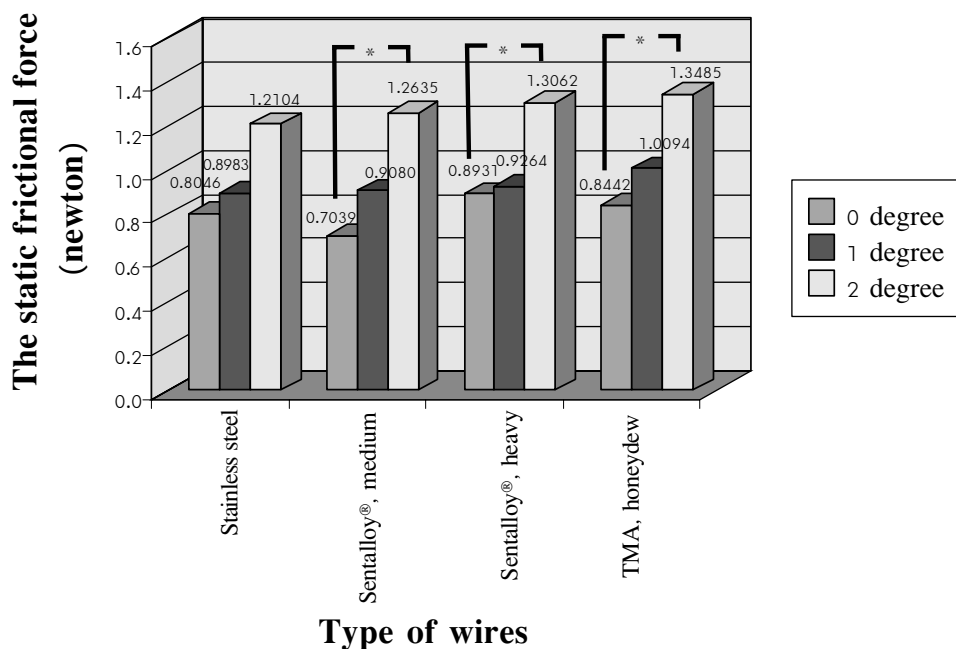
เชิงซ้อนบนเฟอร์โรน (Bonferroni) ในขณะที่กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงปานกลาง ลวดที่เอ็มเอสี่ฮันนีดีว จำเป็นต้องใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบบราวน์ฟอร์ซิท (Brown-Forsyth) และสถิติการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแทมเฮนส์ทีทู (Tamhane's T2) เนื่องจากมีค่าความแปรปรวนไม่เท่ากัน โดยสถิติวิเคราะห์ที่ใช้ทั้งหมดกำหนดให้มีระดับนัยสำคัญ .05

ผลการศึกษา

เมื่อพิจารณาผลที่เกิดจากมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง โดยพิจารณาแยกทีละมุมพบว่า ค่าเฉลี่ยของแรงเสียดทานสถิตของกลุ่มตัวอย่างทุกกลุ่มมีค่าไปในทางเดียวกัน โดยเรียงลำดับจากน้อยไปมากดังนี้ ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงปานกลาง ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงมาก

และลวดที่เอ็มเอสี่ฮันนีดีว ยกเว้นเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเป็น 0 องศา พบว่าค่าเฉลี่ยของแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตและลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงปานกลางมีค่าน้อยที่สุด (รูปที่ 3) แต่เมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติไม่พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของแรงเสียดทานระหว่างแบร็กเกตและลวดทั้ง 4 ชนิดเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเป็นมุมเดียวกัน

เมื่อพิจารณาผลที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงองศาของลวดพบว่า ลวดทั้ง 4 ชนิดมีค่าเฉลี่ยของแรงเสียดทานสถิตเพิ่มขึ้นเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเพิ่มขึ้นจาก 0 เป็น 1 และ 2 องศาตามลำดับ แต่การวิเคราะห์ทางสถิติพบว่า มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเฉพาะเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเป็น 0 และ 2 องศา (ค่า $p = .004, .028, .002$ ตามลำดับ) ยกเว้นในกลุ่มลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ไม่พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเปลี่ยนแปลงไป ดังแสดงในรูปที่ 3



* = statistically significant difference at $p < .05$

รูปที่ 3 การเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวด 4 ชนิด เมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางเป็น 0 1 และ 2 องศา ตามลำดับ

Fig. 3 Comparison of the static frictional forces between stainless steel brackets and 4 types of orthodontic wires when the second-order angulations between the brackets and the wires are 0, 1 and 2 degrees, respectively.

วิจารณ์

งานวิจัยนี้ได้ศึกษาแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบร็กเกตและลวดทางทันตกรรมจัดฟันเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเป็น 0 1 และ 2 องศาในน้ำลายเทียมที่มีการควบคุมอุณหภูมิให้อยู่ในช่วง 37 ± 1 องศาเซลเซียส เพื่อเลียนแบบสภาพช่องปาก โดยลวดที่เลือกใช้ ได้แก่ ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงปานกลาง ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยแรงมาก และลวดทีเอ็มเอสอีฮันนีดีว ซึ่งลวด 3 ชนิดหลังเป็นลวดที่ได้รับการปรับปรุงผิวหน้ามาจากบริษัทผู้ผลิตเพื่อลดข้อด้อยในเรื่องแรงเสียดทาน

การที่เลือกศึกษาแรงเสียดทานสถิตเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางเป็น 0 1 และ 2 องศา เนื่องจากต้องการให้มุมดังกล่าวเป็นตัวแทนของความสัมพันธ์ของมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตกับลวดขณะที่มีค่าเป็น 0 องศา มุมวิกฤต (critical contact angle) และมุมที่มากกว่ามุมวิกฤต เนื่องจากมุม 0 องศาควรจะเป็นมุมที่เกิดขึ้นหลังจากผ่านระยะปรับระดับฟัน (leveling phase) แล้ว แต่อย่างไรก็ตาม แผนการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันไม่ได้จบลงที่ระยะปรับระดับฟันเพียงเท่านั้น แต่ยังต้องผ่านขั้นตอนการรักษาอีกหลายระยะ เช่น ผู้ป่วยที่ได้รับการวินิจฉัยว่าต้องมีการถอนฟันกรามน้อยร่วมกับการรักษาก็จะต้องมีระยะดึงฟันเขี้ยว (canine retraction phase) ดังนั้นแม้ว่าฟันได้รับการปรับระดับเรียบร้อยแล้ว แต่หากมีการให้แรงในการเคลื่อนฟันพบว่า ฟันจะมีการล้มเอียงและตั้งตรงสลับกันไป^{6,7} ทำให้มุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเปลี่ยนแปลงไประหว่างการเคลื่อนของฟันด้วย ส่วนมุม 1 องศาถือเป็นตัวแทนที่ใกล้เคียงที่สุดของมุมวิกฤตที่ได้จากการคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างขนาดร่องแบร็กเกตและขนาดลวด¹³ เนื่องจากมุมวิกฤตที่แท้จริงของแบร็กเกตและลวดที่ใช้ในการศึกษานี้ คือ 0.837 องศา โดยมุมนี้ควรเป็นมุมที่มีค่ามากที่สุดที่เกิดขึ้นเมื่อฟันมีการล้มเอียงในระหว่างการเคลื่อนของฟัน หรือเป็นมุมที่ทำให้ช่องว่างระหว่างแบร็กเกตและลวดไม่ปรากฏขึ้นเป็นครั้งแรกที่มุมทแยง¹⁴ แต่ในบางครั้งหากมีแรงในการเคลื่อนฟันที่มากเกินไปซึ่งอาจเป็นผลตามจากการใช้ยางดึงทั้งในขากรรไกรเดียวกันหรือระหว่างขากรรไกร (intramaxillary or intermaxillary elastic traction)¹⁵ ประกอบกับความกว้างของช่องเอ็นยึดปริทันต์ (periodontal ligament space) ในผู้ป่วยจัดฟันมีความกว้างมากกว่าคนปกติ¹⁶ พบว่าฟันเขี้ยวจะมีการล้มเอียงไปอย่าง

รวดเร็วในช่วงแรก จากการล้มเอียงของฟันอย่างรวดเร็วนี้ หากเกิดขึ้นในลวดที่มีมอดูลัสของความยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ต่ำ และระยะระหว่างแบร็กเกต (interbracket span) มาก อาจทำให้ลวดเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างแบบยืดหยุ่น (elastic deformation) ดังนั้นโอกาสที่จะเกิดมุมวิกฤตและการยึดเหนี่ยว (binding) ระหว่างแบร็กเกตและลวดย่อมมีมากกว่า¹⁷ จึงเลือกใช้มุม 2 องศาเป็นตัวแทนของมุมที่มากกว่ามุมวิกฤตหรือมุมที่ทำให้เกิดการยึดเหนี่ยว อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้คณะผู้วิจัยได้จำลองการศึกษาในกรณีที่ลวดทุกชนิดมีลักษณะเป็นเส้นตรง ดังนั้นจึงได้ทำการตั้งลวดที่ปลายทั้งสองข้างให้แน่น ทำให้แตกต่างจากสภาพในช่องปากจริงที่อาจมีการขยับของลวด เนื่องจากลวดไม่ได้ถูกมัดแน่นอยู่กับแบร็กเกต

นอกจากนี้การที่ศึกษาในน้ำลายเทียมก็มีผลต่อแรงเสียดทาน เนื่องจากมีหลายการศึกษาพบความแตกต่างของแรงเสียดทานเมื่อทำการทดลองในสภาวะเปียกและสภาวะแห้ง^{4,18,19} โดย Kusy และคณะ⁴ ทำการศึกษาเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทาน (frictional coefficients) ระหว่างแบร็กเกต 2 ชนิด คือ แบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมแบร็กเกตโพลีคริสตัลไลน์อะลูมินา (polycrystalline alumina) กับลวด 4 ชนิด ได้แก่ ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ลวดโคบอลต์โครเมียม ลวดนิกเกิลไทเทเนียม ลวดเบตาไทเทเนียม ในสภาวะแห้งและสภาวะเปียกโดยใช้น้ำลายของผู้วิจัย พบว่าเมื่ออยู่ในสภาวะเปียกลวดนิกเกิลไทเทเนียมและลวดเบตาไทเทเนียมมีค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานลดลง ในขณะที่ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมกลับมีค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานเพิ่มขึ้น จึงอาจกล่าวได้ว่าสภาพช่องปากเอื้ออำนวยต่อการใช้ลวดนิกเกิลไทเทเนียมและลวดเบตาไทเทเนียมในการเคลื่อนฟัน เนื่องจากมีค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานลดลงจากสภาวะแห้ง จึงอาจเป็นไปได้ว่านอกจากผลของการปรับปรุงผิวหน้าเพื่อลดแรงเสียดทานของลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยและลวดทีเอ็มเอสอีฮันนีดีวแล้ว อีกสาเหตุหนึ่งที่แรงเสียดทานของลวดดังกล่าวไม่แตกต่างจากลวดเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมนั้นอาจเป็นผลมาจากการทดลองในสภาวะเปียกโดยใช้น้ำลายเทียมดังเช่นในการวิจัยครั้งนี้

จากผลการวิจัยในครั้งนี้ที่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวด 4 ชนิดเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเป็นมุมเดียวกัน ไม่ว่าจะ เป็น 0 1 หรือ 2 องศาก็ตาม ดังนั้นลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยไม่ว่าจะเป็นขนาดแรงปานกลางหรือแรงมาก

หรือลวดที่เอ็มเอสี่อันนี้ดีก็เป็นอีกทางเลือกของลวดที่สามารถเลือกใช้ได้ เพราะนอกจากคุณสมบัติที่ดีของลวดที่มีอยู่เดิม ร่วมกับการที่ลวดได้รับการพัฒนาลดแรงเสียดทานอีก ทำให้สามารถใช้ในกรณีที่ต้องการให้ฟันเคลื่อนได้ดี แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากคุณสมบัติที่ดีขึ้นของลวดย่อมทำให้ราคาสูงขึ้นด้วย ดังนั้นจึงต้องพิจารณาการใช้ให้เหมาะสมเป็นราย ๆ ไป เช่น ผู้ป่วยที่มีความอดทนต่อการเจ็บปวดน้อย ก็อาจเลือกใช้ลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยหรือลวดที่เอ็มเอสี่อันนี้ดี เนื่องจากมีการให้แรงที่เบา หรือกรณีที่ลักษณะฟันก่อนการเคลื่อนฟัน หากยังมีการซ้อนเกเหลืออยู่เล็กน้อยก่อนการดึงฟันเขี้ยวหรือการดึงฟันหน้าเพื่อเปิดช่องว่างก็อาจใช้ลวดที่เอ็มเอสี่อันนี้ดีช่วยปรับระดับความแตกต่างที่เหลืออยู่เพียงเล็กน้อย จากนั้นก็ใช้เคลื่อนฟันต่อ ทำให้ไม่ต้องเปลี่ยนลวดบ่อย ส่วนในผู้ป่วยทั่วไปที่หลังจากได้รับการปรับระดับฟันแล้วมีการเรียงตัวของฟันค่อนข้างดีก็ควรใช้ลวดเหล็กกล้าไม่เป็นที่นิยมในการเคลื่อนฟันเพื่อเปิดช่องว่าง เนื่องจากมีคุณสมบัติพื้นฐานดีและราคาถูก

อย่างไรก็ตาม เนื่องจากการศึกษาครั้งนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (*in-vitro experimental study*) ถึงแม้ว่ามีความพยายามเลียนแบบสภาพช่องปาก แต่ยังคงมีความแตกต่างอีกหลายด้าน เช่น อุณหภูมิของช่องปากที่อาจเปลี่ยนแปลงไปจากอาหารหรือเครื่องดื่มที่รับประทาน องค์ประกอบของน้ำลายเทียมและน้ำลายจริง การทำงานของกล้ามเนื้อบดเคี้ยว ซึ่งสิ่งเหล่านี้อาจมีอิทธิพลต่อแรงเสียดทาน ดังนั้นการนำผลการวิจัยนี้ไปใช้กับผู้ป่วยจริงจึงอาจไม่ได้ผลเป็นไปตามการทดลองทั้งหมด จึงควรที่จะมีการศึกษาต่อไปในสถานะที่มีน้ำลายจริง หรือทำการศึกษาจากลวดที่ใช้งานจริงจากช่องปากของผู้ป่วย

สรุป

เมื่อพิจารณามุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางที่ละมุม คือ 0 1 และ 2 องศา พบว่า ค่าเฉลี่ยของแรงเสียดทานสถิตของลวดทั้ง 4 กลุ่มไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ แต่เมื่อพิจารณาตามชนิดลวด พบว่า ค่าเฉลี่ยของขนาดแรงเสียดทานสถิตมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเพิ่มขึ้น แต่พบว่ามีค่าแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเฉพาะเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดมีค่าเป็น 0 และ 2 องศา ยกเว้นในกลุ่มลวด

เหล็กกล้าไม่เป็นที่นิยมที่ไม่พบว่ามีค่าแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมุมกระทำระหว่างแบร็กเกตและลวดเปลี่ยนแปลงไป

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับทุนอุดหนุนวิทยานิพนธ์สำหรับนิสิต ขอขอบพระคุณอาจารย์ไพพรรณ พิทยานนท์ ที่ให้คำปรึกษาด้านสถิติที่ช่วยวิจัย รองศาสตราจารย์เสาวรจณ์ ช่วยจุลจิตรี ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สิรวิรัตน์ จารุจินดา คุณสมพงษ์ ชูติกุลสวัสดิ์ ภาควิชาวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และรองศาสตราจารย์ ชัยรัตน์ วิวัฒน์วรพันธ์ ที่ให้คำแนะนำและอำนวยความสะดวกในการใช้เครื่องลวดดัดยูนีเวอร์แซล เทลติงมาซิน ขอขอบคุณบริษัท โทมี จำกัด (ประเทศไทย) ที่สนับสนุนลวดนิกเกิลไทเทเนียมเซนต์ลลอยสำหรับใช้ในการศึกษา และ บริษัท ทันต-สยาม วิสาหกิจ จำกัด ที่สนับสนุนแบร็กเกตเหล็กกล้าไม่เป็นที่นิยมในราคาพิเศษ

เอกสารอ้างอิง

1. Rossouw PE. Friction: an overview. *Semin Orthod.* 2003;9(4):218-22.
2. James AJ, Kilduff TF. *Engineering materials technology.* New Jersey: Pearson prentic hall, 2005:252-4.
3. Vaughan JL, Duncanson MG Jr., Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107(1):20-7.
4. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991;61(4):293-302.
5. Prosski RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(4):341-8.
6. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of

- frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod.* 1980;78(6):593-609.
7. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96(5):397-404.
 8. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96(2):100-9.
 9. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997;67(3):197-207.
 10. Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater.* 2005;21(10):938-45.
 11. Nanda R. *Biomechanics in clinical orthodontics.* Philadelphia: WB Saunders, 1997:188-231.
 12. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod.* 1995;29(7):453-61.
 13. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod.* 2000;70(5):366-76.
 14. Kang BS, Baek SH, Mah J, Yang WS. Three-dimensional relationship between the critical contact angle and the torque angle. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(1):64-73.
 15. Charles CR, Jones ML. Canine retraction with the edgewise appliance—some problems and solutions. *Br J Orthod.* 1982;9(4):194-202.
 16. Daniele C, Lorena G. The influence of orthodontic movement on periodontal tissues level. *Semin Orthod* 2007;13(4):234-45.
 17. 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(6):513-22.
 18. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod.* 1986;89(6):485-91.
 19. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;91(4):316-20.

A comparison of the static frictional forces between stainless steel brackets and various types of orthodontic wires at different angulations in the wet state

Pornpetch Rujitwattana D.D.S.¹

Vachara Phetcharakupt D.D.S., Dip. In Orthodontics (Bergen),

Thai Board of Orthodontics²

Piyarat Apivatanagul D.D.S., M.Sc. (Orthodontics)²

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

²Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstract

Objective To compare the static frictional forces measured in $37 \pm 1^\circ\text{C}$ artificial saliva between stainless steel brackets and 4 types of orthodontic wires when the angulations between the brackets and the wires are 0, 1 and 2 degrees, respectively.

Materials and methods The static frictional forces of the 0.018 inch slot canine standard edgewise brackets and 4 types of 0.016 x 0.022 inch wires which were stainless steel, Sentalloy[®] medium, Sentalloy[®] heavy and TMA[®] COLOR[™] (honeydew) were measured by using the Lloyd universal testing machine at the second-order angulations of 0, 1 and 2 degrees. The measurements were made in the artificial saliva at $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Two-way ANOVA was used to test for significant differences of the static frictional forces among the groups of specimens at the significant level of .05.

Results There was no difference in the static frictional forces between the brackets and the 4 wire groups when the second-order angulation was equal. However, the static frictional forces were increased when the second-order angulation increased. The significant difference was found when the angulation rose from 0 to 2 degrees only (p -value = .004, .028 and .002, respectively) except for the stainless steel wire group which the significant difference of the static frictional forces when the second-order angulation increased was not found.

Conclusion There was no difference in the static frictional forces between the brackets and the 4 wire groups. However, except for the stainless steel group, the static frictional forces rose significantly when the second-order angulation increased from 0 to 2 degrees.

(CU Dent J. 2008;31:169-78)

Key words: *beta-titanium wire; nickel-titanium wire; second-order angulation; stainless steel bracket; stainless steel wire; static frictional force*
