

2006-05-01

Factors influencing friction in orthodontics

Rugrath Sitdhichoke

Sirima Petdachai

Follow this and additional works at: <https://digital.car.chula.ac.th/cudj>



Part of the [Dentistry Commons](#)

Recommended Citation

Sitdhichoke, Rugrath and Petdachai, Sirima (2006) "Factors influencing friction in orthodontics," *Chulalongkorn University Dental Journal*: Vol. 29: Iss. 2, Article 10.

DOI: 10.58837/CHULA.CUDJ.29.2.10

Available at: <https://digital.car.chula.ac.th/cudj/vol29/iss2/10>

This Review article is brought to you for free and open access by the Chulalongkorn Journal Online (CUJO) at Chula Digital Collections. It has been accepted for inclusion in Chulalongkorn University Dental Journal by an authorized editor of Chula Digital Collections. For more information, please contact ChulaDC@car.chula.ac.th.



บทความปริทัศน์
Review Article

ปัจจัยต่อแรงเสียดทานในทางทันตกรรมจัดฟัน

รักษรัฐ สิทธิโชค ท.บ.¹

ศิริมา เพ็ชรดาชัย ท.บ., Ph.D., อ.ท. (ทันตกรรมจัดฟัน)²

¹ ทันตแพทย์ โรงพยาบาลอินทร์บุรี อ.อินทร์บุรี จ.สิงห์บุรี

² ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

การรักษาทางทันตกรรมจัดฟันด้วยเครื่องมือจัดฟันชนิดติดแน่น ซึ่งมีการเคลื่อนที่ของฟันในการปรับระดับ และการเรียงตัวของฟัน หรือในการเคลื่อนฟันไปในตำแหน่งที่ถอนฟัน จะพบแรงเสียดทานเกิดขึ้นระหว่างลวดกับ แบริกเกตในขณะที่มีการเคลื่อนที่แบบสไลดิง การควบคุมแรงเสียดทานนั้นมีความสำคัญต่อการควบคุมระดับของ แรงที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของฟันและหลักยึดทางทันตกรรมจัดฟัน รวมทั้งเพื่อให้การตอบสนองของเนื้อเยื่ออวัยวะ ปริทันต์ที่ดี บทความนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อรวบรวมรายงานที่เกี่ยวข้องกับปัจจัยของแรงเสียดทาน ทั้งในส่วนของ แบริกเกต ลวดทางทันตกรรมจัดฟัน และปัจจัยทางชีวภาพ เพื่อให้การเคลื่อนของฟันเป็นไปอย่างเหมาะสมตามแผน การรักษา

(ว ทนต จุฬฯ 2549;29:149-160)

คำสำคัญ: การเคลื่อนที่แบบสไลดิง; แบริกเกต; แรงเสียดทาน

บทนำ

เนื่องจากการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันนั้น จะต้องมีการเคลื่อนที่ของฟันไปในตำแหน่งที่ต้องการสำหรับกลไกการเคลื่อนที่แบบสไลดิง (sliding mechanics) พบว่ามีแรงเสียดทานเกิดขึ้นระหว่างลวดกับแบร็กเกต (bracket) การที่สามารถควบคุมแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น จะทำให้โอกาสของการสูญเสียตำแหน่งฟันที่เป็นหลักยึดน้อยลง ฟันเคลื่อนที่ไปในตำแหน่งที่ต้องการ สามารถควบคุมระดับของแรงที่ใช้ให้เหมาะสมได้ รวมทั้งมีการตอบสนองของเนื้อเยื่อที่ดี ในบทความนี้จะกล่าวถึงปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับแรงเสียดทาน คือ แบร็กเกต ลวดทางทันตกรรมจัดฟัน และปัจจัยทางชีวภาพ ซึ่งในปัจจุบันมีการพัฒนาในส่วนของวัสดุที่ใช้ในการผลิตแบร็กเกตและลวด รวมทั้งรูปแบบของแบร็กเกต เพื่อให้ระดับของแรงที่ใช้คงที่ระหว่างที่มีการเคลื่อนที่ของฟันและลดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น

ความหมายของแรงเสียดทาน

แรงเสียดทาน (friction) คือ แรงที่ต้านทานต่อการเคลื่อนที่ระหว่าง 2 ผิวสัมผัส โดยเกิดในทิศทางที่ตรงข้ามกับการเคลื่อนที่ พบในการเคลื่อนที่แบบสไลดิง เช่น การเคลื่อนที่ฟันเขี้ยวเข้าสู่ตำแหน่งที่มีการถอนฟัน รวมทั้งในการปรับระดับและการเรียงตัวของฟันที่ต้องมีการเคลื่อนตัวของลวดผ่านร่องของแบร็กเกต

ค่าของแรงเสียดทาน $F = \mu N$ โดย μ คือ สัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทาน มีค่าที่ขึ้นกับผิวสัมผัสระหว่างวัตถุ และ N คือ แรงปฏิกิริยาที่ตั้งฉากต่อผิวสัมผัสระหว่างวัตถุ แรงเสียดทาน มี 2 รูปแบบ คือ แรงเสียดทานสถิต (static friction) และแรงเสียดทานจลน์ (kinetic or dynamic friction) แรงเสียดทานสถิต คือ แรงเสียดทานที่ต้านทานต่อการเคลื่อนที่ในขณะที่วัตถุยังหยุดนิ่ง ซึ่งจะมีค่าเท่ากับแรงที่น้อยที่สุดที่ทำให้วัตถุเริ่มเคลื่อนที่ และแรงเสียดทานจลน์ คือ แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นขณะวัตถุมีการเคลื่อนที่ ซึ่งจะมีค่าน้อยกว่าแรงเสียดทานสถิต

ปัจจัยที่มีผลต่อแรงเสียดทาน^{1,2}

สำหรับปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับแรงเสียดทาน ในกลไกการเคลื่อนที่แบบสไลดิง ได้แก่ แบร็กเกต ลวดทางทันตกรรมจัดฟัน ปฏิสัมพันธ์ระหว่างแบร็กเกตกับลวด และปัจจัยทางชีวภาพ

โดยจะแยกกล่าวแต่ละส่วน ดังนี้

แบร็กเกต

ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำแบร็กเกตและร่องแบร็กเกต

แบร็กเกตที่ทำจากโลหะ (Metal bracket)

แบร็กเกตที่ทำจากเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม (Stainless steel bracket)

พบว่าโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมออสเทนนิค ซีรีส์ 300 (austenitic steel 300 series) ซึ่งจำแนกตามระบบ AISI (American Iron and Steel Institute system) ถูกนำมาผลิตเป็นตัวยึด (attachment) ในทางทันตกรรมจัดฟันเป็นส่วนใหญ่ โดยโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมที่นำมาใช้มีโครเมียมเป็นส่วนประกอบมากกว่าร้อยละ 12 ทำให้มีความต้านทานต่อการสึกกร่อนสูง เนื่องจากมีชั้นของโครเมียมออกไซด์ปกคลุมที่ผิวแบร็กเกต³ ซึ่งแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีแรงเสียดทานน้อยกว่าแบร็กเกตชนิดอื่น และมักถูกเลือกใช้ในการเคลื่อนที่แบบสไลดิงร่วมกับลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม หรือเรียกว่าเป็นมาตรฐานหลัก (gold standard) ในทางทันตกรรมจัดฟัน โดยเฉพาะแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมที่ผลิตโดยกระบวนการซินเทอริง (sintering) จะมีการกัดอัดของอนุภาคโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมภายใต้ความดันที่อุณหภูมิสูงกว่าจุดหลอมเหลวของโลหะ แบร็กเกตที่ได้จะมีรูปร่างที่เรียบมน มีแรงเสียดทานน้อยกว่าแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมชนิดหล่อ (casting) ถึงร้อยละ 40-45⁴ เนื่องจากแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมชนิดหล่อจะต้องผ่านกระบวนการกลึง (milling) ทำให้มีส่วนของมุมขอบที่คม¹

แบร็กเกตที่ทำจากไทเทเนียม (Titanium bracket)

เนื่องจากพบว่ามีอาการสึกกร่อนและการแพ้ต่อนิกเกิลในแบร็กเกตที่ทำจากโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ในขณะที่โลหะไทเทเนียมมีคุณสมบัติที่ดีกว่า ในแง่เข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย (biocompatible) นอกจากนี้ ยังมีคุณสมบัติอื่นอีก คือ ความแข็งต่ำ (low rigidity) ความยืดหยุ่นสูง (super elasticity) และคุณสมบัติการจำรูป (shape memory effect) ทำให้สามารถใช้ลวดขนาดเต็มร่องได้ตั้งแต่ในระยะแรกของการรักษา เนื่องจากแบร็กเกตมีความยืดหยุ่น ซึ่งจากการศึกษา Kapur และคณะ⁵ พบว่า แบร็กเกตไทเทเนียมจะมีเสถียรภาพ

เชิงมิติ (dimensional stability) ที่ดีกว่าแบร็กเกตโลหะ เหล็กกล้าไม่เป็นสนิมในการรับแรงทอร์ก (torque) ของลวด ซึ่งถ้ามีการเสียรูป (distortion) ของแบร็กเกตในระหว่างการ รักษา จะทำให้การควบคุมการเคลื่อนที่ของฟันลดลง

นอกจากนี้ ยังพบว่าแบร็กเกตไทเทเนียมมีค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานใกล้เคียงกับแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็น สนิม แม้ว่าพื้นผิวของแบร็กเกตไทเทเนียมจะมีลักษณะที่ หยากกว่า แต่เนื่องจากชั้นออกไซด์ที่ปกคลุมพื้นผิวแบร็กเกต มีความแตกต่างกัน โดยเป็นไทเทเนียมออกไซด์ซึ่งต่างจาก แบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมที่มีชั้นของโครเมียม ออกไซด์ปกคลุม จากองค์ประกอบทางเคมีของชั้นออกไซด์ที่ ผิวแตกต่างกัน จึงอาจเป็นเหตุผลหนึ่งของค่าแรงเสียดทานที่ ลดลง²

แบร็กเกตเพื่อความสวยงาม (Esthetic bracket)

แบร็กเกตที่ทำจากพลาสติก

ในปี ค.ศ. 1970 แบร็กเกตพลาสติกถูกผลิตขึ้นมาจาก โพลีคาร์บอเนตที่ไม่มีวัสดุอัดแทรก (unfilled polycarbonate) ซึ่งพบว่ามีลักษณะของการเสียรูปโดยมีการเคลื่อนตัว (creep deformation) เมื่อได้รับแรง เช่น แรงทอร์กจากลวดส่งผ่าน ไปยังแบร็กเกต จึงมีการพัฒนาแบร็กเกตพลาสติกที่มีการ เสริมแรง (reinforce) เช่น การเสริมแรงด้วยเซรามิก (ceramic-reinforced polycarbonate) การเสริมแรงด้วยโลหะ (metal-reinforced polycarbonate) และการเสริมแรงด้วย เซรามิกและโลหะ (ceramic and metal-reinforced polycarbonate) เพื่อลดปัญหาของการเสียรูป และสามารถนำ มาใช้งานทดแทนแบร็กเกตเซรามิก เนื่องจากมีรายงานการ ทำลายผิวเคลือบฟันจากการใช้แบร็กเกตเซรามิก ในกรณีนี้ แบร็กเกตสกับฟันคู่สบหรือในการถอดแบร็กเกต⁶

เนื่องจากแบร็กเกตพลาสติกสามารถเสียรูปได้ จากแรง กดในการมัดลวดทำให้เกิดการชนสัมผัส (binding) ระหว่าง ลวดกับร่องแบร็กเกต โดยพบว่ามีค่าแรงเสียดทานมากกว่า แบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ต่อมา จึงมีการพัฒนา รูปแบบของแบร็กเกตพลาสติกเพื่อลดปัญหาดังกล่าว เช่น การใช้ร่องที่ทำจากโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม และเรียก แบร็กเกตพลาสติกที่มีการปรับปรุงคุณสมบัติว่า คอมโพสิต แบร็กเกต (composite bracket) Feldner และคณะ⁷ ได้

รายงานว่าแบร็กเกตพลาสติกที่มีร่องทำจากโลหะเหล็กไร้สนิม สามารถให้ความแข็งแรงที่เพียงพอในการรับแรงทอร์กเทียบเท่า กับแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม แต่ก็ยังมีการศึกษา จำกัดในเรื่องของแรงเสียดทาน

แบร็กเกตที่ทำจากเซรามิก

แบร็กเกตเซรามิกถูกผลิตขึ้นครั้งแรกในปี ค.ศ. 1980 โดยส่วนใหญ่ทำจากอะลูมิเนียมออกไซด์ที่มีความบริสุทธิ์สูง ทั้งในรูปของโพลีคริสตอลไลน์อะลูมินา (polycrystalline alumina) และซิงเกิลคริสตอลไลน์อะลูมินาหรือแซฟไฟร์ (single-crystalline alumina, sapphire) ภายหลังต่อมาจึงมี แบร็กเกตเซรามิกที่ผลิตจากโพลีคริสตอลไลน์เซอร์โคเนียหรือ เซอร์โคเนีย (polycrystalline zirconia, zirconia)¹ เซรามิก เป็นวัสดุที่ประกอบด้วยหินมีค่า (precious stone) แก้ว ดิน เหนียว และออกไซด์ของโลหะ โดยที่เซรามิกไม่ใช่ทั้งโลหะหรือ พอลิเมอร์ มีความแข็ง (hardness) สูง ทนทานต่ออุณหภูมิสูง และการทำลายจากปฏิกิริยาทางเคมี แต่กลับพบว่ามี ความเปราะกว่าโลหะ จากที่พบว่าอะลูมิเนียมออกไซด์มีความแข็งแรง สูงทั้งซิงเกิลคริสตอลไลน์อะลูมินาและโพลีคริสตอลไลน์อะลูมินา จึงสามารถทำให้เกิดการสึกกร่อนของผิวเคลือบฟันได้อย่าง รวดเร็ว ถ้ามีการสัมผัสระหว่างผิวฟันกับแบร็กเกตเซรามิก⁸

แบร็กเกตเซรามิกมีค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานสูง เพราะมีลักษณะของโครงสร้างผลึกที่มีรูพรุนจึงมีผิวที่ขรุขระ โดยเฉพาะแบร็กเกตเซรามิกชนิดโพลีคริสตอลไลน์อะลูมินาซึ่ง มีผิวที่หยากกว่าแบร็กเกตเซรามิกชนิดซิงเกิลคริสตอลไลน์ อะลูมินา⁹ แต่พบว่าไม่มีความแตกต่างของค่าแรงเสียดทาน ระหว่างแบร็กเกตทั้งสอง และพบว่าแบร็กเกตเซรามิกชนิด โพลีคริสตอลไลน์อะลูมินาที่ผ่านกระบวนการฉีดยึดชั้นรูป จะมีผิว ที่เรียบขึ้นและมีแรงเสียดทานน้อยกว่าแบร็กเกตเซรามิกที่ผ่าน ขบวนการผลิตอื่น¹⁰ จากแรงเสียดทานของแบร็กเกตเซรามิก ที่มีค่ามาก จึงมีความพยายามที่จะลดแรงเสียดทานในแบร็กเกต เซรามิก โดยการมนขอบร่องเพื่อลดความคม และการขัดผิว ของร่องให้เรียบซึ่งสามารถลดแรงเสียดทานถึงร้อยละ 38¹¹ มี รายงานการศึกษาถึงแรงเสียดทานในด้านของการใช้ร่องที่เป็น โลหะ หรือการใช้แบร็กเกตเซรามิกชนิดโพลีคริสตอลไลน์เซอร์โคเนียที่ผ่านการขัดผิวเรียบแทนแบร็กเกตเซรามิกทั่วไป¹² เนื่องจากร่องและขอบของแบร็กเกตมีผิวเรียบมน จึงช่วย ลดการเกิดความเสียหายต่อลวด

ความกว้างของแบริกเกตและระยะห่างระหว่างแบริกเกต

จากการศึกษาผลของความกว้างแบริกเกตต่อแรงเสียดทานนั้นมีความเห็นที่แตกต่างกันออกไป ในการศึกษาของ Omana และคณะ¹⁰ พบว่า แรงเสียดทานในแบริกเกตขนาดแคบมีค่ามากกว่าแบริกเกตขนาดกว้าง ทั้งในแบริกเกตเซรามิกและแบริกเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม เนื่องจากเมื่อลวดเกิดการชนสัมผัสกับร่องของแบริกเกต จะเกิดแรงต้านทานต่อการเคลื่อนที่อย่างมาก แรงเสียดทานจะมีค่าสูง และพบว่าแบริกเกตขนาดแคบจะควบคุมการเคลื่อนที่ทั้งการหมุนและการล้มเอียงของฟันได้น้อยกว่าแบริกเกตขนาดกว้าง จึงมีโอกาสเกิดการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบริกเกตในมุมออร์เตอร์ที่สองได้สูง เช่นเดียวกับการศึกษาของ Tidy¹³ ถึงผลของความกว้างแบริกเกตต่อแรงเสียดทานในการเคลื่อนฟันแบบทั้งซี่ (bodily movement) ซึ่งแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น เกิดจากแนวโน้มของการล้มเอียงของฟัน ทำให้เกิดจุดสัมผัส 2 จุดระหว่างลวดกับร่องแบริกเกต ในระหว่างการเคลื่อนที่แบบทั้งซี่ พบว่าแรงที่ใช้ในการเคลื่อนฟันเป็นสัดส่วนกับแรงเสียดทาน และแรงเสียดทานเป็นสัดส่วนผกผันกับความกว้างของแบริกเกต โดยแบริกเกตขนาดแคบจะให้แรงเสียดทานที่มากกว่า ขณะที่พบว่าแบริกเกตขนาดกว้างมีแรงเสียดทานน้อยกว่าและควบคุมการล้มเอียงได้ดีกว่า จึงมีโอกาสในการเปลี่ยนแปลงมุมระหว่างลวดกับแบริกเกตได้น้อย จึงทำให้มีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบริกเกตลดลง

ในทางตรงข้าม Kapila และคณะ¹⁴ พบว่าแบริกเกตที่มีขนาดกว้างทำให้ส่วนของยางอีลาสโตเมอร์ต้องยืดออกมากเพื่อมัดลวด จึงมีแรงกดต่อลวดเข้าร่องแบริกเกต ทำให้แรงเสียดทานมีค่ามาก ขณะที่แบริกเกตขนาดแคบจะมีแรงเสียดทานน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับแบริกเกตขนาดกว้าง เนื่องจากยางอีลาสโตเมอร์ยืดออกน้อยกว่าในการมัดลวดเข้าร่องแบริกเกต Frank และ Nikolai¹⁵ ได้ศึกษาแรงเสียดทานในแบริกเกต 3 ขนาดกับขนาดลวดที่แตกต่างกัน ที่มุมเอียงระหว่างแบริกเกตกับลวด 0, 3, 6 และ 10 องศา พบว่าแบริกเกตขนาดกว้างจะมีแรงเสียดทานมากกว่า เนื่องจากการชนสัมผัสเกิดขึ้นได้ที่มุมออร์เตอร์ที่สองระหว่างลวดกับแบริกเกตที่มุมน้อยกว่าแบริกเกตขนาดแคบ

อย่างไรก็ตาม ความกว้างของแบริกเกตเพียงอย่างเดียวไม่สามารถพิจารณาถึงระดับของแรงเสียดทานได้ เนื่องจาก

ระยะห่างระหว่างแบริกเกตและความแข็งตึงของลวดล้วนมีผลต่อแรงเสียดทาน ในแบริกเกตขนาดกว้าง พบว่าระยะห่างระหว่างแบริกเกตและความยืดหยุ่นของลวดระหว่างแบริกเกตลดลง ลวดจึงมีโอกาสเกิดการเบี่ยงเบนทำมุมกับแบริกเกตได้น้อย แรงเสียดทานจึงลดลง ในขณะที่แบริกเกตแคบมีระยะห่างระหว่างแบริกเกตและความยืดหยุ่นของลวดระหว่างแบริกเกตมาก จึงเกิดการชนสัมผัสของลวดกับขอบร่องแบริกเกตได้ง่าย แรงเสียดทานจึงเพิ่มขึ้น ซึ่งในกรณีที่ระยะห่างระหว่างแบริกเกตมีค่ามาก เช่น ในกรณีที่มีการถอนฟันกรามน้อยซี่ที่ 1 และต้องการเคลื่อนฟันเขี้ยว ลวดที่อยู่ระหว่างแบริกเกตฟันกรามน้อยซี่ที่ 2 และฟันหน้าซี่ข้างจะมีความยืดหยุ่นสูง การเพิ่มความแข็งตึงให้ลวด สามารถทำได้โดยมัดลวดระหว่างแบริกเกตทั้งสองให้แน่น เพื่อลดการโค้งงอของลวดที่จะทำให้เกิดการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบริกเกตของฟันเขี้ยว ซึ่งส่งผลทำให้แรงเสียดทานมีค่ามากขึ้น

ความสูงของร่องแบริกเกต

จากการศึกษาของ Kusy¹⁶ พบว่า ขนาดของแรงเสียดทานมีค่าลดลง เมื่อขนาดของร่องแบริกเกตเพิ่มขึ้นจาก 0.018" เป็น 0.022" เนื่องจากโอกาสเกิดการชนสัมผัสระหว่างลวดที่มีขนาดเพิ่มขึ้นกับร่องแบริกเกตในมุมออร์เตอร์ที่สองลดลง และถึงแม้ว่าการใช้ลวดที่มีขนาดเต็มร่องจะช่วยควบคุมการเคลื่อนที่ของฟัน แต่เมื่อเกิดการชนสัมผัสระหว่างลวดกับร่องแบริกเกต จะทำให้แรงเสียดทานมีค่ามากขึ้น

รูปแบบแบริกเกต

จากที่ผ่านมามีการออกแบบแบริกเกต ให้มีกันชนที่ส่วนบนและฐานของร่องแบริกเกต เพื่อลดส่วนสัมผัสระหว่างลวดกับแบริกเกต หรือมีส่วนยกบนบริเวณปีกแบริกเกตเพื่อไม่ให้วัสดุที่ใช้มัดกดทับลวด ซึ่งจะช่วยลดแรงเสียดทานหรือทริปเอจ (Tip-Edge) แบริกเกต ที่ปลายร่องเนียงมุม 20 องศา ทั้ง 2 ด้าน เพื่อลดการชนสัมผัสของลวดกับแบริกเกต ขณะที่ลวดเอียงทำมุมกับแบริกเกต ในขณะที่มีการเคลื่อนฟันแบบทิบปิง (tipping movement) ตามเทคนิคเบก (Begg) แต่ในเอจไวส์ (Edgewise) เทคนิคนั้นจะออกแบบเครื่องมือเพื่อให้มีการเคลื่อนที่ของฟันแบบทั้งซี่ซึ่งได้มีการปรับปรุงเครื่องมือเพื่อลดแรงเสียดทาน เช่น การออกแบบแบริกเกตชนิดเชลฟไลเกติง ทั้งชนิดฝาปิดแบบคลิปปริง หรือฝาเลื่อน เพื่อ

ลดแรงเสียดทานเมื่อเปรียบเทียบกับแบร็กเกตทั่วไปที่มัตลวดทางทันตกรรมจัดฟันด้วยยางอีลาสโตเมอร์ (elastomer) หรือการมัตด้วยลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม

แบร็กเกตรูปแบบทั่วไป

เมื่อเปรียบเทียบกับคุณสมบัติของการมัตลวดทางทันตกรรมจัดฟันกับแบร็กเกตรูปแบบทั่วไป ทั้งการมัตด้วยลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและยางอีลาสโตเมอร์ พบว่าการมัตด้วยลวดจะลดโอกาสหลวมหลุด ส่วนการมัตลวดจัดฟันด้วยยางอีลาสโตเมอร์จะมีข้อด้อยกว่า เพราะแรงของยางอีลาสโตเมอร์จะลดลงเมื่อทิ้งไว้เป็นเวลานานโดยไม่เปลี่ยนยางสำหรับการมัตด้วยลวดมีแรงเสียดทานน้อยกว่ามัตด้วยยางอีลาสโตเมอร์ถึงร้อยละ 30-50 แต่แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นทั้งการมัตด้วยลวดและมัตด้วยยางอีลาสโตเมอร์จะมีความผันแปรแตกต่างกันอย่างมาก เนื่องจากแรงที่ใช้ในการมัตลวดต่างกัน และการมัตยางอีลาสโตเมอร์แบบรูปเลข “8” จะมีแรงเสียดทานมากกว่าการมัตรูป “0” ถึงร้อยละ 70-220 ซึ่งขึ้นกับขนาดของลวด ส่วนการมัตรูป “0” จะมีแรงเสียดทานเฉลี่ย 50 กรัม¹⁷

แบร็กเกตชนิดเซลฟไลเกติง (Self-ligating)

จากคุณสมบัติของการมัตลวดทางทันตกรรมจัดฟันโดยทั่วไปที่กล่าวมา จึงมีการผลิตแบร็กเกตชนิดเซลฟไลเกติงที่มีรูปแบบแตกต่างกัน ในปี ค.ศ. 1935 ได้ถูกผลิตขึ้นมาครั้งแรกในชื่อ Russell Lock ผลิตโดย Stolzenberg¹⁸ ซึ่งพบว่าแบร็กเกตชนิดเซลฟไลเกติงมีข้อดี เนื่องจากแบร็กเกตมีส่วนของฝาปิดแบบคลิปสปริง (clip spring) หรือฝาเลื่อนที่แข็งแรงทำให้ลวดทางทันตกรรมจัดฟันอยู่เต็มร่องของแบร็กเกตตลอดระยะเวลาที่ทำการรักษา และมีแรงเสียดทานต่ำกว่าแบร็กเกตที่มัตด้วยลวดหรือยางอีลาสโตเมอร์ ซึ่งเมื่อมุมของลวดทำกับแบร็กเกตแบบออร์เตอร์ที่สอง พบว่า แบร็กเกตชนิดเซลฟไลเกติงให้ผลที่ดีกว่า โดยมีแรงเสียดทานที่ต่ำกว่าแบร็กเกตที่มัตด้วยลวดหรือยางอีลาสโตเมอร์^{19,20} และพบว่าแบร็กเกตชนิดเซลฟไลเกติงชนิดที่มีฝาเลื่อนมีค่าแรงเสียดทานต่ำกว่าชนิดที่มีฝาปิดแบบคลิปสปริง และแบร็กเกตที่มัตด้วยลวดหรือยางอีลาสโตเมอร์เพราะไม่มีส่วนที่จะไปกีดขวางลวดเข้าร่องแบร็กเกต^{21,22}

ผลการศึกษาเปรียบเทียบแรงเสียดทานระหว่างแบร็กเกตชนิดของวัสดุ

แบร็กเกตไทเทเนียมกับแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม

จากการศึกษา Michelberger และคณะ²³ ได้เปรียบเทียบแรงเสียดทานและการสึกกร่อนของแบร็กเกตไทเทเนียมและแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ร่วมกับลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและลวดเบต้าไทเทเนียมที่ผ่านการฝังไอออน (ion-implanted) โดยทดสอบในภาวะแห้ง พบว่า แบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีค่าแรงเสียดทานสถิตและค่าแรงเสียดทานจลน์น้อยกว่าแบร็กเกตไทเทเนียม ในลวดทุกขนาด ยกเว้นลวดกลมขนาด 0.020" และรอยสึกที่เกิดขึ้นกับแบร็กเกตไทเทเนียมมีมากกว่า จึงทำให้แรงเสียดทานมากกว่าแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม

แบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมกับแบร็กเกตเซรามิก

เมื่อเปรียบเทียบแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมกับแบร็กเกตเซรามิก โดยเฉพาะในลวดทำมุม 0 องศา กับร่องของแบร็กเกต พบว่าแรงเสียดทานในแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีค่าน้อยกว่าแบร็กเกตเซรามิก และเมื่อลวดทำมุมกับร่อง (active configuration) พบว่าแรงเสียดทานในแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมากขึ้นแต่ยังน้อยกว่าแบร็กเกตเซรามิก²⁴ เนื่องจากแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีผิวที่เรียบกว่า ภายหลังจึงได้มีการพัฒนาแบร็กเกตเซรามิก โดยมีร่องทำจากโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม พบว่าแบร็กเกตเซรามิกที่มีร่องโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีแรงเสียดทานน้อยกว่าเซรามิกแบร็กเกตทั่วไป แต่ยังพบว่ามีค่าแรงเสียดทานมากกว่าแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมอย่างมีนัยสำคัญ^{25,26}

Dickson และ Jones²⁷ ได้ศึกษาเปรียบเทียบแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างแบร็กเกตเซรามิกทั่วไป ยี่ห้อ Transcend Series 6000 (3M Unitek, USA) แบร็กเกตเซรามิกที่มีร่องโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมและแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ยี่ห้อ Twin-torque (3M Unitek, USA) โดยมีมุมระหว่างแบร็กเกตกับลวด 0, 5 และ 10 องศา เพื่อให้มีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบร็กเกต พบว่าที่มุมระหว่างแบร็กเกต

กับลวด 0 องศา แปรกเขตเซรามิกที่มีร่องโลหะเหล็กไร้สนิมมีแรงเสียดทานต่ำสุด และแปรกเขตเซรามิกทั่วไปมีแรงเสียดทานสูงสุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ค่า $p < 0.01$ และที่มุมระหว่างแปรกเขตและลวด 5 องศา ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของแรงเสียดทาน ระหว่างแปรกเขตเซรามิกที่มีร่องโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม กับแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม แต่ทั้งสองมีค่าแรงเสียดทานที่ต่ำกว่าแปรกเขตเซรามิกทั่วไปอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ค่า $p < 0.01$ และที่มุมระหว่างแปรกเขตและลวด 10 องศา ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของแรงเสียดทานในแปรกเขตเซรามิกที่มีร่องโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมกับแปรกเขตเซรามิกทั่วไป แต่ทั้งสองมีค่าแรงเสียดทานที่มากกว่าแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ค่า $p < 0.01$ เนื่องจากร่องโลหะในแปรกเขตเซรามิก ทำให้มีคุณสมบัติต้านแรงเสียดทานคล้ายกับแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ที่มุมออร์เตอร์ที่สองระหว่างแปรกเขตกับลวดมีค่าน้อย และแรงเสียดทานจะมากขึ้นเมื่อมุมระหว่างแปรกเขตกับลวดมากขึ้น ดังนั้นแปรกเขตเซรามิกที่มีร่องโลหะเหล็กไร้สนิม อาจเป็นทางเลือกหนึ่งในผู้ป่วยที่ต้องการความสวยงามแทนที่การเลือกใช้แปรกเขตเซรามิกทั่วไป ที่มีค่าแรงเสียดทานสูงกว่าในการเคลื่อนที่ของฟัน

รูปแบบแปรกเขต

เมื่อพิจารณาแปรกเขตที่มีรูปแบบแตกต่างกัน พบว่าแปรกเขตที่มีส่วนยกนูนบริเวณปีกแปรกเขต มีแรงเสียดทานน้อยกว่าแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ที่มีดัดด้วยลวดหรือยางอีลาสโตเมอร์ ในขณะที่ลวดยังไม่ชนกับขอบร่องแปรกเขต แต่กลับพบว่าแรงเสียดทานไม่แตกต่างกัน เมื่อลวดชนขอบร่องแปรกเขตที่มุมออร์เตอร์ที่สอง²⁸

ในส่วนแปรกเขตชนิดเซลฟไลเกดิง Sim และคณะ²⁹ ได้ศึกษาเปรียบเทียบแรงเสียดทานระหว่างแปรกเขตชนิดเซลฟไลเกดิงทั้งชนิดผ่าเลื่อนและผ่าคลิปลับกับแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมดัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ โดยลวดยังไม่ชนกับขอบร่องแปรกเขต พบว่าแรงเสียดทานมีค่าน้อยที่สุดในแปรกเขตชนิดเซลฟไลเกดิงชนิดผ่าเลื่อน รองลงมาคือ ชนิดผ่าคลิปลับ และแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมตามลำดับ

ในปัจจุบันมีการผลิตแปรกเขตชนิดเซลฟไลเกดิงจากโพลีคาร์บอเนตเพื่อความสวยงาม Cacciafesta และคณะ²⁵ ได้ศึกษาในแง่ของแรงเสียดทานสถิตและแรงเสียดทานจลน์ระหว่างแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมชนิดเซลฟไลเกดิง ยี่ห้อ Damon SL II (SDS Ormco, USA) แปรกเขตพลาสติกชนิดเซลฟไลเกดิง ยี่ห้อ Oyster (Gestenco International, Sweden) และแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ยี่ห้อ Victory Series (3M Unitek, USA) ขนาด 0.022" โดยพบว่าแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมชนิดเซลฟไลเกดิง มีค่าแรงเสียดทานสถิตและแรงเสียดทานจลน์น้อยกว่าแปรกเขตพลาสติกชนิดเซลฟไลเกดิงและแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมอย่างมีนัยสำคัญ แต่ไม่มีความแตกต่างของแรงเสียดทานระหว่างแปรกเขตพลาสติกชนิดเซลฟไลเกดิง และแปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้น กรณีที่ผู้ป่วยต้องการความสวยงาม อาจเลือกใช้แปรกเขตพลาสติกชนิดเซลฟไลเกดิงแทนการใช้แปรกเขตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมหรือแปรกเขตเซรามิก

จากค่าแรงเสียดทานที่ต่ำมีผลในการควบคุมหลักยึดทางทันตกรรมจัดฟัน เนื่องจากแรงคีนกลับ (reciprocal force) มีค่าต่ำ ดังนั้น ขนาดของแรงต่อต้านที่ของรากฟันที่เป็นหลักยึดจึงลดลง และจากแรงที่ใช้เคลื่อนฟันมีค่าต่ำ ทำให้โอกาสของการเกิดการเบี่ยงเบนของลวดน้อย จึงเกิดการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแปรกเขตลดลง ทำให้แปรกเขตเคลื่อนที่ไปตามลวดได้ดี และแปรกเขตชนิดเซลฟไลเกดิง ช่วยลดระยะเวลาในการเปลี่ยนลวดและเวลาในการมัดลวด^{30,31}

ลวดทางทันตกรรมจัดฟัน

ชนิดของลวด

เมื่อพิจารณาถึงลวดที่ใช้ในทางทันตกรรมจะพบว่ามีชนิดและคุณสมบัติที่แตกต่างกัน ทั้งที่ทำจากโลหะ เช่น ลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม ลวดโคบอลต์โครเมียม (Cobalt chromium) ลวดเบต้าไทเทเนียม (Beta titanium) และลวดนิกเกิลไทเทเนียม (Nickel titanium) นอกจากนี้ ยังมีการผลิตลวดเพื่อความสวยงาม (esthetic archwire) เช่น การเคลือบส่วนของลวดโลหะด้วยพลาสติกสีเหมือนฟัน โดยพอลิเมอร์คอมโพสิตและโพลีเอทเธอร์ฟลูออเอทิลีนเบส (polytetrafluor ethylene-based) หรือเรียกว่าลวดเทฟลอน

(Teflon) แต่เมื่อใช้เป็นระยะเวลาอันยาวนานจะมีการติดสีและหลุดลอกออกของชั้นเคลือบ³² และได้มีการผลิตลวดจากพอลิเมอร์ แต่พบว่าไม่สามารถใช้งานทางทันตกรรมได้ เพราะมีการเสียรูปไม่คืนกลับ (plastic deformation) และแตกหักได้แม้เมื่อใช้แรงขนาดเล็ก ในปี ค.ศ. 1992 จึงได้มีการผลิตลวด TALA (totally esthetic labial archwire) ซึ่งทำจากเส้นใยนำแสงซิลิคอนชนิดใส (clear optical silicon fiber) ซึ่งไม่มีการเสียรูปในการใช้งานทางคลินิก แต่แนะนำให้หลีกเลี่ยงการดัดแบบหักมุม (sharp bend) เพราะทำให้มีการแตกหักและเกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่ออ่อนได้³³

จากการตรวจความขรุขระที่พื้นผิวของลวด โดยฮีเลียม-นีออนเลเซอร์เทคนิค (Helium-neon laser technique) หรือใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีผิวเรียบที่สุทธองลงมาคือ ลวดโคบอลต์โครเมียม ลวดเบต้าไทเทเนียม และลวดนิกเกิลไทเทเนียมตามลำดับ ซึ่งพบว่าค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานในลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีค่าน้อยที่สุด ถัดมาคือ ลวดโคบอลต์โครเมียม ลวดนิกเกิลไทเทเนียม และลวดเบต้าไทเทเนียมมีค่ามากที่สุด ซึ่งค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานไม่ขึ้นกับความขรุขระของพื้นผิว เนื่องจากมีปัจจัยอื่นที่มีผลต่อแรงเสียดทาน เช่น น้ำลายและองค์ประกอบทางเคมีที่ผิวลวด (chemical affinity) แตกต่างกัน³⁴ มีการศึกษาหลายเรื่องเปรียบเทียบแรงเสียดทานระหว่างลวดทั้ง 4 ชนิดในการเคลื่อนที่แบบสไลด์ พบว่า ลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีค่าแรงเสียดทานน้อยที่สุด ส่วนลวดเบต้าไทเทเนียมมีค่ามากที่สุด การที่ลวดเบต้าไทเทเนียมมีค่าแรงเสียดทานที่มากกว่าลวดนิกเกิลไทเทเนียม¹⁴ แม้ว่าลวดเบต้าไทเทเนียมจะมีผิวที่เรียบกว่าลวดนิกเกิลไทเทเนียมก็ตาม เป็นเพราะว่าลวดเบต้าไทเทเนียมเกิดภาวะการเชื่อมขนาดเล็ก (microweld) ระหว่างผิวลวดกับขอบร่องแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม¹³ ในระหว่างเคลื่อนฟัน

การลดค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานทั้งลวดนิกเกิลไทเทเนียมและลวดเบต้าไทเทเนียม สามารถทำได้โดยการฝังอิมัลชัน โดยก๊าซอิมัลชันที่ทำการฝังที่ผิวลวด ได้แก่ ออกซิเจนและไนโตรเจน โดยจะทำให้ผิวลวดมีลักษณะแข็งขึ้น จากการศึกษาของ Burstone และ Farzin-Nia³⁵ พบว่า ลวดเบต้าไทเทเนียมที่ผ่านการฝังอิมัลชันจะมีระดับแรงเสียดทานใกล้เคียงกับลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม เมื่อเปรียบเทียบแรง

เสียดทานระหว่างลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมกับลวดนิกเกิลไทเทเนียม ขณะที่ลวดยังไม่เกิดการชนสัมผัสกับขอบร่องแบร็กเกตในการทำมุมออร์เดอร์ที่สอง พบว่า ลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีแรงเสียดทานน้อยกว่าลวดนิกเกิลไทเทเนียม แต่เมื่อมีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับขอบร่องแบร็กเกตเกิดขึ้นในการทำมุมออร์เดอร์ที่สอง พบว่า ลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมมีค่าแรงเสียดทานมากกว่าลวดนิกเกิลไทเทเนียม เนื่องจากลวดนิกเกิลไทเทเนียมมีค่าโมดูลัสของความยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ที่ต่ำกว่า ทำให้แรงที่ทำมุมตั้งฉากระหว่างผิวสัมผัสของลวดกับขอบร่องแบร็กเกตมีค่าน้อยกว่า โดยพบว่าประสิทธิภาพในการสไลด์จะดีกว่าในลวดที่มีความยืดหยุ่น (flexible) มากกว่า ในขณะที่มีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบร็กเกตของการทำมุมออร์เดอร์ที่สอง³⁶

ขนาดและรูปร่างหน้าตัดของลวด

โดยนอกจากนี้ยังพบว่าเมื่อขนาดของลวดเพิ่มขึ้น แรงเสียดทานระหว่างลวดกับแบร็กเกตจะมากขึ้นและจากรูปร่างของลวด พบว่า ลวดเหลี่ยมมีแรงเสียดทานที่มากกว่าลวดกลม เมื่อยังไม่มีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบร็กเกตในการทำมุมออร์เดอร์ที่สอง แต่เมื่อลวดมีการชนสัมผัสกับแบร็กเกต ลวดเหลี่ยมจะสัมผัสกับขอบร่องแบร็กเกตเป็นพื้นที่กว้างกว่าลวดกลม ดังนั้น แรงกดที่ขอบร่องจึงมีการกระจายแรง ทำให้แรงกดลดลง ขณะที่ลวดกลมมีแรงกดเป็นจุด จึงพบโอกาสเกิดรอยบากที่ผิวลวดมากขึ้นทำให้มีแรงเสียดทานมากขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Frank และ Nikolai¹⁵ ที่ลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม 0.020" มีค่าแรงเสียดทานมากกว่าลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิม 0.017 x 0.025"

อย่างไรก็ตาม การใช้ลวดที่มีขนาดเล็กและมีความยืดหยุ่นในการเคลื่อนฟันเขี้ยวเพื่อปิดช่องว่าง อาจพบการเบี่ยงเบน (deflection) ของลวดขณะที่ฟันเขี้ยวลึกลงไปทางด้านไกลกลาง เป็นผลทำให้ฟันหน้ายื่นยาว (extrusion) จึงต้องเลือกใช้ลวดกลมที่ใหญ่เพียงพอ เช่น ขนาด 0.018" ในแบร็กเกตขนาดร่อง 0.022" เพื่อเคลื่อนฟันปิดช่องว่างและในการดึงฟันเขี้ยว จะมีความแข็งดิ่งที่เพียงพอและลดการโค้งงอของลวดที่จะทำให้เกิดการชนสัมผัสกับขอบร่องแบร็กเกต Drescher และคณะ³⁷ ได้กล่าวว่าความสูงของลวดในแนวตั้งที่ใส่ในร่องแบร็กเกต เช่น ด้าน 0.016" ของลวดขนาด 0.016 x

0.022" เป็นปัจจัยที่มีความสำคัญต่อแรงเสียดทาน เนื่องจากพบว่าฟันจะมีการล้มเอียงในขณะที่ทำให้แรงดึง ทำให้มีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับร่องแบร็กเกตจึงเกิดแรงเสียดทานขึ้น โดยพบว่า ลวดขนาด 0.016" และ 0.016 x 0.022" ให้แรงเสียดทานที่ต่ำกว่าลวดขนาด 0.018 x 0.025" ในแบร็กเกตขนาดร่อง 0.018" เนื่องจากมีช่องว่างระหว่างลวดกับร่องของแบร็กเกตในแนวตั้งมากกว่า

ปฏิสัมพันธ์ระหว่างลวดกับแบร็กเกต

การทำมุมมอร์เตอร์ที่สองของลวดกับแบร็กเกต

จากการที่ลวดทำมุมมอร์เตอร์ที่สองกับแบร็กเกตในระหว่างการเคลื่อนที่ของฟัน จะทำให้มีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับร่องแบร็กเกต และบางครั้งก็เกิดรอยบากในตำแหน่งที่ลวดสัมผัสกับส่วนของขอบร่อง ทำให้การเคลื่อนฟันแบบสไลดิงหยุดชั่วคราว เนื่องจากแรงเสียดทานมีค่ามากขึ้น

Articolo และ Kusy³⁸ ได้ศึกษาถึงแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในการเคลื่อนที่แบบสไลดิง โดยทำมุมมอร์เตอร์ที่สองระหว่างลวดกับแบร็กเกต 5 มุม คือ 0, 3, 7, 11 และ 13 องศา ทั้งในโพลีคริสตอลลีนอะลูมินาและแบร็กเกตเซรามิกชนิดซิงเกิลคริสตอลลีนอะลูมินา และแบร็กเกตโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมขนาดร่อง 0.022" ร่วมกับลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมลวดเบต้าไทเทเนียม และลวดนิกเกิลไทเทเนียมขนาด 0.021 x 0.025" มัดด้วยลวดมัดโลหะเหล็กไร้สนิม โดยมุมวิกฤต θ_c (critical angle) คือ มุมที่ลวดเอียงชนสัมผัสครั้งแรกกับขอบทั้งสองข้างของร่องแบร็กเกต ซึ่งที่มุม 0 องศา หรือมุม θ ที่น้อยกว่ามุมวิกฤต θ_c ลวดจะอยู่ในลักษณะพาสซีฟคอนฟิกูเรชัน (passive configuration) คือ มีช่องว่างระหว่างลวดกับแบร็กเกตโดยแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นกับสัมผัสของแรงเสียดทานและแรงที่ใช้ในการมัดแบร็กเกต และเมื่อมุมที่ลวดทำกับแบร็กเกต θ มากกว่ามุมวิกฤต θ_c ลวดจะอยู่ในลักษณะแอ็กทีฟคอนฟิกูเรชัน (active configuration) โดยจะเกิดการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบร็กเกต ดังนั้น แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นเป็นผลรวมของแรงเสียดทานจากการมัดลวดและแรงเสียดทานที่เกิดจากการที่ลวดชนสัมผัสกับขอบร่องแบร็กเกต โดยพบว่าที่มุม 0 องศา หรือมุมที่น้อยกว่ามุมวิกฤต θ_c ลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมเมื่อใช้ร่วมกับแบร็กเกตทั้ง 3 ชนิด มีค่าแรงเสียดทานน้อยที่สุด แต่ที่มุมตั้งแต่ 3 องศาขึ้นไป ซึ่ง

เริ่มมีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบร็กเกต แรงเสียดทานที่เกิดกับลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมเมื่อใช้ร่วมกับแบร็กเกตทั้ง 3 ชนิด จะมีค่าแรงเสียดทานมากที่สุด ส่วนลวดนิกเกิลไทเทเนียมเมื่อใช้ร่วมกับแบร็กเกตทั้ง 3 ชนิด จะมีค่าแรงเสียดทานที่น้อยที่สุด

ดังนั้นแรงจากการมัดลวดเข้าในร่องแบร็กเกตจะมีผลต่อแรงเสียดทาน ขณะที่ลวดยังไม่ชนสัมผัสกับขอบร่องแบร็กเกต ในมุมมอร์เตอร์ที่สอง 0-3 องศา แต่เมื่อมุมมีค่ามากขึ้นและมีการชนสัมผัสระหว่างลวดกับแบร็กเกต พบว่าชนิดของลวด ความแข็งตัวของลวด (stiffness) และระยะห่างระหว่างแบร็กเกตมีบทบาทสำคัญต่อแรงเสียดทาน³⁹

ส่วนผลการศึกษาระหว่างการทำมุมมอร์เตอร์ที่สองของลวดกับแบร็กเกตชนิดเซลฟไลเกดิง พบว่าแบร็กเกตชนิดเซลฟไลเกดิงชนิดฝาปิดแบบคลิปลับรึร่วมกับมีมุมวิกฤตมีค่าน้อย จะมีค่าแรงเสียดทานมากกว่าแบร็กเกตชนิดเซลฟไลเกดิงชนิดฝาปิดแบบคลิปลับรึร่วมกับมีมุมวิกฤตมีค่ามาก จะมีแรงเสียดทานในการเคลื่อนที่แบบสไลดิงน้อยที่สุด⁴⁰

ปัจจัยทางทางชีวภาพ

จากรายงานถึงสภาวะเปื่อยและแห้งต่อแรงเสียดทานที่แตกต่างกันออกไป Baker และคณะ⁴¹ ได้พบว่า การใช้น้ำลายเทียมสามารถลดแรงเสียดทานได้ถึงร้อยละ 15-19 ในลวดทุกชนิด ส่วน Kusy และคณะ⁴² ได้พบว่า น้ำลายเป็นได้ทั้งสารหล่อลื่นและสารยึดเกาะ โดยขึ้นกับชนิดของลวดกับแบร็กเกตที่ใช้ร่วมกัน ซึ่งลวดโลหะเหล็กกล้าไม่เป็นสนิมจะมีค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานมากขึ้นในภาวะเปียก ส่วนลวดเบต้าไทเทเนียมมีค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานจลน์ในภาวะเปียกเพียงร้อยละ 50 ของภาวะแห้ง เนื่องจากภาวะการเชื่อมขนาดเล็กระหว่างผิวลวดกับแบร็กเกตลดลง

วิจารณ์และสรุป

ในการเลือกใช้ชนิดของแบร็กเกตในงานทางทันตกรรมจัดฟันนั้น ต้องพิจารณาทั้งในส่วนชนิดของวัสดุ ขนาดและรูปแบบ ความสวยงาม เพื่อใช้งานให้เหมาะสมในผู้ป่วยแต่ละราย นอกจากนี้ ต้องคำนึงถึงคุณสมบัติในการใช้งานทางคลินิก

ทั้งเรื่องของการรับแรงจากลวด โดยเฉพาะในการทำมูออร์เดอร์ที่สอง ระหว่างลวดกับแบร็กเก็ต คุณสมบัติทางด้านแรงเสียดทานในการเคลื่อนฟันแบบสไลดิง เมื่อใช้ร่วมกับปัจจัยอื่น เช่น ลวดทางทันตกรรมจัดฟัน รูปแบบการมัดลวดทางทันตกรรมจัดฟัน ซึ่งการปรับระดับของแบร็กเก็ต (leveling) ในระยะแรกนั้นนับว่ามีความสำคัญ ในการลดแรงเสียดทานที่เกิดจากความต่างของระดับแบร็กเก็ต ทั้งนี้ เพื่อให้ผลการรักษาที่ดี มีการเคลื่อนฟันเป็นไปตามวัตถุประสงค์ มีการตอบสนองของเนื้อเยื่อที่ดี มีความเหมาะสมในด้านราคาค่าใช้จ่าย และเป็นที่ยอมรับของผู้ป่วย

เอกสารอ้างอิง

- Rossouw PE. Friction: An overview. *Seminars in orthodontics*. 2003;9:218-22.
- Nanda RS, Ghosh J. Biomechanical considerations in sliding mechanics. In: Nanda RS, ed. *Biomechanics in clinical orthodontics*. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunder, 1997:188-217.
- Matasa CG. Biomaterials in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL, eds. *Orthodontics current principles and techniques*. 3rd ed. St. Louis: Missouri: Mosby, 2000:305-38.
- 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; 107:20-7.
- Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of load transmission and bracket deformation between titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;116:275-8.
- Eliades T, Eliades G, Brantley WA. Orthodontic brackets. In: Brantley WA, Eliades T, eds. *Orthodontic materials scientific and clinical aspects*. 1st ed. New York: Thieme, 2001:143-72.
- Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106:265-72.
- Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod*. 1990;17: 71-4.
- Swartz ML. Ceramic Brackets. *J Clin Orthod*. 1988;22:82-8.
- Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod*. 1992;26:425-32.
- Rose CM, Zernik JH. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. *J Clin Orthod*. 1996; 30:78-84.
- Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod*. 1980;78:593-609.
- Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96:249-54.
- 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.
- Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod*. 1980;78:593-609.
- Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod*. 2000;70:366-76.
- Harradine NWT. Current product and practices self-ligating brackets: where are we now?. *J Orthod*. 2003;30:262-73.
- Harradine NW, Birnie DJ. The clinical use of Activa self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109:319-28.
- Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of

- pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod.* 1998;20:589-96.
20. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance of the Damon SL bracket. *J Clin Orthod.* 1998;32:485-9.
21. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod.* 1998;20:283-91.
22. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod.* 1997;24:309-17.
23. Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118:662-74.
24. Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:336-45.
25. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:395-402.
26. Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 ;125:56-64.
27. Dickson J, Jones S. Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. *J Clin Orthod.* 1996;30:516-8.
28. 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.
29. Sim APT, 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.
30. Berger J, Byloff FK. The clinical efficiency of self-ligated brackets. *J Clin Orthod.* 2001;35:304-8.
31. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106:472-80.
32. Greenberg AR, Kusy RP. A survey of specialty coatings for orthodontic wires. *J Dent Res.* 1979;58:98.
33. Postlethwaite KM. Advances in fixed appliance design and use: 1. Brackets and archwires. *Dent Update.* 1992;19:276-8.
34. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on frictional coefficients of arch wires. *J Dent Res.* 1988;67A:1986.
35. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod.* 1995;29:453-61.
36. Dickson JA, Jones SP, Davies EH. A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations-an in vitro study. *Br J Orthod.* 1994;21:15-22.
37. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:397-404.
38. Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J*

- Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115:39-51.
39. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990;97:219-28.
40. Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;121:472-82.
41. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1987;91:316-20.
42. 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;61:293-302.

Factors influencing friction in orthodontics

Rugrath Sitdhichoke D.D.S.¹

Sirima Petdachai D.D.S., Ph.D., Dip.Th.B.O.²

¹ Inburi Hospital, Inburi, Singburi

² Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstract

In fixed orthodontic therapy, tooth must be moved during leveling, alignment or retraction into an extraction area. During these procedures, friction is considered between archwires and brackets in sliding mechanics. Friction must be controlled so that the proper force can be applied to obtain tooth movement, to maintain anchorage and to optimize biologic tissue response. The purpose of this article is to review studies which have been carried out to evaluate the factors that influence frictional resistance. These include brackets, orthodontic wires and biologic factors. These factors should be considered for proper tooth movement in orthodontic treatment.

(CU Dent J. 2006;29:149-160)

Key words: *bracket; friction; sliding mechanics*
