

การศึกษาความต้านทานต่อการแตกหักของไทวิงส์และความแข็งแรงพันธะเนื้อของสรีนครินทรวีโรฒแบร็กเกตจัดฟันชนิดอะลูมินัมออกไซด์เซรามิก

วรุณ ทองเกิด* ธนากร วาสนาเพียรพงศ์** กาวินชัย ปฏิพัทธ์วุฒิกุล คีรอน*** นงลักษณ์ สมบุญธรรม****

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความโค้งผิวฟันเฉลี่ยของฟันกรามน้อยจากตัวอย่างคนไทยเพื่อพัฒนาสรีนครินทรวีโรฒแบร็กเกตจัดฟันชนิดอะลูมินัมออกไซด์เซรามิก (เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกต) โดยใช้ความโค้งที่ได้เป็นโค้งของฐานแบร็กเกต และเปรียบเทียบความต้านทานต่อการแตกหักของไทวิงส์และความแข็งแรงพันธะเนื้อกับแบร็กเกตเซิงพามิซซ์ ผิวด้านแก้มของฟันกรามน้อยบน 40 ซี่ จากตัวอย่างคนไทยถูกสแกนและเฉลี่ยให้ได้ความโค้งผิวฟัน ออกแบบ เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกตให้ฐานมีความโค้งตามความโค้งที่ได้ และผลิตโดยวิธีหล่อแบบด้วยการฉีด เปรียบเทียบความต้านทานต่อการแตกหักของไทวิงส์และความแข็งแรงพันธะเนื้อของแบร็กเกตที่ผลิตได้กับแบร็กเกตเซิงพามิซซ์ ผลการศึกษาพบว่า ความโค้งผิวฟันด้านแก้มเฉลี่ยของฟันกรามน้อยของตัวอย่างคนไทยมีค่าน้อยกว่าความโค้งจากฐานแบร็กเกตเซิงพามิซซ์ การวิเคราะห์ด้วยสถิติทดสอบค่าทีอิสระแสดงให้เห็นว่าแบร็กเกตที่ผลิตขึ้นนี้มีค่าเฉลี่ยความต้านทานต่อการแตกหักของไทวิงส์และความแข็งแรงพันธะเนื้อ (48.38 ± 9.95 เมกะพาสคัล, 15.01 ± 5.45 เมกะพาสคัล ตามลำดับ) ต่ำกว่ากลุ่มควบคุม (126.28 ± 33.96 เมกะพาสคัล, 31.76 ± 6.49 เมกะพาสคัล ตามลำดับ) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) โดย เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกตถูกพัฒนาโดยฐานแบร็กเกตมีความโค้งตามความโค้งผิวฟันกรามน้อยเฉลี่ยของตัวอย่างคนไทย แม้ว่าความแข็งแรงพันธะเนื้อของ เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกตมีค่าต่ำกว่าแบร็กเกตเซิงพามิซซ์ แต่อยู่ในระดับที่ยอมรับได้ในการใช้งานทางคลินิก

คำชี้แจง: แบร็กเกตเซรามิก/ ความโค้งผิวฟันกรามน้อย/ ความแข็งแรงพันธะเนื้อ/ ความต้านทานต่อการแตกหัก

Received: April 30, 2020

Revised: September 08, 2020

Accepted: September 16, 2020

บทนำ

แบร็กเกตจัดฟันเซรามิก (Ceramic orthodontic bracket) จัดเป็นหนึ่งในกลุ่มแบร็กเกตเพื่อความสวยงามที่ได้รับความนิยมในปัจจุบัน แบร็กเกตเซรามิกถูกคิดค้นและเริ่มนำมาใช้ในทางคลินิกตั้งแต่ ค.ศ. 1980¹ และมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่องทั้งส่วนประกอบและการออกแบบรูปร่าง โดยวัสดุที่ใช้ผลิตหลักมักเป็นอะลูมินัมออกไซด์ (Aluminum oxide) ที่มีการปรับเปลี่ยนส่วนผสมเซรามิกและปรับโครงสร้างเพื่อให้เกิดคุณสมบัติเชิงกลที่ดีขึ้น แบร็กเกตเซรามิกมีข้อดีทางคลินิกหลายประการ ได้แก่ แข็งแรงต้านทานต่อการสึกและการเปลี่ยนรูปร่าง สีเสถียรคงทน และสวยงามใกล้เคียงสีฟันธรรมชาติ ซึ่งเป็นปัจจัยที่สร้างความพึงพอใจแก่ผู้ป่วย¹⁻³ ส่งผลให้ความต้องการใช้แบร็กเกตเซรามิกโดยเฉพาะในผู้ป่วยผู้ใหญ่มีแนวโน้มสูงขึ้น

ในขณะที่ความนิยมของแบร็กเกตเซรามิกในกลุ่มผู้ป่วยมากขึ้น แต่ประเทศไทยยังไม่มีการผลิตหรือพัฒนาแบร็กเกตเซรามิกใช้เองในประเทศ จำเป็นต้องนำเข้าอุปกรณ์ดังกล่าวจากต่างประเทศ คณะผู้วิจัยจึงได้พัฒนาแบร็กเกตจัดฟันชนิดอะลูมินัมออกไซด์เซรามิกเพื่อตอบสนองความต้องการการใช้งาน และลดการนำเข้าสินค้าจากต่างประเทศ โดยโครงการวิจัยที่ผ่านมาได้พัฒนาสัดส่วนองค์ประกอบทางเคมีของเซรามิกให้มีความแข็งแรง เสถียร สวยงามใกล้เคียงสีฟันธรรมชาติ และศึกษากระบวนการขึ้นรูปแบร็กเกตจัดฟันเบื้องต้นด้วยวัสดุดังกล่าวเป็นผลสำเร็จ⁴ โดยลักษณะแบร็กเกตขึ้นต้นที่ขึ้นรูปได้นั้นมีรูปแบบเป็นแบร็กเกตปีกเดี่ยว (Single wing bracket) ซึ่งไม่นิยมใช้ในทางคลินิกในปัจจุบัน

* นิสิตทันตแพทย์ประจำบ้าน หลักสูตรการฝึกอบรมทันตแพทย์ประจำบ้านเพื่อวุฒิบัตรฯ สาขาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพมหานคร

** ภาควิชาวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร

*** ภาควิชาทันตกรรมทั่วไป คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพมหานคร

**** ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็กและทันตกรรมป้องกัน สาขาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ กรุงเทพมหานคร

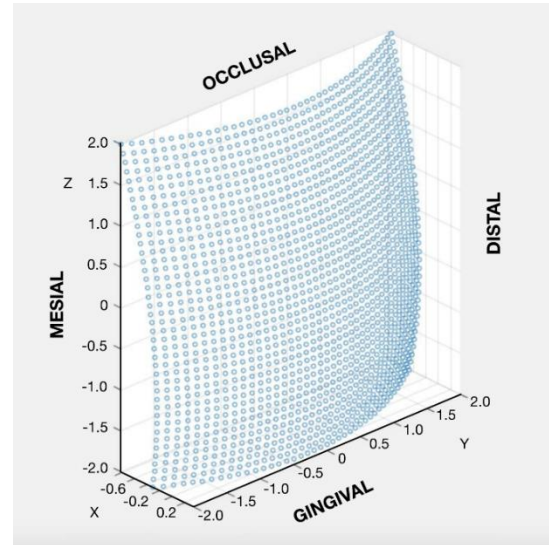
โครงการวิจัยนี้เป็นโครงการวิจัยต่อเนื่อง เพื่อศึกษาและพัฒนาออกแบบแบร็กเกตจัดฟันประเภทอะลูมินัมออกไซด์เซรามิก โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความโค้งผิวฟันด้านแก้มของฟันกรามน้อยบนในตัวอย่างคนไทย และนำความโค้งผิวฟันดังกล่าวมาออกแบบเป็นความโค้งของฐานแบร็กเกต รวมถึงปรับเปลี่ยนให้เป็นแบร็กเกตปีกคู่ (Siamese twin bracket) ซึ่งนิยมใช้ในทางคลินิก ให้เป็นรูปแบบของสรีรวิโรฒแบร็กเกตจัดฟัน ชนิดอะลูมินัมออกไซด์เซรามิก หรือเอสดับบลิวู เซรามิกแบร็กเกต (Srinakharinwirot aluminum oxide ceramic orthodontic brackets: SWU ceramic brackets) และศึกษาคุณสมบัติเชิงกลของแบร็กเกตที่ผลิตขึ้นสองประการ ได้แก่ ความต้านทานต่อการแตกหักของไทวงส์ (Fracture resistance of tie-wings) และความแข็งแรงพันธะเนื้อ (Shear bond strength) เปรียบเทียบกับแบร็กเกตเซรามิกเชิงพาณิชย์

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษาหาความโค้งผิวฟันด้านแก้มของฟันกรามน้อยบนในตัวอย่างคนไทย เก็บตัวอย่างฟันกรามน้อยบนที่ถูกถอนเพื่อการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันจากตัวอย่างคนไทยจำนวน 40 ซี่ เก็บทั้งในการคัดเลือกฟัน เป็นฟันที่มีตัวฟันสมบูรณ์ ไม่พบพยาธิสภาพ และรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน (CEJ) มีความต่อเนื่องชัดเจน โครงการวิจัยนี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ เลขที่ DENTSWU-EC13/2560 วิธีการเก็บฟันทำตาม ISO/TS 11405:2015⁵ ก่อนทำการสแกนฟันตัวอย่างทำการฝังส่วนรากฟันในบล็อกปูน เช็ดตัวฟันให้หมดด้วยก๊อชแห้ง และทำการสแกนฟันตัวอย่างด้วยเครื่องสแกนภาพสามมิติ (CEREC Omnicam; Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) โดยตั้งค่าความละเอียดสูงที่สุด สร้างเป็นภาพจำลองฟันสามมิติในไฟล์รูปแบบ Stereolithography (.STL)

การตัดแต่ง เฉลี่ยและวิเคราะห์ภาพความโค้งที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างทำโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อการคำนวณและเขียนโปรแกรมขึ้นสูง (MATLAB; Mathworks, Massachusetts, USA) ทำการหมุนภาพสามมิติของตัวฟันรอบแกนอ้างอิง และแกนด้านแก้มของตัวฟันทางคลินิก (Facial axis of clinical crown; FACC) ตั้งอยู่ในแนวตั้ง ตัดภาพให้ได้ความโค้งผิวฟันด้านแก้มของฟันแต่ละซี่ขนาด 4x4 ตารางมิลลิเมตร โดยใช้จุดกึ่งกลางของตัวฟันในแนวกุดสบ-เหงือก (FA point) เป็นจุดอ้างอิงสำหรับการศึกษา นำภาพดังกล่าวมาเฉลี่ย คำนวณและแสดงพื้นผิวโค้งดังกล่าวเป็นสมการหลายตัวแปร สร้าง

โมเดลสามมิติขึ้นมาจากสมการหลายตัวแปร เป็น“ความโค้งผิวฟันเฉลี่ย (Averaged tooth surface curvature)” ของฟันกรามน้อยบนจากตัวอย่างคนไทย (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 ความโค้งผิวฟันเฉลี่ยของฟันกรามน้อยบนจากตัวอย่างคนไทย

Figure 1 Averaged tooth surface curvature of upper premolars from Thai samples

การผลิต เอสดับบลิวู เซรามิกแบร็กเกต นำภาพแบร็กเกต 3 มิติมาออกแบบโดยกำหนดฐานแบร็กเกตเป็นความโค้งผิวฟันด้านแก้มเฉลี่ยของฟันกรามน้อยบนจากตัวอย่างคนไทย ซ้อนทับที่จุดกึ่งกลางของภาพ จากนั้น ทำการเขียนแบบสามมิติทางวิศวกรรมอิงจากภาพสามมิติ คำนวณขนาดให้ปริมาตรใหญ่ขึ้นร้อยละ 25 เพื่อชดเชยการหดตัวของเซรามิก⁶ นำแบบทางวิศวกรรมผ่านกระบวนการวิศวกรรมย้อนกลับ (Reverse Engineering) เพื่อสร้างแบบสามมิติ จากนั้น สร้างแม่พิมพ์เพื่ออัดฉีดเซรามิกซึ่งผลิตจากวัสดุโลหะเหล็กกล้าชนิดเหล็ก SKD 61 ผ่านการชุบแข็ง และทำให้เรียบเงา เพื่อลดแรงเสียดทานและทำให้ผิวชิ้นงานเซรามิกเรียบ ผสมอะลูมินัมออกไซด์เซรามิก (ตารางที่ 1) ให้เข้ากันสองครั้ง ก่อนอัดขึ้นรูปด้วยกระบวนการผลิตด้วยวิธีหล่อแบบด้วยการฉีด (Injection molding) โดยเริ่มจากการฉีดฟันด้วยน้ำมันหล่อลื่น อุ่นแม่พิมพ์ และฉีดเข้าแม่พิมพ์ที่อุณหภูมิ 210 องศาเซลเซียส นำแม่พิมพ์ปล่อยให้เย็นตัวลงในอุณหภูมิห้องเป็นเวลา 15 นาที จากนั้น แกะตัวอย่างออกจากแม่พิมพ์อย่างระมัดระวัง นำชิ้นงานที่ได้แช่น้ำกลั่นเพื่อละลายส่วนตัวยึด (Binder) ออก เป็นเวลา 24 ชั่วโมง⁶

ตารางที่ 1 สัดส่วนสารที่ใช้ในการผลิต เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกต

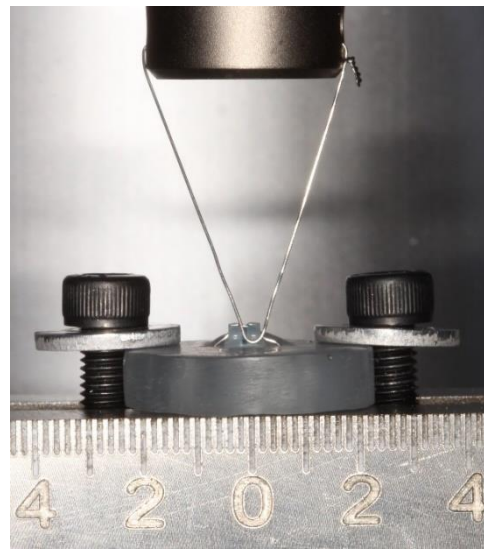
Table 1 Material composition of SWU Ceramic Bracket

Materials	Specifications	% Weight by weight (%w/w)
MgAl ₂ O ₃	TSP-15, 0.15 µm	74.51
Polyethyleneglycol	M.W. 1,540	18.95
Polyvinylbutyral	M.W. 40,000	5.72
Stearic acid	-	0.82

การเพิ่มความขรุขระที่ฐานชิ้นงานให้เกิดการยึดติดที่ดีขึ้น ทำโดยนำผงแมกนีเซียมอะลูมิเนียมออกไซด์ (MgAl₂O₃) ขนาด 0.15 ไมครอน ผสมเอทานอล (Ethanol) ในสัดส่วนร้อยละ 50:50 โดยน้ำหนัก (%w/w) ป้ายบนฐานชิ้นงานด้วยพู่กัน ขนาดละเอียดภายใต้กำลังขยาย 10 เท่าและปล่อยให้แห้ง จากนั้น นำชิ้นงานดังกล่าวเข้าเตาเผาฟลักซ์ที่อุณหภูมิประมาณ 500 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 ชั่วโมง เพื่อไล่ตัวยึดและเพิ่มอุณหภูมิจนถึง 1450 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 ชั่วโมง ในเตาเผาไฟฟ้าบรรยากาศปกติ

การศึกษาพื้นผิวของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด นำตัวอย่าง เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกต และแบร็กเกตเชิงพาณิชย์ (Clarity Advanced™; 3M Unitek, Monrovia, California, USA) ศึกษาพื้นผิวของชิ้นงานเพื่อดูขนาดรูปร่างของอนุภาคและรูพรุนในวัสดุด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (JSM-6480LV; JEOL Ltd., Tokyo, Japan) ทั้งบริเวณฐานและปีกของแบร็กเกต

การศึกษาคุณสมบัติความต้านทานต่อการแตกหักของไทวงส์ ทำการศึกษาเปรียบเทียบ เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกตกับแบร็กเกตเซรามิกเชิงพาณิชย์ซึ่งมีขนาดร่อง 0.022 นิ้ว ชนิดละ 10 ชิ้น ยึดบนแผ่นอะคริลิกเรซินใสทรงกลมเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 1 นิ้ว หนา 0.8 เซนติเมตรด้วยสารยึดติดเรซินซีเมนต์ (Transbond XT™; 3M Unitek, Monrovia, California, USA) และเพื่อให้แบร็กเกตสามารถยึดอยู่กับฐานอะคริลิกดังกล่าวได้ดีขึ้น ทำการฝังส่วนฐานด้านเหงือก (Gingival) ด้วยอะคริลิกใส และยึดร่องใส่ลวดเข้ากับฐานอะคริลิกดังกล่าวด้วยลวดขนาด 0.012 นิ้ว จากนั้น นำลวดที่ใช้ทดสอบขนาด 0.012 นิ้วคล้องที่ปีกด้านบดเคี้ยวของแบร็กเกตและนำยึดกับหัววัด (Load cell) ของเครื่องทดสอบสากล (EZtest, Shimadzu, Kyoto, Japan) (รูปที่ 2) ทำการทดสอบการแตกหักโดยตั้งค่าความเร็วหัววัดที่ 10 มิลลิเมตร/นาที่⁷



รูปที่ 2 การทดสอบความต้านทานการแตกหักของไทวงส์ด้วยเครื่องทดสอบสากล

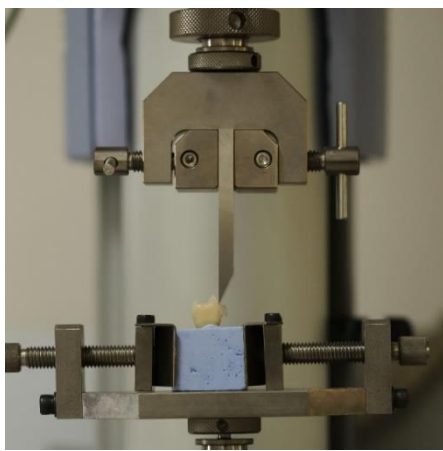
Figure 2 Fracture resistance test of tie-wings with universal testing machine

การศึกษาคูสมบัติความแข็งแรงพันธะเนื้อฟัน ฟันกรามน้อยแท้บนถูกสุ่มออกเป็นสองกลุ่มด้วยการสุ่มอย่างง่ายด้วยคอมพิวเตอร์ (Computerized simple randomization) ทดสอบความแข็งแรงพันธะเนื้อฟันของ เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกตจำนวน 12 ชิ้น เปรียบเทียบกับแบร็กเกตเซรามิกเชิงพาณิชย์จำนวน 15 ชิ้น ทำความสะอาดผิวฟัน เตรียมผิวฟันด้วยกรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37 (Etching gel; 3M Unitek, Monrovia, California, USA) เป็นเวลา 30 วินาที เป่าแห้งด้วยลม ทาสารไพรเมอร์ที่ผิวฟันบางๆ เป่าสารไพรเมอร์ให้แห้ง และกระจายทั่ว จากนั้น ทาสารยึดติดที่ฐานแบร็กเกต นำวางบนผิวฟันโดยให้ร่องใส่ลวดขนาดแนวระนาบ และอยู่กึ่งกลางตัวฟันเมื่อมองจากด้านบดเคี้ยว ใช้แรงประมาณ 5 นิวตัน กดให้แบร็กเกตแนบกับผิวฟัน ทำการกำจัดการยึดติดส่วนเกิน และทำการฉายแสงด้านใกล้กลาง ไกลกลาง ด้านบดเคี้ยว และด้านเหงือกด้านละ 20 วินาที ทำการแช่ตัวอย่างดังกล่าวในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนทำการทดสอบ

ทำการทดสอบค่าความแข็งแรงของการยึดติดแบบเนื้อด้วยเครื่องทดสอบสากลโดยใช้ใบมีดคิบบอนดิง (Debonding blade) ที่ความเร็วหัววัด 1 มิลลิเมตร/นาที่⁸⁻⁹ ในแนวขนานกับระนาบปีกแบร็กเกต (รูปที่ 3) บันทึกค่าที่ได้จากการทดสอบ หลังจากแบร็กเกตหลุดออกจากผิวฟัน ทำการส่องผิวฟันและแบร็กเกตด้วย กล้องจุลทรรศน์แบบใช้แสง

เพื่อวัดและบันทึกค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุยึดติด (Adhesive remnant Index; ARI score)¹⁰ ตามเกณฑ์การให้คะแนน ดังนี้

- 0: ไม่มีสารยึดติดหลงเหลือบนตัวฟัน
- 1: สารยึดติดหลงเหลือบนตัวฟันน้อยกว่าครึ่งหนึ่งของพื้นที่ยึดติดทั้งหมด
- 2: สารยึดติดหลงเหลือบนตัวฟันมากกว่าครึ่งหนึ่งของพื้นที่ยึดติดทั้งหมด
- 3: สารยึดติดทั้งหมดค้างบนตัวฟัน โดยเห็นลักษณะของความขรุขระจากพื้นผิวฐานแบร็กเก็ตหลงเหลืออยู่



รูปที่ 3 การทดสอบความแข็งแรงพันธะเชื่อมด้วยเครื่องทดสอบสากล

Figure 3 Shear bond strength test by Universal Testing Machine

การวิเคราะห์ทางสถิติ วิเคราะห์ทางสถิติด้วยโปรแกรมเอสพีเอสเอสเวอร์ชัน 17.0 (SPSS software, SPSS Inc, Chicago, Illinois, USA) ทดสอบความปกติของข้อมูลด้วยการทดสอบของโคโมโกรอฟ-สมอร์นอฟ (Kolmogorov-Smirnov test) และเนื่องจากข้อมูลทั้งหมดมีการกระจายปกติ เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของความต้านทานต่อการแตกหักของไทเทเนียมและความแข็งแรงพันธะเชื่อมระหว่างสองกลุ่ม ด้วยสถิติทดสอบค่าทีอิสระ (Independent t-test) และทดสอบค่า ARI score ระหว่างสองกลุ่มด้วยการทดสอบแบบไค-สแควร์ (Chi-square test) โดยทุกสถิติใช้ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผล

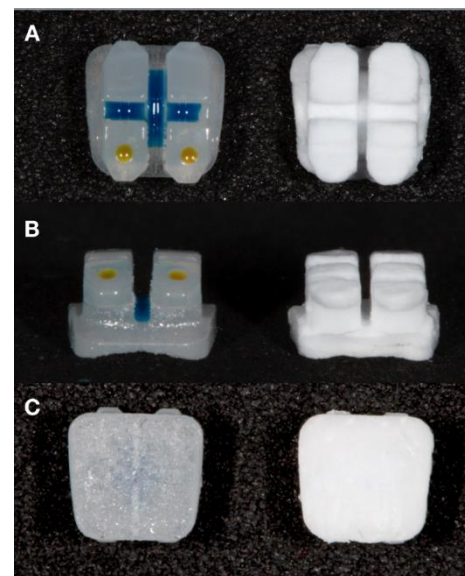
การศึกษาความโค้งผิวฟันเฉลี่ยของตัวอย่างคนไทย
ความโค้งผิวฟันเฉลี่ยของตัวอย่างคนไทย แสดงด้วยสมการ 3 ตัวแปรที่แสดงถึงผิวโค้ง ดังนี้:

$$x = p_{00} + p_{10}y + p_{01}z + p_{20}y^2 + p_{11}yz + p_{02}z^2 + p_{30}y^3 + p_{21}y^2z + p_{12}yz^2 + p_{03}z^3$$

โดยมีค่าคงที่ของสมการ ดังนี้:

$$\begin{aligned} p_{00} &= 2.7579 \times 10^{-1}, & p_{10} &= -6.8662 \times 10^{-3}, & p_{01} &= -1.7242 \times 10^{-1}, \\ p_{20} &= -1.5496 \times 10^{-1}, & p_{11} &= 4.9392 \times 10^{-3}, & p_{02} &= -5.7415 \times 10^{-2}, \\ p_{30} &= 3.9270 \times 10^{-4}, & p_{21} &= 6.3581 \times 10^{-4}, & p_{12} &= -3.4570 \times 10^{-4} \\ \text{และ } p_{03} &= 8.1574 \times 10^{-3} \end{aligned}$$

ความโค้งผิวฟันด้านแก้มเฉลี่ยของฟันกรามน้อยบนในตัวอย่างคนไทยดังสมการ มีค่าน้อยกว่าความโค้งจากฐานแบร็กเก็ตเซรามิกซ์ รายละเอียดรายงานตามเอกสารอ้างอิง¹¹ ความโค้งผิวฟันเฉลี่ยดังกล่าวถูกนำไปสร้างฐานแบร็กเก็ตและแม่พิมพ์เพื่ออัดฉีดเซรามิก ในขั้นตอนการผลิต ได้มีการปรับปรุงสูตรเซรามิก เทคนิคการฉีดขึ้นรูป และปรับแต่งแม่พิมพ์โลหะหลายขั้นตอน เพื่อสร้างมอดอลขึ้นงานที่เหมาะสมและลดทอนจุดอ่อนแอที่ทำให้ปึกแบร็กเก็ตแตกหักจากการถอดแม่พิมพ์ จนสามารถผลิต เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเก็ตได้เป็นผลสำเร็จ โดยแบร็กเก็ตที่ผลิตได้นั้นมีขนาดที่ใกล้เคียงกับแบร็กเก็ตเซรามิกซ์ในมิติของความสูง ความหนาและความกว้าง และสร้างผิวโค้งฐานของแบร็กเก็ตให้เป็นไปตามความโค้งผิวฟันเฉลี่ยของกลุ่มตัวอย่างคนไทย โดยเฉพาะ (Custom-made) (รูปที่ 4)

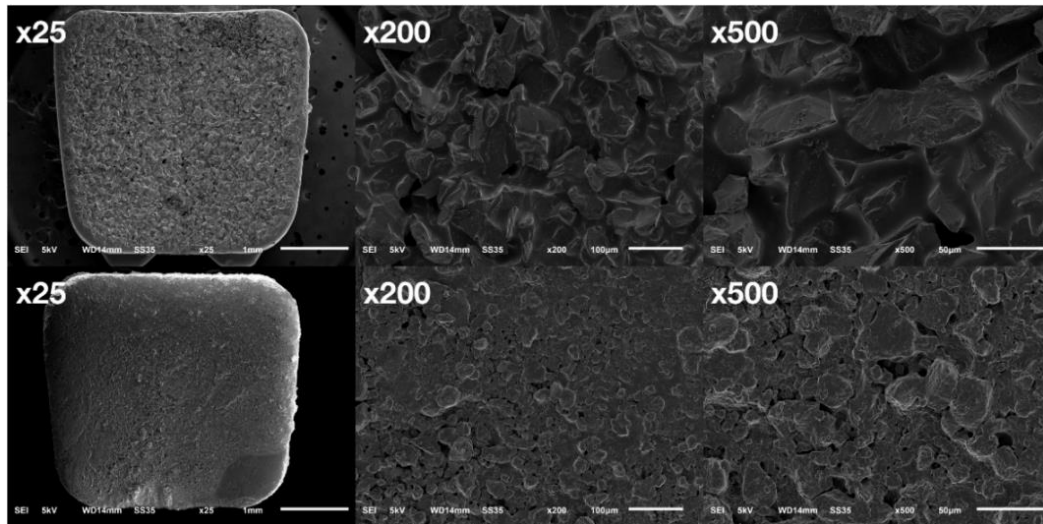


รูปที่ 4 เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเก็ต (ขวา) เทียบกับแบร็กเก็ตเซรามิกซ์ (ซ้าย) จากมุมมองด้านแก้ม (A) ด้านเหงือก (B) และด้านลิ้น (C)

Figure 4 SWU Ceramic Bracket (right) compared with a commercial bracket (left) in buccal view (A), gingival view (B) and lingual view (C)

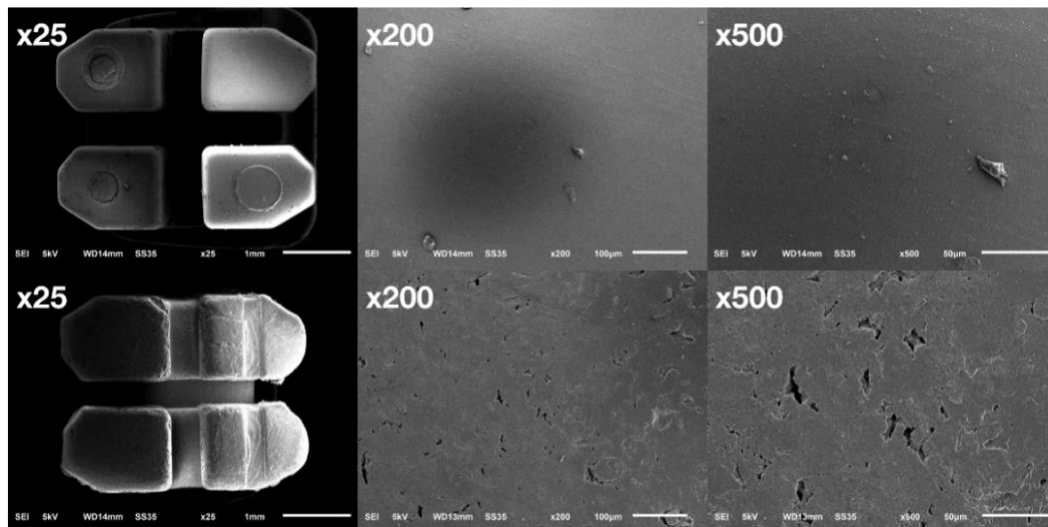
โดยการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราด บริเวณฐานพบว่า แบร็กเกตทั้งสองชนิดมีความขรุขระบริเวณฐานแบร็กเกตแตกต่างกัน โดยแบร็กเกตเชิงพาณิชย์นั้นมีผลึกที่ขนาดใหญ่กว่า และกระจายสม่ำเสมอทั่วฐานกว่า เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต (รูปที่ 5) นอกจากนี้ ยังพบรูพรุนหลายขนาด

กระจายตามผิวชิ้นงานบริเวณปีกของ เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต ต่างกับแบร็กเกตเชิงพาณิชย์ซึ่งมีผิวที่เรียบ (รูปที่ 6)



รูปที่ 5 พื้นผิวบริเวณฐานเอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต (แถวล่าง) เทียบกับแบร็กเกตเชิงพาณิชย์ (แถบนบน) ที่กำลังขยาย 25 เท่า 200 เท่าและ 500 เท่า ตามลำดับ

Figure 5 Surface of SWU Ceramic Bracket base (bottom row) compared with a commercial bracket (upper row) at magnification x25, x200 and x500, respectively



รูปที่ 6 พื้นผิวบริเวณปีกของ เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต (แถวล่าง) เทียบกับแบร็กเกตเชิงพาณิชย์ (แถบนบน) ที่กำลังขยาย 25 เท่า 200 เท่าและ 500 เท่า ตามลำดับ

Figure 6 Surface of SWU Ceramic Bracket at tie-wing (bottom row) compared with a commercial bracket (upper row) at magnification x25, x200 and x500, respectively

การศึกษาคุณสมบัติความต้านทานต่อการแตกหักของส่วนไทวINGS จากการทดลองพบว่าค่าความต้านทานต่อการแตกหักของส่วนไทวINGSของ เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกตมีค่าต่ำกว่าแบร็กเกตเซิงพาณิชย์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.001$) โดยมีค่าเฉลี่ย 48.38 ± 9.95 เมกะพาสคัล และ 126.28 ± 33.96 เมกะพาสคัล ตามลำดับ (ตารางที่ 2) นอกจากนี้ยังพบว่ากลุ่มทดลองเกิดการแตกหักที่บริเวณปีกของแบร็กเกตทั้งหมด ในขณะที่ร้อยละ 40 ของกลุ่มควบคุมซึ่งเป็นแบร็กเกตเซิงพาณิชย์เกิดการแตกหักที่ฐานแทนส่วนปีกซึ่งใกล้จะรับแรงมากที่สุด

การศึกษาคุณสมบัติความแข็งแรงพันธะเนื้อของแบร็กเกตเซรามิก จากการทดลองพบว่าความแข็งแรงพันธะเนื้อของ เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกตมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 15.01 ± 5.45 เมกะพาสคัล ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับได้สำหรับการใช้งานทางคลินิก¹² แต่มีค่าต่ำกว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะเนื้อของแบร็กเกตเซิงพาณิชย์ (31.76 ± 6.49 เมกะพาสคัล) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.001$) (ตารางที่ 3)

การเปรียบเทียบสารยึดติดที่หลงเหลือบนผิวฟัน (ตารางที่ 4) โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของปริมาณสารยึดติดที่คงเหลืออยู่ระหว่างกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม ($p=0.379$)

ตารางที่ 2 การเปรียบเทียบค่าความต้านทานต่อการแตกหักของส่วนไทวINGSของ เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต และกลุ่มควบคุม

Table 2 Comparison of fracture resistance of tie-wing between SWU Ceramic Bracket and control groups

	Mean of fracture resistance $\pm$ SD (N)	Mean of fracture resistance $\pm$ SD(MPa)	Range of fracture resistance (MPa)	p-value
Control (Clarity Advanced™, 3M Unitek)	50.51 $\pm$ 13.58	126.28 $\pm$ 33.96	64.81 -186.75	<0.001 ***
Experiment (SWU ceramic bracket)	19.35 $\pm$ 3.98	48.38 $\pm$ 9.95	35.25 -62.24	

***p <0.001, Independent t-test

ตารางที่ 3 การเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อระหว่าง เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต และกลุ่มควบคุม

Table 3 Comparison of shear bond strength (SBS) between SWU Ceramic Bracket and control groups

	Cross-section area of bracket base (mm ²)	Mean of SBS (MPa)	Range (MPa)	p-value
Control (Clarity Advanced™, 3M Unitek)	11.69	31.76 $\pm$ 6.49	20.03-41.61	<0.001 ***
Experiment (SWU ceramic bracket)	11.58	15.01 $\pm$ 5.45	7.68-24.04	

***p<0.001, Independent t-test

ตารางที่ 4 การเปรียบเทียบค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุยึดติด ระหว่าง เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต และกลุ่มควบคุม

Table 4 Comparison of ARI Score between SWU Ceramic Bracket and control groups

ARI SCORE	0	1	2	3	p-value
Control (Clarity Advanced™, 3M Unitek)	0.067	0.133	0.133	0.677	.379
Experiment (SWU ceramic bracket)	-	-	0.083	0.917	

*p< 0.05, Chi-square test

บทวิจารณ์

ความแตกต่างและความผันแปรทางกายวิภาคของฟันแต่ละบุคคล แต่ละเชื้อชาติ เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อการบรรลุวัตถุประสงค์การรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน ทั้งการเรียงตัวของฟัน ความสวยงามและการสบฟันที่มีเสถียรภาพ

การศึกษาด้านกายวิภาคศาสตร์และมานุษยวิทยา¹³⁻¹⁴ ซึ่งให้เห็นว่า แต่ละกลุ่มประชากรมีความแตกต่างในเรื่องขนาดฟันและลักษณะฟันเฉพาะตัว นอกจากนี้ บางกลุ่มประชากรก็อาจพบความแตกต่างกันในแต่ละเพศ¹⁵

เนื่องจากไม่พบการศึกษาเกี่ยวกับลักษณะพื้นผิว ด้านแก้มของฟันกลุ่มประชากรไทย ฟันกรามน้อยจึงถูกเลือกเป็นซี่ฟันในศึกษานำร่อง (Pilot study) ในหัวข้อดังกล่าว เนื่องจากเป็นหนึ่งในซี่ฟันที่พบว่ามีความล้มเหลวในการยึดติด (Bond failure) บ่อยที่สุดรองจากฟันกราม¹⁶ และสามารถเก็บให้ได้ขนาดกลุ่มตัวอย่างเพียงพอเพื่อการเปรียบเทียบ นอกจากนี้ จากการทบทวนวรรณกรรมยังพบขนาดฟันกรามน้อยที่แตกต่างกันในกลุ่มประชากร¹³⁻¹⁴ และอาจส่งผลให้เกิดความแตกต่างของความโค้งผิวฟันได้เช่นกัน

จากการศึกษาความโค้งผิวฟันด้านแก้มเฉลี่ยของฟันกรามน้อยบนในตัวอย่างคนไทย มีความโค้งน้อยกว่าความโค้งที่ฐานของแบร็กเกตเชิงพาณิชย์ซึ่งผลิตจากต่างประเทศ ความโค้งที่แตกต่างกันนี้อาจแสดงถึงความแตกต่างทางกายวิภาคของฟันกรามน้อยของสองกลุ่มประชากรในเรื่องความโค้งผิวฟันด้านแก้ม อย่างไรก็ตาม การศึกษาพื้นผิวความโค้งนี้มีข้อจำกัด โดยไม่ได้ควบคุมปัจจัยเรื่องเพศ และไม่สามารถบ่งบอกถึงความแตกต่างระหว่างฟันกรามน้อยบนซี่ที่หนึ่งและฟันกรามน้อยบนซี่ที่สองได้ แม้มีหลักฐานของขนาดฟันที่แตกต่างกันระหว่างเพศในบางกลุ่มประชากร เนื่องจากงานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาพื้นผิวความโค้งผิวฟันเพื่อใช้ในการผลิต เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต จึงอ้างอิงตามรูปแบบแบร็กเกตเชิงพาณิชย์โดยทั่วไป ที่มีแบร็กเกตฟันกรามน้อยบนซี่ที่หนึ่งและสอง ทั้งด้านซ้ายและขวานั้นเป็นรูปแบบและขนาดเดียวกันทั้งหมด และไม่มีกรแยกเพศสำหรับการใช้งานทางคลินิก

ปัจจุบันมีการออกแบบและผลิตแบร็กเกตจัดฟันให้เหมาะสมกับกายวิภาค และรูปร่างของฟันของผู้ป่วยแต่ละราย (Custom-made orthodontic bracket)¹⁷ โดยใช้ร่วมกับระบบการยึดติดทางอ้อม (Indirect bonding) ซึ่งระบบดังกล่าวสามารถปรับแต่งเครื่องมือ และกำหนดการเคลื่อนที่ของฟันให้เหมาะสมกับตำแหน่งสุดท้ายที่ต้องการได้ล่วงหน้า การทำการยึดติดแบร็กเกตจัดฟันทางอ้อมกับผิวฟันผู้ป่วยทั้งปากจึงมีความรวดเร็วและแม่นยำกว่าระบบการยึดติดโดยตรง (Direct bonding)¹⁸ การสร้าง ความโค้งที่ฐานแบร็กเกตให้มีความเหมาะสมกับความโค้งผิวฟัน ไม่ว่าจะเป็นการติดแบร็กเกตที่ด้านแก้ม หรือด้านลิ้น ส่งผลให้วัสดุยึดติดบางลง ซึ่งมีผลให้เกิดการยึดติดที่ดีขึ้นและมีความแม่นยำมากขึ้น รวมถึงส่งผลให้ร่องใส่ลวด หรือส่วนประกอบอื่นๆ สามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ¹⁹ การผลิต เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกตแสดงให้เห็นความสามารถในการพัฒนาแบร็กเกตจัดฟัน

ให้มีความเฉพาะเจาะจงสำหรับผู้ป่วยแต่ละรายและสำหรับประชากรไทยในอนาคต

การศึกษาความต้านทานต่อการแตกหักของส่วนไทวงส์ (Tie-wing fracture) แบร็กเกตชนิดที่ทำด้วยวัสดุเซรามิกมีค่าความต้านทานต่อการแตกหัก (Fracture toughness) ต่ำทำให้เกิดการแตกหักสูงกว่าแบร็กเกตชนิดโลหะหรือพลาสติก¹⁻³ รูปแบบของแบร็กเกตและกระบวนการผลิตเป็นปัจจัยที่มีผลต่อความต้านทานการแตกหัก¹⁻² โดยเฉพาะส่วนของร่องใส่ลวดด้านใน (Inner slot) และส่วนไทวงส์ซึ่งมักเกิดการแตกหักง่าย¹⁶ ส่วนดังกล่าวนี้ต้องสามารถทนต่อแรงต่างๆ ระหว่างการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน เช่น แรงบิดเกี่ยว แรงจากยาง หรือลวดมัดแบร็กเกต รวมไปถึงแรงบิดหมุนจากลวดเส้นหลัก โดยเฉพาะการใส่ลวดเหลี่ยมที่มีขนาดใกล้เคียงกับร่องของแบร็กเกต¹⁹

ปัจจุบันเซรามิกที่ใช้ผลิตแบร็กเกตจัดฟันมีส่วนประกอบหลักเป็นอะลูมินัมออกไซด์แทบทั้งหมด¹⁻² โดยแบ่งออกตามกระบวนการผลิตเป็น 2 กลุ่ม คือ 1) โมโนคริสตัลไลน์ (Monocrystalline) ผลิตโดยใช้เครื่องมือตัดแต่งรูปทรง (Machine-milling) ซึ่งมีความซับซ้อนในการผลิตมากกว่า มีข้อดีคือ มีความใสมากกว่า และมีค่าความทนต่อแรงดึง (Tensile strength) และความทนต่อการแตกหัก (Fracture strength) สูงกว่า 2) โพลีคริสตัลไลน์ (Poly crystalline) ผลิตโดยเทคนิคหล่อแบบด้วยการฉีด (Injection-mold technique) ซึ่งมีความซับซ้อนน้อยกว่า และสามารถผลิตได้ครั้งละหลายๆ ตัว แต่มีข้อจำกัดคือลักษณะทางกายภาพที่ขุ่นกว่ากลุ่มแรก และมีค่าความทนต่างๆ ต่ำกว่า¹⁻³

แม้ว่าเซรามิกกลุ่ม โมโนคริสตัลไลน์มีค่าความต้านทานต่อการแตกหักที่สูงกว่าอย่างมีนัยสำคัญ⁶ แต่ไม่นิยมเลือกใช้งานทางคลินิก เนื่องจากมีความแข็งผิวเป็นลำดับสามของวัสดุบนโลกและสูงกว่าผิวเคลือบฟันอย่างมีนัยสำคัญ ทำให้เกิดการสึกอย่างรุนแรงของฟันคู่สบได้^{1-2,7} นอกจากนี้ เมื่อเกิดการขูดขีดจากการใช้งานภายในช่องปากส่งผลให้กลุ่มโมโนคริสตัลไลน์มีความต้านทานต่อการแตกหัก (Fracture toughness) ลดลงอย่างมีนัยสำคัญจนไม่แตกต่างหรือต่ำกว่ากลุ่มโพลีคริสตัลไลน์²⁰ ขณะที่เซรามิกกลุ่มโพลีคริสตัลไลน์แม้มีค่าความทนต่อการแตกหักต่ำกว่า แต่ไม่เปลี่ยนแปลงเมื่อใช้งาน ผู้ผลิตในปัจจุบันจึงเลือกกลุ่มโพลีคริสตัลไลน์เป็นองค์ประกอบหลักสำหรับผลิตและการพัฒนา รวมถึงแบร็กเกตเชิงพาณิชย์ที่ใช้เป็นกลุ่มควบคุมในงานวิจัยนี้ด้วย

การออกแบบแบร็กเกตส่งผลสำคัญต่อความแข็งแรงและการใช้งานทางคลินิก Goash และคณะ²¹ ศึกษาโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element) โดยการสร้างโมเดลสามมิติแบร็กเกตหลายแบบรวมกับการใช้ลวดหลักขนาดพอดีร้อม ร่วมกับให้แรงทอร์ก (Torque) และแรงเอียง (Tip) พบว่าระดับความเครียดมีรูปแบบเดียวกัน คือ สะสมอยู่บริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงระนาบหรือรูปร่างอย่างชัดเจน เช่น รอยต่อหรือมุมที่แหลมคม ซึ่งสามารถอธิบายได้โดยทฤษฎีการไหลของความเครียด (Stress flow analogy) โดยความเครียดที่เกิดขึ้นในวัสดุนั้นมีลักษณะเหมือนกับการไหลของของเหลวในอุดมคติภายในท่อที่มีลักษณะเช่นเดียวกัน การเปลี่ยนแปลงระนาบหรือรูปร่างอย่างฉับพลัน ทำให้เกิดแรงเครียดสะสมและเกิดการหยุดชะงักของกระแสการไหลของความเครียดดังกล่าว การศึกษาที่ผ่านมา^{7,21} แสดงให้เห็นว่าการออกแบบแบร็กเกตให้มีความโค้งมน ลมคมแหลมมีแนวโน้มทำให้แบร็กเกตกระจายความเครียดได้ดีและแข็งแรงขึ้น

การวิจัยนี้พบว่ารูปแบบของ เอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกตมีส่วนมุมแหลมคมอยู่หลายตำแหน่ง โดยเฉพาะส่วนของรอยต่อระหว่างร่องสำหรับมัดยางกับส่วนของปีกทั้งด้านกีดสบและด้านเหงือก ซึ่งเปรียบเสมือนจุดอ่อนแอสอดคล้องกับการแตกหักของปีกแบร็กเกตในผลการทดลองเกิดขึ้นในบริเวณดังกล่าวหรือใกล้เคียงเนื่องจากเกิดแรงเครียดสะสม ทำให้เกิดการร้าวและแตกหักขึ้นเมื่อได้รับแรงจากการทดสอบ ส่งผลให้การแตกหักของแบร็กเกตที่ผลิตได้มีรูปแบบใกล้เคียงกันทุกชิ้น และมีค่าความต้านทานต่อการแตกหักต่ำกว่าแบร็กเกตเซรามิกอย่างมีนัยสำคัญ

จากการตรวจดูด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดพบว่าแบร็กเกตเซรามิกมีความโค้งมนตามรอยต่อ จึงอาจเป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้มีค่าความต้านทานต่อการแตกหักสูงกว่า โดยพบว่าเกือบครึ่งหนึ่งมีการแตกหักที่ฐานแทนการแตกหักในส่วนของปีกแบร็กเกต จากข้อมูลของบริษัทผู้ผลิต²² Clarity advanced™ มีร่องบนฐานแบร็กเกตด้านๆ วางตัวในแนวกีดสบ-เหงือก โดยร่องดังกล่าวทำหน้าที่เป็นจุดรับแรงเครียด (Proprietary stress concentrator) เพื่อหวังผลให้เกิดการถอดแบร็กเกตง่ายขึ้นและมีประสิทธิภาพ ร่องดังกล่าวทำให้จุดกึ่งกลางของฐานบางกว่าส่วนปีกของแบร็กเกต ประกอบกับการออกแบบรูปร่างให้มีความโค้งมนโดยทั่วไป อาจส่งผลให้แรงจากการทดสอบนั้นถ่ายทอดจากปีกไปยังฐานของแบร็กเกต และเกิดการแตกหักที่ฐานดังกล่าวแทนที่จะเกิดการ

แตกหักในปีกเช่นกลุ่มทดลอง หรือการศึกษาของรุ่นก่อนหน้าของผู้ผลิตเดียวกัน⁷

แรงจากเครื่องมือทางทันตกรรมจัดฟันที่ส่งไปยังปีกแบร็กเกต เช่น แรงจากยางดิ่งฟัน หรือสปริง มีปริมาณแรงไม่เกิน 300-500 กรัม²³ หรือ 0.3-0.5 นิวตัน ส่วนแรงจากยางที่รัดรอบปีกแบร็กเกต (Elastomeric ligature) มีขนาด 3.6-5.3 นิวตัน²⁴ ซึ่งต่ำกว่าค่าความต้านทานการแตกหักของแบร็กเกตทั้งสองกลุ่มในการทดลอง ดังนั้น แบร็กเกตทั้งสองกลุ่มในการศึกษาอาจมีค่าการต้านทานการแตกหักที่เพียงพอต่อการใช้งานทางคลินิก อย่างไรก็ตาม มีการศึกษาพบว่าลวดหลักที่เป็นลวดเหล็กที่มีความแข็งแรงสูง สามารถทำให้เกิดแรงบิดหมุน (Torsional force) ต่อปีกแบร็กเกต รวมไปถึงการคัดทอร์กหรือคัดเอียงบนลวดหลักสามารถทำให้เกิดแรงเครียดตามมุมต่างๆ อาจนำไปสู่การแตกหักได้^{1,20} ซึ่งจำเป็นต้องออกแบบการวิจัยเฉพาะให้ได้ปริมาณแรงในรูปโมเมนต์²⁰

นอกจากนี้ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าความแข็งแรงของเซรามิกขึ้นกับความหนา²⁵ และสภาพของวัสดุว่ามีตำหนิที่ผิวหน้าหรือภายในเนื้อวัสดุหรือไม่²⁵⁻²⁶ กระบวนการผลิตที่ดีจึงส่งผลอย่างมากต่อคุณสมบัติความแข็งแรงของแบร็กเกต โดยหากมีรูพรุนภายใน มีความเสียหายจากการกลึงหรือมีรอยร้าว สามารถส่งผลให้ความแข็งแรงต่อการแตกหักลดลงอย่างมีนัยสำคัญ²⁰ จากการตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราด พบว่ามีรูพรุนกระจายทั่วเนื้อวัสดุของเอสดับบลิวยู เซรามิกแบร็กเกต ส่งผลให้ความแข็งแรงของชิ้นงานด้อยกว่าแบร็กเกตเซรามิก และปัจจัยดังกล่าวส่งผลต่อความใสของแบร็กเกตเซรามิก ซึ่งหากมีการปรับปรุงสูตรเซรามิกโดยเพิ่มปริมาณอะลูมินัมออกไซด์มากขึ้น พัฒนากระบวนการผสมเนื้อเซรามิกให้เนื้อมีความเข้ากัน (Homogenous) และปรับปรุงกระบวนการฉีกให้เซรามิกเข้าเต็มแม่พิมพ์ อาจสามารถเพิ่มความแข็งแรงและความใสของแบร็กเกตให้มีผลที่น่าพึงพอใจ²⁷

การศึกษาความแข็งแรงพันธะเนื้อ แบร็กเกตที่ยึดติดบนผิวเคลือบฟันต้องสามารถต้านทานแรงที่เกิดขึ้นระหว่างการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน เช่น แรงดึงจากอุปกรณ์จัดฟัน แรงบิดเกี่ยว รวมถึงแรงจากกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อโดยรอบ^{13,28-29} การศึกษาถึงแรงยึดที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานในคลินิกที่มักใช้อ้างอิงได้แก่ การศึกษาโดย Reynold ในปี ค.ศ. 1975¹² ซึ่งรายงานค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อที่เพียงพอสำหรับการใช้งานทางคลินิกควรมีค่ามากกว่า 5.88-7.85 เมกะพาสคัล ในขณะที่ Zepperi และคณะ

ในปี ค.ศ. 2003²⁹ รายงานค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อที่เพียงพอสำหรับการใช้งานทางคลินิกในช่วง 13.0-21.0 เมกะพาสคัล งานวิจัยนี้พบว่า กลุ่มควบคุมมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 31.76 ± 6.49 เมกะพาสคัล ซึ่งสูงกว่ากำหนดขั้นต่ำดังกล่าว และแม้ เอสดับบลิวู เซรามิกแบร์กเกตที่ผลิตได้นั้นมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะเนื้อเท่ากับ 15.01 ± 5.45 เมกะพาสคัล ซึ่งต่ำกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ แต่พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อของแบร์กเกตทุกตัวที่อยู่ในกลุ่มทดลองมีค่าสูงกว่าค่าอ้างอิงของ Reynold¹² ซึ่งเพียงพอสำหรับการใช้งานทางคลินิก

การปรับผิวของฐานแบร์กเกตเซรามิกเพื่อเพิ่มความแข็งแรงพันธะเนื้อ ได้แก่ การปรับผิวเชิงกลในระดับไมโครเพื่อการยึดอยู่ (Micromechanical retention) และการปรับผิวเชิงเคมี ด้วยการใช้น้ำยาไฮเลคเพื่อสร้างพันธะเคมีภายในผลึกเซรามิกและเรซินของผิวฟัน¹⁻³ โดยพบว่า การปรับผิวเชิงเคมีด้วยน้ำยาไฮเลคทำให้มีค่าพันธะยึดติดสูงมาก และทำให้เกิดข้อเสยระหว่างการถอดเครื่องมือจัดฟันโดยเสยต่อการเกิดรอยร้าวบนผิวเคลือบฟัน (Enamel crack) Joseph และ Rossouw³⁰ พบว่า อุบัติการณ์ของผิวเคลือบฟันแตกหักจากการใช้แบร์กเกตเซรามิกที่มีการปรับผิวเชิงเคมีด้วยน้ำยาไฮเลคมีค่าสูงถึงร้อยละ 40 และ Redd และ Shivapuja ในปี ค.ศ. 1991³¹ กล่าวว่าแม้การปรับผิวเชิงกลจะให้ค่าพันธะยึดติดที่ต่ำกว่าเชิงเคมี แต่ก็เพียงพอต่อการใช้งานทางคลินิก และลดอันตรายต่อผิวเคลือบฟันได้ดีกว่า ปัจจุบันการพัฒนาผิวของฐานแบร์กเกตเซรามิกจึงใช้วิธีการปรับผิวเชิงกล เช่น การทำฐานแบร์กเกตให้ขรุขระด้วยผลึก การสร้างฐานเป็นรูปคลื่นหรือการออกแบบอื่นที่ทำให้เกิดอันเดอร์คัท (Undercut) ได้ฐาน¹⁻³

เมื่อพิจารณาฐานของจากแบร์กเกตเซรามิกซึ่งเทียบเท่ากับแบร์กเกตที่ผลิตขึ้นด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดพบว่าแบร์กเกตทั้งสองมีผิวที่ฐานเป็นผลึกขรุขระรูปร่างไม่แน่นอนกระจายอยู่ทั่วไป แต่มีความแตกต่างกันในแง่ของความสม่ำเสมอ ขนาดและรูปร่างของผลึกที่ใช้ รวมถึงอันเดอร์คัทภายใต้ผลึกดังกล่าว โดยฐานของแบร์กเกตเซรามิกพบผลึกรูปร่างเหลี่ยมขนาด 20-100 ไมโครเมตรกระจายอย่างสม่ำเสมอ อาจส่งผลให้สารยึดติดสามารถแทรกซึมเข้าไปสะสมใต้อันเดอร์คัทได้มากกว่า แตกต่างกับเอสดับบลิวู เซรามิกแบร์กเกตซึ่งมีการกระจายตัวของผลึกยังไม่สม่ำเสมอ และผลึกมีรูปร่างโค้งมนที่เกาะกลุ่มกัน อาจทำให้อันเดอร์คัทไม่มากเพียงพอ สัมพันธ์กับค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อที่ต่ำกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ

ผลดังกล่าวสอดคล้องกับค่า ARI ซึ่งแสดงให้เห็นว่ากลุ่ม เอสดับบลิวู เซรามิกแบร์กเกตมีส่วนของสารยึดติดยึดค้างอยู่บนผิวฟันทั้งหมด (ARI = 3) มากกว่ากลุ่มของแบร์กเกตเซรามิกแม้ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ อาจแสดงถึงสารยึดติดแทรกซึมอันเดอร์คัทบริเวณฐานแบร์กเกตได้ต่ำ ซึ่งควรได้รับการพัฒนาเพิ่มเติม

Bishara และคณะ ในปี ค.ศ. 1993³² รายงานว่า ค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อมากกว่า 13.5 เมกะพาสคัล ร่วมกับความสัมพันธ์ในการยึดติดที่ชั้นรอยต่อระหว่างเคลือบฟันกับสารยึดติด (Enamel-adhesive interface) สามารถทำให้เกิดการแตกหักของผิวเคลือบฟันในขณะถอด (Debonding) แบร์กเกต ผลการศึกษาของ เอสดับบลิวู เซรามิกแบร์กเกตมีค่าพันธะเนื้อใกล้เคียงค่าดังกล่าว และแทบไม่พบความสัมพันธ์ที่รอยต่อเคลือบฟันกับสารยึดติด หากถอดแบร์กเกตจึงมีโอกาที่จะทำให้เกิดการแตกหักที่ผิวเคลือบฟันต่ำ อย่างไรก็ตาม ในกลุ่มแบร์กเกตเซรามิก แม้ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะเนื้อสูงถึง 31.76 เมกะพาสคัล แต่ส่วนใหญ่มีความสัมพันธ์ในการยึดติดที่รอยต่อเคลือบฟันกับสารยึดติด (ARI = 3) เช่นกัน ทั้งนี้อาจเนื่องจากการปรับฐานแบร์กเกตเกิดด้วยผลึกขนาดเล็ก (Microcrystalline) ทำให้เกิดการล้มเหลวในการยึดติดเกิดขึ้นที่รอยต่อระหว่างผลึกขนาดเล็กกับสารยึดติด (Micro-crystalline-bracket interface) แทน จึงสามารถลดความเสี่ยงต่อการเกิดผิวเคลือบฟันร้าวหรือแตกหักได้ แม้ว่า จะให้ค่าการยึดติดที่สูงมากก็ตาม

จากงานวิจัยนี้ เอสดับบลิวู เซรามิกแบร์กเกตที่ผลิตได้ผ่านการพัฒนาและปรับปรุงหลายขั้นตอนจนสามารถให้ค่าแรงยึดติดที่เพียงพอสำหรับการใช้งาน โดยมีลักษณะเป็นแบร์กเกตปีกคู่ มีขนาดเหมาะสม แต่มีหลายประเด็นที่ต้องนำไปปรับปรุงแก้ไขเพื่อให้ผลิตภัณฑ์มีประสิทธิภาพและสามารถใช้งานในทางคลินิก ได้แก่ การปรับสี การปรับวัสดุให้เนื้อเนียนละเอียดและโปร่งแสงมากขึ้น การปรับฐานให้มี ความขรุขระเพื่อให้เกิดการยึดติดเชิงกลที่ดี การผลิตแม่พิมพ์เซรามิกให้มีมุมถอดใส่เหมาะสมต่อการผลิต และการปรับรูปแบบให้โค้งมนมากขึ้นเพื่อลดแรงเครียด คณะผู้วิจัยพบว่า ปัจจัยในการออกแบบ สูตรผสมของวัสดุเซรามิก และเทคนิคกระบวนการผลิต มีความสัมพันธ์ต่อกันอย่างมากทั้งทางตรงและทางอ้อม ซึ่งข้อจำกัดดังกล่าวจำเป็นต้องได้รับความร่วมมือและพัฒนาโดยสหสาขาวิชาชีพต่อไป

สรุป

ความโค้งผิวพื้นด้านแก้มเคลือบของฟันกรามน้อยบนในตัวอย่างคนไทยมีความโค้งน้อยกว่าความโค้งที่ฐานแบร็กเกตเซิงพาณิชย์ ศรีนครินทร์วิโรฒแบร็กเกตจัดฟันชนิดอะลูมิเนียมออกไซด์เซรามิกถูกพัฒนาโดยฐานแบร็กเกตมีความโค้งตามความโค้งเคลือบของกลุ่มตัวอย่างคนไทย แม้ความต้านทานต่อการแตกหักของไทเทเนียมและความแข็งแรงพันธะเนื้อของ เอสดับบลิว เซรามิกแบร็กเกตนั้นมีค่าต่ำกว่าแบร็กเกตเซิงพาณิชย์ แต่อยู่ในระดับที่ยอมรับได้ในการใช้งานทางคลินิก จึงควรได้รับการพัฒนาต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- Russell JS. Current Products and Practice Aesthetic Orthodontic Brackets. *J Orthod* 2005;32(2):146-63.
- Eliades T. Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131(2):253-62.
- Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997;112(1):34-40.
- Didron PP, Sombuntham N, Pittayachawan P. A study on fracture resistance of tie-wings and frictional resistance at the bracket slot floor of aluminum oxide ceramic orthodontic bracket [dissertation]. Bangkok (TH): Srinakharinwirot Univ.;2017
- International Organization for Standardization. [homepage on the Internet]. Geneva: ISO/TS 11405: 2015.-Dentistry-Testing of adhesion to tooth structure. Available from: <https://www.iso.org/standard/62898.html>
- Chuankrerkkul N, Wasanapiarnpong T, Noomun K. Powder injection moulding of dental ceramic brackets using water soluble binder. *Chiang Mai J Sci* 2018; 45(5):2190-4.
- Johnson G, Walker MP, Kula K. Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod* 2005;75(1):95-100.
- Eslamian L, Borzabadi FA, Mousavi N, Ghasemi A. A comparative study of shear bond strength between metal and ceramic brackets and artificially aged composite restorations using different surface treatments. *Eur J Orthod* 2012;34:610-7.
- Zielinski V, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Comparison of shear bond strength of plastic and ceramic brackets. *J Orofac Orthop* 2014;5:345-57.
- Årtun, J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984;85:333-40.
- Thonggerd W, Wasanapiarnpong T, Didron PP, Sombuntham N. A study on buccal surface curvature of maxillary premolars of Thai samples by three dimensional scanning. *SWU Dent J* 2020. In press.
- Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *Br J Orthod* 1975;2(3):171-8.
- Hanihara T, Ishida H. Metric dental variation of major human populations. *Am J Phys Anthropol* 2005;128(2): 287-98.
- Manabe Y, Ito R, Kitagawa Y, Oyamada J, Rokutanda A, Nagamoto S, et al. Non-metric tooth crown traits of the Thai, Aka and Yao tribes of Northern Thailand. *Arch Oral Biol* 1997;42(4):283-91.
- Ramakrishnan K, Sharma S, Sreeja C, Pratima DB, Aesha I, Vijayabanu B. Sex determination in forensic odontology: A review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2015;7(2): 398-402.
- Jung MH. Survival analysis of brackets and tubes: A twelve-month assessment. *Angle Orthod* 2014;84(6): 1034-40.
- Grauer D, Wiechmann D, Heymann GC, Swift EJ, Jr. Computer-aided design/computer-aided manufacturing technology in customized orthodontic appliances. *J Esthet Restor Dent* 2012;24(1):3-9.
- Joiner M. In-house precision bracket placement with the indirect bonding technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137(6):850-4.

19. Gibbs SL. Clinical Performance of Ceramic Brackets: A survey of British orthodontists' experience. *Br J Orthod* 1992;19(3):191-7.
20. Lindauer SJ, Macon CR, Browning H, Rubenstein LK, Isaacson RJ. Ceramic bracket fracture resistance to second order arch wire activations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:481-6.
21. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG, Currier GF. Ceramic bracket design: An analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 108(6):575-82.
22. Wagner N, Wyllie B, Thorstenson G. Clarity™ Advance Ceramic brackets: A Technical Perspective. *European Innova* 2013;3:68-70.
23. Proffit WR, Henry WF, David MS. Contemporary Orthodontics. 5th ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2007.
24. Nakhaei S, Agahi RH, Aminian A, Rezaeizadeh M. Discoloration and force degradation of orthodontic elastomeric ligatures. *Dental Press J Orthod*. 2017;22(2): 45-54.
25. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res* 2002; 81(6):433-8.
26. Scott GE, Jr. Fracture toughness and surface cracks--the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod* 1988;58(1):5-8.
27. Lee YK. Translucency of Dental Ceramic, Post and Bracket. *Materials (Basel)* 2015;8(11):7241-9.
28. Yadav J, Mehrotra P, Kapoor S, Mehrotra R. Basis of orthodontics-bonding – A review. *International Journal of Dental Science and Research* 2013;1(1):28-33.
29. Zeppieri IL, Chung CH, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124(4):414-9.
30. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97(2):121-5.
31. Redd TB, Shivapuja PK. Debonding ceramic brackets: effects on enamel. *J Clin Orthod* 1991;25(8):475-81.
32. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104(2):170-9.

ผู้รับผิดชอบบทความ

นงลักษณ์ สมบุญธรรม

สาขาวิชาทันตกรรมจัดฟัน

ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็ก และทันตกรรมป้องกัน

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

กรุงเทพมหานคร 10110

โทรศัพท์: 02 649 5000 #15084

โทรสาร: 02 664 1882

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: nonglako@g.swu.ac.th

A Study on Fracture Resistance of Tie-Wings and Shear Bond Strength of Srinakharinwirot Aluminum Oxide Ceramic Orthodontic Brackets

Thonggerd W* Wasanapiarnpong T** Didron PP*** Sombuntham N****

Abstract

The objectives of the study were to find average surface curvature of premolars of Thai samples, to develop Srinakharinwirot (SWU) ceramic bracket by incorporating this curvature into its base and to compare its fracture resistance of tie-wings and shear bond strength with commercial brackets. Buccal surfaces of 40 upper premolars from Thai samples were scanned and averaged into one surface curvature. SWU ceramic bracket was designed by incorporating the derived curvature into its base and fabricated by injection-mold technique. Fracture resistance of tie-wings and shear bond strength was compared between SWU ceramic brackets and commercial brackets. It was found that average buccal surface curvature of upper premolars of Thai samples was less than the commercial bracket base. Analysis by independent t-test showed that fracture resistance of tie wings and shear bond strength were statistically significant lower ($p < 0.05$) in SWU ceramic brackets (48.38 ± 9.95 MPa and 15.01 ± 5.45 MPa, respectively) compared to the controls (126.28 ± 33.96 MPa and 31.76 ± 6.49 MPa, respectively). In conclusion, SWU ceramic bracket was developed using the average buccal surface curvature of upper premolars of Thai samples. Although shear bond strength of SWU ceramic bracket were lower than the commercial brackets, it was found to be clinically acceptable.

Keywords: Ceramic bracket/ Premolar surface curvature/ Shear bond strength/ Fracture resistance

Corresponding Author

Nonglak Sombuntham

Orthodontic section,

Department of Pediatrics and Preventive Dentistry,

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University,

Bangkok 10110.

Tel.: +66 2 649 5000 #15084

Fax.: +66 2 664 1882

E-mail: nonglako@g.swu.ac.th

* Orthodontic resident, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok.

** Department of Materials Science, Faculty of Science, Chulalongkorn University, Bangkok.

*** Department of General Dentistry, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok.

**** Orthodontic section, Department of Pediatrics and Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok.