



ผลของเครื่องฉายแสง 3 ชนิด ที่มีความเข้มแสงต่างกันต่อความแข็งแรงของพันธะเชื่อมในช่วงแรกของวัสดุยึดติดทางทันตกรรมจัดฟัน

พรรณทิพย์ ดงไพบูลย์ ท.บ.¹

ไพบูลย์ เตชะเลิศไพศาล ท.บ., Ph.D., อ.ท. (ทันตกรรมจัดฟัน)²

นำโชค พรหมโสภา³

สาริกซ์ คณานุรักษ์³

¹นิสิตบัณฑิตศึกษา ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

²ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

³นิสิตทันตแพทย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาผลของเครื่องฉายแสง 3 ชนิด ที่มีความเข้มแสงต่างกันต่อความแข็งแรงของพันธะเชื่อมในช่วงแรกของวัสดุยึดติดทางทันตกรรมจัดฟันชนิดหนึ่ง

วัสดุและวิธีการ เตรียมฟันกรามน้อยบนจำนวน 60 ซี่ แบ่งเป็น 4 กลุ่ม ๆ ละ 15 ซี่ เตรียมผิวฟันด้วยผงฟัมมิซและกรดฟอสฟอริก 30 วินาที ล้างน้ำและเป่าให้แห้งนำแบร็กเกตติดลงบนผิวฟันด้วยวัสดุยึดติดชนิดบ่มด้วยแสง โดยกลุ่ม 1 เครื่องฉายแสงฮาโลเจน (เดเมตรอน แอลซี) 410 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 20 วินาที (กลุ่มควบคุม) กลุ่มที่ 2 เครื่องฉายแสงแอลอีดี (เดเมตรอน เอทู) 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 20 วินาที กลุ่มที่ 3 เครื่องฉายแสงแอลอีดีชนิดเดียวกับกลุ่มที่ 2 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 6 วินาที และกลุ่มที่ 4 เครื่องฉายแสงแอลอีดี (วาโล) 2,230 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 6 วินาที นำตัวอย่างทั้งหมดไปวัดค่าความแข็งแรงของพันธะเชื่อมหลังการฉายแสง 4 นาที ด้วยเครื่องทดสอบสากลเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของความแข็งแรงของพันธะเชื่อมในแต่ละกลุ่ม โดยใช้การวิเคราะห์ทางสถิติค่าความแปรปรวนแบบทางเดียววัดค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุยึดติดและทดสอบด้วยค่าทางสถิติไคสแควร์ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผลการศึกษา ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงของพันธะเชื่อมกลุ่มที่ 1 2 3 และ 4 เท่ากับ 4.76 ± 0.99 5.35 ± 1.47 3.98 ± 1.07 และ 5.69 ± 1.11 เมกะปาสกาลตามลำดับ โดยค่าเฉลี่ย ความแข็งแรงของพันธะเชื่อม กลุ่มที่ 2 และ 4 มีค่ามากกว่ากลุ่มที่ 3 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และพบว่า ค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุยึดติดในแต่ละกลุ่มไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

สรุป การบ่มด้วยเครื่องฉายแสงแอลอีดี (วาโล) 2,230 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 6 วินาที ให้ความแข็งแรงของพันธะเชื่อมไม่แตกต่างจากการบ่มด้วยเครื่องฉายแสงฮาโลเจน (เดเมตรอน แอลซี) 410 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 20 วินาที และเครื่องฉายแสงแอลอีดี (เดเมตรอน เอทู) 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 20 วินาที

(ว ทันต จุฬาฯ 2557;37:149-60)

คำสำคัญ: ความแข็งแรงของพันธะ; แบร็กเกต; ระยะเวลาฉายแสง

บทนำ

วิธีการติดแบร็กเกตเข้ากับผิวฟันโดยตรง (direct bonding) ได้ถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมจัดฟัน ตั้งแต่ ปี 1965 โดย Newman¹ โดยการใช้กรดกัดผิวเคลือบฟันเพื่อให้เกิดรูพรุน (porosity) และทาสารไพรเมอร์ (primer) เพื่อช่วยในการยึดติดและเพื่อเพิ่มพื้นที่ในการยึดติดของวัสดุยึดติด การยึดติดของวัสดุยึดติดเป็นการยึดติดทางกล (mechanical retention) ต้องมีความแข็งแรงของพันธะที่มากเพียงพอในการใช้งานทางคลินิกในช่วง 5.88 ถึง 7.85 เมกกะปาสคาล² ในปัจจุบันวัสดุเรซินชนิดบ่มด้วยแสง (light-cure bonding diacrylate resin) เป็นระบบสารยึดติดที่เป็นที่นิยมที่สุดของทันตแพทย์จัดฟัน³ การใช้เรซินคอมโพสิตที่บ่มปฏิกิริยาด้วยแสงที่ตามองเห็นมีข้อดีเหนือชนิดบ่มปฏิกิริยาด้วยสารเคมี ได้แก่ เป็นการใช้งานระบบไม่ผสม (no mix) ควบคุมเวลาการทำงาน ได้เอื้อต่อการจัดวางตำแหน่งแบร็กเกต และสามารถกำจัดส่วนเกินรอบฐานแบร็กเกตออกได้เพื่อไม่ให้เป็นที่สะสมของเศษอาหารและแผ่นคราบจุลินทรีย์⁴

การบ่มปฏิกิริยา (polymerization) ของวัสดุเรซินชนิดบ่มด้วยแสง มีสารตั้งต้นปฏิกิริยาไวแสง (photoinitiator) เป็นสารจำพวกไดคีโตน (diketone) ที่นิยมใช้ ได้แก่ แคมฟอโรควิโนน (camphorquinone)⁵ ซึ่งสามารถดูดซับ (absorption) แสงในช่วงที่ตามองเห็น (visible light) ที่ 410 ถึง 500 นาโนเมตร⁶ ทำปฏิกิริยากับสารรีดิวซิงเอมีน (amine reducing agent) ได้สารอนุมูลอิสระ (free radical) และทำให้เกิดกระบวนการบ่มตัว ชนิดแหล่งกำเนิดแสงของเครื่องฉายแสงที่ใช้ในทางทันตกรรมปัจจุบัน ได้แก่ แหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน (halogen lamp) แสงอาร์กอนเลเซอร์ (argon laser light) แสงพลาสมาอาร์ค (plasma arc light) และแหล่งกำเนิดแสงแอลอีดี: ไลท์อีมิทติ้งไดโอด (light emitting diode: LED)⁵⁻⁹

แหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน เป็นที่นิยมใช้ทั่วไปในการบ่มวัสดุเรซินคอมโพสิต แสงจากหลอดฮาโลเจนเกิดจากการได้รับพลังงานไฟฟ้าเข้ากระตุ้นลวดทังสเตนให้มีอุณหภูมิสูงขึ้น¹⁰ อย่างไรก็ตามหลอดฮาโลเจนนั้นมีข้อเสียหลายอย่าง เช่น พลังงานแสงที่ปล่อยออกมามีค่าน้อยกว่าร้อยละ 1 ของพลังงานไฟฟ้าที่รับเข้าไป อายุการใช้งานที่จำกัดประมาณ 100 ชั่วโมง เนื่องจากการเสื่อมของหลอดจากความร้อนที่เกิดขึ้น^{6,11-13} โดยทั่วไปแล้วแสงฮาโลเจนใช้เวลา 20 วินาทีในการบ่มปฏิกิริยาของวัสดุเรซินคอมโพสิต ในการยึดติด

แบร็กเกต 1 ตัว¹⁴ เนื่องจากต้องการลดระยะเวลาในการฉายแสงจึงมีการผลิตเครื่องฉายแสงฮาโลเจนที่สามารถปล่อยแสงที่มีความเข้มสูงมากกว่า 1,000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร เช่น ออปติลักซ์ (Optilux 501) หรือ เดเมตรอน (Demetron, Kerr, Orange, California, USA)¹⁵ ซึ่งสามารถลดเวลาการฉายแสงลงได้กว่าครึ่งหนึ่งของเครื่องฉายแสงในรุ่นก่อน แต่ระบบการกรองแสงและการควบคุมอุณหภูมิยังคงเป็นปัญหาที่ทำให้การพัฒนาของระบบแสงฮาโลเจนเป็นไปได้ยาก¹⁰

แสงอาร์กอนเลเซอร์ให้ระดับความเข้มแสง 700-1,000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตรในช่วงความยาวคลื่นแสงประมาณ 480 นาโนเมตร อาร์กอนเลเซอร์สามารถลดระยะเวลาในการฉายแสงลงเหลือเพียง 5 วินาที สำหรับวัสดุเรซินที่ไม่มีสารเติม (unfilled resin) และ 10 วินาที สำหรับวัสดุเรซินที่มีสารเติม (filled resin) จากการศึกษาพบว่าเมื่อฉายแสงด้วยอาร์กอน เลเซอร์ 5 วินาที ให้ค่าความแข็งแรงการยึดอยู่เทียบเท่าแสงฮาโลเจน¹⁶ แต่ไม่เป็นที่นิยมใช้อย่างกว้างขวางเนื่องจากราคาที่สูงและความยุ่งยากในการพกพา

แสงพลาสมาอาร์ค ไร้หลอดประกอบด้วยแอโนดที่ทำจากทังสเตนและแคโทดเป็นควอทซ์ ภายในหลอดบรรจุด้วยก๊าซซีนอน (xenon) เมื่อได้รับกระแสไฟฟ้าผ่านซีนอน ก๊าซจะเกิดการแตกประจุ (ionized) เกิดเป็นแสงสีฟ้า ซึ่งจะผ่านการกรองให้เป็นแสงสีฟ้าในช่วงความยาวคลื่นแสง 430-490 นาโนเมตร พลาสมาอาร์คให้ค่าความเข้มแสงที่สูงมาก คือ 1,600-2,230 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร มีอายุการใช้งาน 5,000 ชั่วโมง ข้อดีเหนือหลอดฮาโลเจน คือ สามารถลดเวลาการฉายแสงลงได้เหลือเพียง 3-5 วินาที โดยไม่มีผลต่ออัตราการล้มเหลวในการยึดติดแบร็กเกต (bond failure) จากการศึกษาการใช้แสงพลาสมาเมื่อฉาย 5 และ 10 วินาที ในการบ่มปฏิกิริยาวัสดุยึดติด พบว่าให้ค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนไม่ต่างจากการใช้แสงฮาโลเจนเมื่อฉาย 20 วินาที¹⁷ อย่างไรก็ตามพลาสมาอาร์คยังไม่เป็นที่นิยมเมื่อเทียบกับฮาโลเจนเนื่องจากราคาที่สูงกว่า

แหล่งกำเนิดแสงแอลอีดี เป็นแหล่งกำเนิดแสงล่าสุดที่มีการแนะนำให้ใช้ในปัจจุบัน เพื่อลดปัญหาจากการใช้แสงจากหลอดฮาโลเจน เช่น ปัญหารังสีอินฟราเรด ความร้อนที่เกิดขึ้นขณะฉายแสง และรังสีอัลตราไวโอเล็ตส่วนเกิน ปัญหาการเสื่อมของหลอด ตัวกรองแสงและตัวนำแสง ไดโอดเป็นสารกึ่งตัวนำจำพวกไดโอดที่ส่วนใหญ่ประกอบด้วยแกลเลียม

ไนไตรด์ (gallium nitride LEDs) สามารถเปล่งแสงโดยกระบวนการที่เรียกว่า อิเล็กโทรลูมิเนสเซนซ์ (electroluminescence) แสงที่เปล่งออกมาอยู่ในช่วงสเปกตรัมที่แคบในช่วงความยาวคลื่นแสงที่มองเห็นได้ (visible spectrum)¹⁰ ข้อดีเหนือหลอดฮาโลเจน⁶ ได้แก่ หลอดไดโอดมีอายุการใช้งานที่มากกว่า 10,000 ชั่วโมงและมีการเสื่อมถอยของแสงน้อยตลอดอายุการใช้งาน สามารถออกแบบให้มีรูปร่างที่กระทัดรัด สะดวกต่อการใช้งาน นอกจากนี้แหล่งกำเนิดแสงแอลอีดียังไม่ต้องอาศัยตัวกรองแสง และใช้กำลังน้อยในการปฏิบัติงาน ดังนั้นจึงสามารถใช้แบตเตอรี่แบบชาร์จใหม่ได้หลายครั้ง (rechargeable batteries) ทำให้สามารถออกแบบรูปร่างลักษณะให้มีความกะทัดรัด สะดวกต่อการใช้งานและมีน้ำหนักเบา เช่น เอลิปาร์ ฟรีไลท์ (Elipar Freelight, 3M/ESPE) เป็นต้น¹⁸ แหล่งกำเนิดแสงแอลอีดีรุ่นใหม่ที่มีความเข้มแสงสูงมากขึ้น โดยบริษัทผู้ผลิตอ้างว่าสามารถลดเวลาการฉายแสงระหว่างขั้นตอนการติดแบร็กเกตลงได้ และยังคงคุณสมบัติที่ดีเหมือนในรุ่นก่อนได้ เช่น ออโธลักซ์ แอลอีดี (Ortholux LED 3M/Unitek) ที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำว่าสามารถฉายแสง 10 วินาทีสำหรับแบร็กเกตโลหะ และ 5 วินาทีสำหรับแบร็กเกตเซรามิก¹⁵ ปัจจุบันมีการผลิตแหล่งกำเนิดแสงแอลอีดีที่มีความเข้มแสงสูงถึง 2,000-3,000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร ซึ่งผู้ผลิตอ้างว่าความเข้มแสงที่สูงขึ้นสามารถลดเวลาการฉายแสงโดยไม่มีผลต่อความแข็งแรงของพันธะ (bond strength) เช่น เครื่องฉายแสงมินิ แอลอีดี ซุปเปอร์ชาร์จ (Mini LED™ Supercharge, ACTEON group, Merinac, France) ที่มีความเข้มแสงถึง 2,200 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร ซึ่งบริษัทผู้ผลิตแนะนำว่าสามารถบ่มเรซินคอมโพสิตได้ภายใน 3 วินาที เป็นต้น¹⁹

มีหลายการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ศึกษาถึงผลของความเข้มแสงและระยะเวลาการฉายแสงที่มีต่อความแข็งแรงในการยึดติดแบร็กเกต พบว่าความเข้มแสงที่สูงขึ้นมีผลทำให้ความแข็งแรงพันธะเฉือน (shear bond strength) มีค่าสูงขึ้น^{20,21} และพบว่าความแข็งแรงพันธะเฉือนเพิ่มขึ้นเมื่อเพิ่มระยะเวลาฉายแสง^{5,14,18,22} อย่างไรก็ตามการศึกษาล่าสุดส่วนใหญ่เป็นการศึกษาค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนภายหลังจากการบ่มตัว 24 ชั่วโมง เมื่อคำนึงถึงการใช้งานทางคลินิกที่ทันตแพทย์จัดฟันจะต้องใส่ลวดค้ำทันที่หลังจากติดเครื่องมือเสร็จแล้ว ข้อมูลความแข็งแรงพันธะเฉือนในช่วงแรก (initial shear bond strength) ยังมีอยู่น้อย ในการศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของความเข้มแสงที่ต่างกันของเครื่องฉายแสง

แอลอีดี 2 ชนิด รวมถึงผลของระยะเวลาในการฉายแสงที่มีต่อความแข็งแรงของพันธะเฉือนในช่วงแรกของแบร็กเกตและผิวเคลือบฟัน

วัสดุและวิธีการ

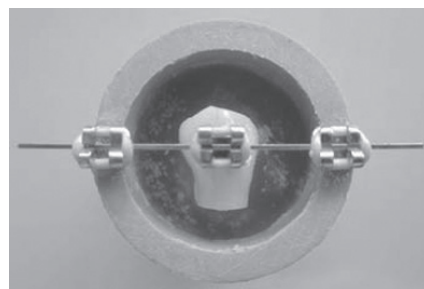
ในการศึกษาครั้งนี้ใช้ฟันกรามน้อยจำนวน 60 ซี่ ที่ถูกถอนออกเพื่อการจัดฟัน และเลือกฟันที่มี สภาพผิวฟันที่สมบูรณ์ ดูจากลักษณะพื้นผิวที่เรียบ ไม่มีรอยร้าว สีของฟันมีลักษณะที่ปกติ โดยเก็บไว้ใน สารละลายไทมอลความเข้มข้นร้อยละ 0.5 เตรียมฟันโดยตัดรากฟันออกด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (low speed cutting machine; ISOMET 1000, Buehler®, USA) กำหนดให้ฟันที่ทำการตัดรากแล้วต้องมีความยาวของรากประมาณ 5 มิลลิเมตร โดยวัดจากรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน จากนั้นเตรียมฟันเพื่อการทดลองโดยนำฟันตัวอย่างมาหุ้มด้านใกล้แก้มด้วยแผ่นฟิล์มใสติดแบร็กเกตด้วยวัสดุติดยึดเรซินที่บ่มด้วยแสง (ไม่มีขั้นตอนทากรดกัดและการทาเบอนด์ดิ้ง) ฉายแสงทิศทางด้านบดเคี้ยวและใกล้เหงือก ด้านละ 10 วินาที ทำการยึดซี่ฟันลงในท่อพลาสติกพีวีซีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 21 มิลลิเมตร ความยาว 1 นิ้ว ด้วยอะคริลิกชนิดบ่มด้วยตัวเอง (self-cure acrylic) โดยใช้ลวดนำ (guide wire) (รูปที่ 1) เมื่อได้ชิ้นงานเพื่อการทดลองที่ยึดลงในท่อพลาสติกพีวีซีแล้วแกะเอาแผ่นฟิล์มใสและแบร็กเกตออก แบ่งฟันที่ได้ออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ เตรียมผิวฟันเพื่อติดแบร็กเกตในทั้ง 4 กลุ่มดังนี้ ขัดด้วยผงพัมมิช (pumice) ล้างออก ด้วยน้ำสะอาด แล้วเป่าให้แห้งโดยใช้ทริปเปิลไซริงค์ (triple syringe) ทากรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 37 (Etchant liquid; Reliance Orthodontic Product, Inc., Itasca, IL, USA) ที่ผิวฟันเป็นเวลา 30 วินาที ล้างด้วยน้ำสะอาด 10 วินาที แล้วเป่าให้แห้งด้วยทริปเปิลไซริงค์ จากนั้น ทาสารไพรเมอร์ (Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer, 3M Unitex, Monrovia, CA, USA) ลงบนผิวฟัน จากนั้นทำการยึดติดแบร็กเกตโดยบีบวัสดุยึดติดชนิดบ่มด้วยแสง (Transbond™ XT Light Cure Adhesive Paste, 3M Unitex, Monrovia, CA, USA) ลงบนฐานแบร็กเกต (Dyna-Lock™, Standard Edgewise Bracket, 3M Unitex, Monrovia, CA, USA) ขนาด 15.25 ตารางมิลลิเมตร เคลือบให้มีความหนาสม่ำเสมอ นำมากดลงบนตำแหน่งกึ่งกลางฟันที่เตรียมไว้โดยทำการซ้อมกดโดยผู้ทดลองคนเดียวกัน และ

กดแบร์กเกตให้แนบกับผิวฟันมากที่สุด แล้วเขียนวัสดุติดยึด โดยรอบออกโดยไม่มีการขยับของแบร์กเกต จากนั้นฉายแสงห่างจากแบร์กเกต 1 มิลลิเมตร โดยหน้าตัดของแนวนำแสงตั้งฉากกับระนาบแบร์กเกตด้านแก้มของผิวฟัน ด้วยเครื่องฉายแสงต่างชนิดกัน ในกลุ่มทั้ง 4 กลุ่ม ดังนี้ กลุ่มที่ 1 ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงฮาโลเจนเดเมตรอน แอลซี (Demetron LC™, Kerr Corp, Orange, CA, USA) ฉายแสงด้านบดเคี้ยวและใกล้เหงือกเป็นเวลาด้านละ 10 วินาที (กลุ่มควบคุม) กลุ่มที่ 2 ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงแอลอีดีเดเมตรอน เอทู (Demetron A.2™, Kerr Corp, Orange, CA, USA) ฉายแสงด้านบดเคี้ยวและใกล้เหงือกเป็นเวลาด้านละ 10 วินาที กลุ่มที่ 3 ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงแอลอีดีเดเมตรอน เอทู (Demetron A.2™, Kerr Corp, Orange, CA, USA) ฉายแสงด้านบดเคี้ยวและใกล้เหงือกเป็นเวลาด้านละ 3 วินาที กลุ่มที่ 4 ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงแอลอีดีวาโล (Valo, Ultradent, South Jordan, UT, USA) ฉายแสงด้านบดเคี้ยวและใกล้เหงือกเป็นเวลาด้านละ 3 วินาที

เครื่องฉายแสงทุกเครื่องได้ผ่านการวัดความเข้มแสง (Bluephase® meter, Ivoclar Vivadent Inc., Pineview Drive, Amherst, NY, USA) โดยวัดค่าความเข้มแสงตามคำแนะนำของผู้ผลิตทั้งหมด 3 ครั้ง แล้วนำค่าที่วัดได้มาหาค่าเฉลี่ยความเข้มแสงของเครื่องฉายแสงแต่ละเครื่อง ดังนี้ เครื่องฉายแสงที่มีแหล่งกำเนิดแสงชนิดแสงฮาโลเจนเดเมตรอน แอลซี (Demetron LC™, Kerr Corp, Orange, CA, USA) ความเข้มแสง 410 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร เครื่องฉายแสงแอลอีดีเดเมตรอน เอทู (Demetron A.2™, Kerr Corp, Orange, CA, USA) ความเข้มแสง 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร และเครื่องฉายแสงแอลอีดีวาโล (Valo, Ultradent, South Jordan, UT, USA) ความเข้มแสง 2,230

มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร เนื่องจากเครื่องฉายแสงแอลอีดีเดเมตรอน เอทู (Demetron A.2™, Kerr Corp, Orange, CA, USA) ไม่มีระบบตั้งเวลาฉายแสงที่ต่ำกว่า 10 วินาที และในการทดลองนี้จะต้องมีการฉายแสงจากเครื่องดังกล่าวโดยใช้เวลา 3 วินาที ฉาย 2 ครั้ง ดังนั้นทางผู้ทำวิจัยจึงได้จัดทำเครื่องตั้งเวลาตัดไฟที่สามารถตัดไฟเพื่อตั้งเวลาฉายแสงที่ 3 วินาที มาใช้ในการทดลองนี้

จากนั้นนำกลุ่มตัวอย่างไปทดสอบวัดความแข็งแรงของพันธะเชื่อมภายหลังการฉายแสง 4 นาที โดยเครื่องทดสอบสากลชิมาดซุ (Universal Testing Machine, EZTest EZ-L/EZ-s Series, Shimadzu Corp., Kyoto, Japan) โหลดเซลล์ (load cell) 500 นิวตัน ความเร็วในการเคลื่อนที่ของโหลดเซลล์ 1 มิลลิเมตรต่อนาที ทิศทางใบมีดเคลื่อนลงในแนวเดียวกับแกนยาวของตัวฟัน (รูปที่ 2) บันทึกค่าความแข็งแรงของพันธะเชื่อมที่ทำให้แบร์กเกตหลุดออกจากผิวฟัน นำมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยความแข็งแรงของพันธะเชื่อมและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานแล้วทำการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มด้วยการใช้ค่าสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (ANOVA) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ตรวจสอบบริเวณที่เกิดความล้มเหลวในการยึดติดของแบร์กเกตในแต่ละชิ้นงาน ทำโดยการถ่ายภาพถ่ายวัสดุติดยึดที่เหลืออยู่บนเคลือบฟันซึ่งถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ (ML 9300, Meiji Techno Co., LTD., Saitama, Japan) โดยผู้ทดลองคนเดียวกันในทุกชิ้นงานแล้ววัดค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุยึดติด (Adhesive remnant index; ARI)²³ ตามเกณฑ์การให้คะแนน ดังนี้



รูปที่ 1 แสดงการใช้ลวดตัวนำเป็นแนวทางในการยึดฟันในอะคริลิก

Fig. 1 shows the guide wire for aligning tooth embedded in acrylic resin

- 1 หมายถึง วัสดุติดยึด และรอยฐานของแบร็กเกตติดอยู่บนเคลือบฟันทั้งหมด
 - 2 หมายถึง วัสดุติดยึดติดอยู่บนเคลือบฟันมากกว่าร้อยละ 90
 - 3 หมายถึง วัสดุติดยึดติดอยู่บนเคลือบฟันร้อยละ 10-90
 - 4 หมายถึง วัสดุติดยึดติดอยู่บนเคลือบฟันน้อยกว่าร้อยละ 10
 - 5 หมายถึง ไม่มีวัสดุติดยึดติดอยู่บนเคลือบฟันเลย
- เปรียบเทียบความแตกต่างโดยค่าสถิติไคสแควร์ (Chi square) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 โดยโปรแกรม สถิติเอสพีเอสเอส (SPSS software, version 17)

ผลการศึกษา

ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงพันธะยึดติดแบบเงื่อนของทั้ง 4 กลุ่ม แสดงในตารางที่ 1 ในกลุ่มที่ 1 2 และ 4 ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่กลุ่มที่ 3 มีค่าน้อยกว่ากลุ่มอื่นๆ อย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) ข้อมูลค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุติดยึดของทั้ง 4 กลุ่ม แสดงดังตาราง 2 จากสถิติการวิเคราะห์ไคสแควร์ (Chi-square test) พบว่าแต่ละกลุ่มมีการกระจายตัวของค่าเออาร์ไอที่ไม่มีมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95



รูปที่ 2 แสดงการทดสอบชิ้นงานด้วยเครื่องทดสอบสากล แสดงทิศทางการบิดเคลื่อนลงในแนวเดียวกับแกนยาวของตัวฟัน

Fig. 2 shows the sample testing by the universal testing machine. The cutting blade direction is downward in the same plane as the tooth's long axis

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงพันธะยึดติดแบบเงื่อนของทั้ง 4 กลุ่ม

Table 1 Mean shear bond strength in megapascals (MPa) of adhesive between bracket and tooth surface in 4 groups

Group	Mean ± SD (MPa)
1	4.76 ± 0.99 ^a
2	5.35 ± 1.47 ^a
3	3.98 ± 1.07 ^b
4	5.69 ± 1.11 ^a

SD = standard deviation

Groups with different letters are significantly different ($p < 0.05$)

ตาราง 2 ค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุติดยึดภายหลังการหลุดของแบร์กเกต

Table 2 Adhesive remnant index recorded after debonding

Adhesive	Groups			
	1	2	3	4
Remnant index				
Scores				
1	1	1	1	1
2	12	10	11	13
3	2	3	2	0
4	0	1	1	1
5	0	0	0	0
	15	15	15	15

วิจารณ์

ในการศึกษาครั้งนี้มีการใช้เครื่องฉายแสงที่มีแหล่งกำเนิดแสงที่แตกต่างกัน คือ แหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน และแหล่งกำเนิดแสงแอลอีดี จากการศึกษาที่ผ่านมา พบว่าชนิดของแหล่งกำเนิดแสงที่แตกต่างกันไม่มีผลต่อความแข็งแรงของพันธะ Usumez และคณะ²² ศึกษาการใช้แหล่งกำเนิดแสงแอลอีดีเอลิปาร์ ฟรีไลท์ (Elipar Freelight, 3M ESPE, Seefeld, Germany) ที่มีความเข้มแสง 400 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร พบว่าเมื่อฉายเป็นเวลา 20 และ 40 วินาที มีความแข็งแรงพันธะเฉือนไม่แตกต่างกับการฉายแสงด้วยหลอดไฟฮาโลเจนเอกซ์แอล 3000 (XL 3000, 3M Dental Products, St Paul, Minn) ที่มีความเข้มแสง 550 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร เป็นเวลา 40 วินาที และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่า ARI score ระหว่างกลุ่ม ซึ่งส่วนใหญ่ทั้งหมดของวัสดุยึดติดอยู่ที่ผิวพื้นภายหลังการยึดติดล้มเหลว Bishara และคณะ²⁴ ศึกษาเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนจากการฉายแสงโดยใช้เครื่องฉายแสงฮาโลเจนออโรลักซ์ (Ortholux, 3M Unitek) ความเข้มแสง 400 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร กับเครื่องฉายแสงแอลอีดีอัลตรา

ลุ่มทู (UltraLume 2, Ultradent USA, South Jordan, Utah) ความเข้มแสง 2,400 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร เมื่อฉายแสงเป็นเวลา 20 วินาที และการศึกษาของ Dunn และ Taloumis⁵ ที่ศึกษาการใช้เครื่องฉายแสงฮาโลเจนออพติลักซ์ 501 (Optilux 501, Kerr/Demetron Corp, Danbury, Conn) ความเข้มแสง 1,030 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร และโปรไลท์ (ProLite, Dentsply/Caulk) ความเข้มแสง 400 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร เปรียบเทียบกับเครื่องฉายแสงแอลอีดีลูมาเคียว (LumaCure, LumaLite, Inc, Spring Valley, Calif) ความเข้มแสง 150 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร และเวอร์ซาลักซ์ (VersaLux, Centrix, Shelton, Conn) ความเข้มแสง 150 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร ฉายแสงนาน 40 วินาที โดยการศึกษาทั้งสองพบว่าค่าความแข็งแรงของพันธะเฉือนจากแหล่งกำเนิดแสงแอลอีดีไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับการฉายแสงจากแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจนเมื่อใช้เวลาฉายแสงเท่ากัน สอดคล้องกับผลที่ได้จากการศึกษาครั้งนี้ที่พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความแข็งแรงของพันธะเฉือน ในกลุ่ม 1 และ 2 ที่ฉายด้วยแหล่งกำเนิดแสงที่ต่างกัน ด้วยระยะเวลา 20 วินาทีเท่ากัน จากงานศึกษาที่กล่าวมา

ข้างต้นจะเห็นว่ามีทั้งที่ความเข้มแสงของแหล่งกำเนิดฮาโลเจนที่ทั้งใกล้เคียง มากกว่า และน้อยกว่าแหล่งกำเนิดแอลอีดี และมีปัจจัยร่วมในเรื่องระยะเวลาที่อยู่ในช่วง 20-40 วินาทีที่เหมาะสมต่อการบ่มตัวของวัสดุเรซินที่ในระดับที่มากเพียงพอในทั้งสองกลุ่มและทำให้เกิดความแข็งแรงในการยึดติดที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ตามข้อเสนอจาก Silta และคณะ²⁵ ที่ว่าระยะเวลาฉายแสง (ทั้งแหล่งกำเนิดฮาโลเจนและแอลอีดีความเข้มแสงประมาณ 800-1000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร) อย่างน้อยที่ทำให้เกิดความแข็งแรงพันธะเคื่อนที่เหมาะสมเพียงพอต่อการใช้งานในช่วง 5-8 เมกะปาสคาล คือ 20 วินาที ดังนั้นแสงจากแหล่งกำเนิดแสงแอลอีดีกับแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจนน่าจะให้ค่าความแข็งแรงพันธะเคื่อนในช่วงแรกของแบร็กเกตและผิวฟันไม่แตกต่างกันในระยะเวลาการฉายแสงที่นานเพียงพอ

ผลของเครื่องฉายแสงที่มีความเข้มแสงแตกต่างกันต่อความแข็งแรงของพันธะการศึกษาครั้งนี้ พบว่า เมื่อใช้เครื่องฉายแสงที่มีความเข้มแสงที่เพิ่มขึ้นมีผลเพิ่มความแข็งแรงพันธะเคื่อน โดยเปรียบเทียบในกลุ่มที่ 3 (เครื่องฉายแสงแอลอีดี 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 6 วินาที) กับกลุ่มที่ 4 (เครื่องฉายแสงแอลอีดี 2,230 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 6 วินาที) พบว่า กลุ่มที่ 4 ที่มีความเข้มแสงที่สูงกว่าเมื่อฉายแสงในเวลาเท่ากัน ให้ค่าความแข็งแรงพันธะเคื่อนมากกว่ากลุ่มที่ 3 อย่างมีนัยสำคัญ สอดคล้องกับการศึกษาของ Staudt และคณะ²⁰ ที่ศึกษาการฉายแสงจากเครื่องฉายแสงฮาโลเจนที่มีความเข้มแสงต่าง ๆ กันพบว่า ความแข็งแรงพันธะเคื่อนเพิ่มขึ้นตามระดับความเข้มแสงของเครื่องฉายแสงซึ่งมีความสัมพันธ์กันตามโมเดลเอกซ์โปเนนเชียล โดยมีความแข็งแรงพันธะเคื่อนอ้อมตัวที่ความเข้มแสง 4000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร และการศึกษาของ Mavropoulos และคณะ²¹ ศึกษาพบค่าความแข็งแรงพันธะเคื่อนเพิ่มขึ้นตามระดับความเข้มแสงของเครื่องฉายแสง โดยความเข้มแสงที่มากที่สุดที่มีประโยชน์ของเครื่องฉายแสง คือ 3000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร

จากผลการศึกษาครั้งนี้ กลุ่มที่ 2 (เครื่องฉายแสงแอลอีดี 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 20 วินาที) ให้ค่าความแข็งแรงพันธะเคื่อนไม่แตกต่างจากกลุ่มที่ 4 (เครื่องฉายแสงแอลอีดี 2,230 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 6 วินาที) แสดงให้เห็นว่าความเข้มแสงที่สูงกว่าสามารถทำให้เกิดค่าความแข็งแรงพันธะเคื่อนที่เพิ่มขึ้น และเมื่อฉายแสงในเวลาที้น้อยกว่าสามารถให้ค่าความแข็งแรงพันธะเคื่อนที่ไม่แตกต่างกัน

เนื่องมาจากความเข้มของแสงที่มากขึ้น ในกลุ่มที่ 4 ทำให้กระตุ้นอัตราการเกิดปฏิกิริยาบ่มตัว (polymerization) ได้มากขึ้น โดยเมื่อปริมาณของอนุภาคโฟตอน (photons) เพิ่มขึ้น โมเลกุลของแคมโฟโรควิโนซึ่งเป็นสารตั้งต้นปฏิกิริยาไวแสง (photoinitiator) จึงถูกกระตุ้นมากขึ้น ทำปฏิกิริยากับสารเอมีน (amine reducing agent) จนกระทั่งเกิดเป็นอนุมูลอิสระและเกิดปฏิกิริยาบ่มตัวในที่สุด²⁶ อย่างไรก็ตามมีการศึกษาส่วนหนึ่งที่ระบุว่าความเข้มแสงที่สูงขึ้น ก่อให้เกิดการหดตัวของเรซิน (contraction strain) ระหว่างกระบวนการบ่มซึ่งมีผลทำให้ความแข็งแรงของพันธะเคื่อนลดลงได้²⁷⁻³⁰

ผลของระยะเวลาการฉายแสงที่มีต่อความแข็งแรงของพันธะ การศึกษาที่ก่อนหน้านี้พบว่า เมื่อระยะเวลาการฉายนานขึ้นจะมีผลให้ค่าความแข็งแรงการยึดติดเพิ่มขึ้นด้วย การศึกษาของ Niepraschk และคณะ³¹ ที่ใช้เครื่องฉายแสง แอลอีดี 1,100 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 20 วินาที พบว่า การฉายแสงแอลอีดี 20 วินาที มีค่าระดับการบ่มตัวของวัสดุยึดติดเรซินสูงกว่าฉาย 10 วินาที อย่างมีนัยสำคัญ สอดคล้องกับการศึกษาของ Usumez และคณะ²² ที่พบว่าความแข็งแรงของพันธะเคื่อนมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อฉายแสงด้วยแอลอีดีที่มีความเข้มแสง 400 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตรใช้เวลา 10 วินาที เมื่อเทียบกับใช้เวลา 20 วินาที และ 40 วินาที และการศึกษาของ Mavropoulos และคณะ¹⁴ ที่พบว่าความแข็งแรงพันธะเคื่อนน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญเมื่อฉาย ด้วย Ortholux LED ที่มีความเข้มแสง 1,000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร 5 วินาที แต่ไม่แตกต่างกับกลุ่มควบคุมที่ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงฮาโลเจนออพติลักซ์ 501 (Optilux™ 501) ฉายนาน 40 วินาที เมื่อฉาย 10 วินาที สอดคล้องกับการศึกษาครั้งนี้ที่พบว่า ในกลุ่มที่ 2 และ 3 ที่ใช้เครื่องฉายแสงชนิดเดียว (Demetron A.2™, Kerr Corp, Orange, CA, USA) ความเข้มแสง 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร แต่ฉายแสงเป็นเวลาต่างกัน พบว่า กลุ่มที่ 3 ที่ฉายแสงเวลา 6 วินาที พบว่าค่าความแข็งแรงของพันธะเคื่อนมีค่าต่ำกว่าอย่างมีนัยสำคัญ อาจเนื่องมาจากเวลาฉายแสงที่น้อยกว่าทำให้เกิดระดับการบ่มตัวที่ต่ำกว่าแตกต่างจากการศึกษาของ Rego และ Romano³² ที่ศึกษาโดยใช้เครื่องฉายแสงออโรลักซ์ แอลอีดี (Ortholux LED, 3M Unitek, Monrovia, CA., USA) ที่มีความเข้มแสง 1000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร พบว่าเมื่อฉายแสง 5 10 และ 40 วินาที ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความแข็งแรงพันธะเคื่อนกับการฉายด้วยเครื่องฉายแสงฮาโลเจนเอกซ์แอล 1500 (XL1500, 3M Unitek,

Monrovia, CA, USA) ที่มีความเข้มแสง 600 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร เมื่อฉายแสง 40 วินาที โดยการทดสอบความแข็งแรงพันธะเฉือนทำหลังจากที่ติดแล้วเป็นเวลา 24 ชั่วโมง

ระยะเวลาหลังจากการยึดติดแบร็กเกตก่อนนำไปทดสอบวัดความแข็งแรงของพันธะเฉือนในการ ทดลองนี้ใช้เวลา 4 นาที เนื่องจากต้องการทดสอบให้คล้ายกับสภาวะที่เป็นจริงในคลินิกที่ทันตแพทย์จัดฟันมักจะใส่ลวดโค้งทันทีหลังจากติดแบร็กเกตเสร็จแล้ว Reynolds² เสนอว่า ค่าความแข็งแรงของพันธะเฉือนที่เพียงพอในการใช้งานทางคลินิกของแบร็กเกตทางทันตกรรมจัดฟัน ควรมีค่าระหว่าง 5.88 ถึง 7.85 เมกกะปาสคาล ในการศึกษาที่ พบว่า มีกลุ่มที่ 4 เท่านั้นที่มีความแข็งแรงของพันธะเฉือนอยู่ในระดับดังกล่าว โดยที่กลุ่มอื่นๆ มีค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งแรงของพันธะเฉือนต่ำกว่าค่าที่ควรจะเป็น แต่อย่างไรก็ตามค่าความแข็งแรงของพันธะเฉือนของกลุ่มที่ 1 และ 2 ที่ต่ำกว่านั้นก็ไม่ได้มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับกลุ่มที่ 4 ค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนที่วัดได้ต่ำนั้นอาจเนื่องมาจากการทดสอบค่าความแข็งแรงของพันธะเฉือนในช่วงแรก ซึ่งมีได้หมายความว่าค่าความแข็งแรงที่วัดได้นั้นไม่เพียงพอในการใช้งานทางคลินิก เนื่องจากค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนมีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นตามระยะเวลาการศึกษาของ Tavas และ Watts 1984³³ ที่พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนที่เวลาหลังจากบ่มตัว 5 นาที มีค่าน้อยกว่าที่เวลาหลังจากบ่มตัว 24 ชั่วโมงอย่างมีนัยสำคัญ โดยพบว่าค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนที่เวลาบ่มตัว 5 นาที มีค่าร้อยละ 60-70 ของหลังจากบ่มตัว 24 ชั่วโมง และการศึกษาของ Oesterle และคณะ³⁴ ที่แนะนำว่า ควรใส่ลวดโค้งภายหลังจากฉายแสง 5 นาที เนื่องจากค่าความแข็งแรงของพันธะเฉือนจะเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญภายหลังจากฉายแสงเป็นเวลา 5 นาที อย่างไรก็ตามค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนในการทดลองครั้งนี้มีค่าใกล้เคียงกับการศึกษาของ Nisalak และคณะ³⁵ ที่ทดสอบค่าแรงยึดดึงเริ่มแรก (initial tensile bond strength) ในวัสดุยึดติดทางทันตกรรมจัดฟันชนิดบ่มด้วยแสงที่มีชื่อการค้าต่างๆ กัน (Enlight, Transbond XT, and Transbond XT + Transbond Plus Self Etching Primer) เปรียบเทียบกับวัสดุชนิดบ่มเองยูไนท์ (Unite, 3M Unitek, USA) โดยวัดค่าแรงยึดดึงของวัสดุบ่มด้วยแสงที่นาที่ที่ 2 3 4 และ 24 ชั่วโมง หลังการยึดติดแบร็กเกต พบว่า ค่าแรงยึดดึงเริ่มแรกของวัสดุบ่มด้วยแสงที่นาที่ที่ 2 3 และ 4 ที่วัดได้นั้นเพียงพอในการทนต่อแรงที่จะได้รับจากการใส่ลวดในช่วงแรก

และไม่ได้มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ จึงแนะนำว่าทันตแพทย์จัดฟันสามารถใส่ลวดโค้งภายหลังจากการฉายแสงอย่างน้อย 2 นาที เพื่อลดโอกาสเกิดการยึดติดล้มเหลว

ค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุยึดติดภายหลังจากการหลุดของแบร็กเกตเป็นค่าดัชนีที่แสดงถึงบริเวณที่มีการยึดติดล้มเหลวของวัสดุยึดติด ในทางทันตกรรมจัดฟันคุณสมบัติของวัสดุยึดติดที่พึงประสงค์ คือ มีความแข็งแรงการยึดติดที่เพียงพอโดยในขณะที่เมื่อถอดเครื่องมือ (debond) มีวัสดุยึดติดเหลือบนผิวฟันน้อยที่สุด เพื่อให้สามารถกำจัดวัสดุยึดติดออกจากผิวฟันได้ง่าย³⁶ O'Brien และคณะ³⁷ กล่าวว่า มีปัจจัยต่างๆ ที่มีผลต่อค่าดัชนีการเหลืออยู่ของวัสดุยึดติด (Adhesive Remnant Index; ARI score) ได้แก่ วิธีการถอดแบร็กเกต ลักษณะฐานของแบร็กเกต และชนิดของวัสดุยึดติด เป็นต้น ในการทดลองครั้งนี้ เมื่อแบร็กเกตหลุดพบว่า ค่าดัชนีดังกล่าว เท่ากับ 2 เป็นส่วนใหญ่ (วัสดุยึดติดติดอยู่บนเคลือบฟัน มากกว่าร้อยละ 90) แสดงให้เห็นถึงพันธะยึดติดที่ไม่แข็งแรงระหว่างฐานแบร็กเกตและวัสดุเรซินคอมโพสิต ซึ่งอาจเกิดจากการเกิดปฏิกิริยาการบ่มในช่วงแรกที่ไม่สมบูรณ์ของวัสดุเรซินคอมโพสิตได้ฐานแบร็กเกต ในขณะที่มีการยึดติดที่มีความแข็งแรงมากเพียงพอของวัสดุยึดติดกับผิวฟัน และรูปแบบความล้มเหลวในการยึดติดในทุกกลุ่มทดลองไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ สอดคล้องกับการศึกษาของ Usumez และคณะ²² ที่ใช้เครื่องฉายแสงต่างชนิดกัน พบว่าบริเวณที่เกิดการยึดติดล้มเหลวเกิดที่บริเวณระหว่างฐานแบร็กเกตและวัสดุยึดติดเหมือนกันทั้งในกลุ่มที่ฉายแสงฮาโลเจนและกลุ่มที่ฉายแสงแอลอีดี และ การศึกษาของ Nisalak และคณะ³⁵ ที่ทดสอบความแข็งแรงการยึดติดทนแรงดึง พบว่าในกลุ่มที่ทำการทดสอบหลังการฉายแสง 1-4 นาที การยึดติดล้มเหลวจะเกิดขึ้นที่ระหว่างแบร็กเกตกับวัสดุยึดติด แตกต่างกับกลุ่มที่ทดสอบหลังการฉายแสง 24 ชั่วโมง ที่วัสดุยึดติดมีการพอลิเมอไรเซชันเพิ่มขึ้น การล้มเหลวเกิดขึ้นภายในเนื้อวัสดุยึดติดหรือระหว่างวัสดุยึดติดกับผิวฟัน ดังนั้นจึงอาจสรุปได้ว่า ชนิดของแหล่งกำเนิดแสงและความเข้มของแสงไม่มีผลต่อบริเวณที่เกิดการยึดติดล้มเหลว และการยึดติดล้มเหลวในช่วงแรกจะเกิดขึ้นที่บริเวณระหว่างฐานแบร็กเกตและวัสดุเรซินคอมโพสิต

การวัดความเข้มแสงเริ่มต้นก่อนการทดลองในการศึกษาครั้งนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อเป็นการวัดเทียบความเข้มแสงของผลิตภัณฑ์เครื่องฉายแสงแต่ละชนิดด้วยมาตรฐานเดียวกัน

(Bluephase[®] meter, Ivoclar Vivadent Inc, Pineview Drive, Amherst, NY, USA) วัดค่าความเข้มแสงตามคำแนะนำของผู้ผลิตทั้งหมด 3 ครั้ง แล้วนำค่าที่วัดได้มาหาค่าเฉลี่ยความเข้มแสงของเครื่องฉายแสงแต่ละเครื่อง วัดก่อนทำการทดลองครั้งเดียว เช่นเดียวกับ Bishara และคณะ²⁴ อย่างไรก็ตามซึ่งค่าที่วัดได้จากการศึกษาในครั้งนี้แตกต่างไปจากค่าที่บริษัทผู้ผลิตอ้าง อาจเนื่องมาจากวิธีการวัดและเครื่องมือที่แตกต่างกัน

ตามผลการทดลองที่ได้จากการวิจัยครั้งนี้ สามารถสรุปได้ว่าเครื่องฉายแสงที่มีความเข้มแสงที่แตกต่างกัน และระยะเวลาการฉายแสงต่างมีผลต่อความแข็งแรงของพันธะเคออนในช่วงแรกของการแบร็กเกตและผิวเคลือบฟัน การใช้เครื่องฉายแสงแอลอีดี ความเข้มแสง 2,230 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร ฉายแสง 6 วินาที ให้ค่าความแข็งแรงพันธะเคออนในการยึดติดของแบร็กเกตได้เทียบเท่ากับการใช้เครื่องฉายแสงฮาโลเจนแบบดั้งเดิมที่ต้องใช้เวลาฉายแสง 20 วินาที ทำให้ลดเวลาในการทำงานของทันตแพทย์จัดฟัน และช่วยลดความเมื่อยล้าของผู้ป่วยระหว่างขั้นตอนการติดแบร็กเกตลงได้ แต่อย่างไรก็ตาม งานศึกษานี้ได้ทำการทดสอบวัสดุติดยึดทางทันตกรรมจัดฟันเพียงผลิตภัณฑ์เดียว (TransbondTM XT Light Cure Adhesive Paste, 3M Unitex, Monrovia, California, USA) และในส่วนข้อจำกัดในเรื่องของลักษณะการทำงาน ลักษณะของแสงที่ปล่อยออกมาแต่ละความยาวคลื่นที่มีความเข้มแสงที่แตกต่างกันของผลิตภัณฑ์เครื่องฉายแสงแต่ละชนิดที่ใช้ในการทดลองครั้งนี้ อาจไม่สามารถนำเอาไปสรุปรวมเพื่อใช้กับวัสดุติดยึดทางทันตกรรมจัดฟันและผลิตภัณฑ์เครื่องฉายแสงชนิดอื่น ๆ ได้

สรุป

1. ความเข้มแสงและระยะเวลาการฉายแสงจากเครื่องฉายแสงที่แตกต่างกันมีผลต่อความแข็งแรงของพันธะเคออนในช่วงแรก ของแบร็กเกตและผิวเคลือบฟัน โดยเมื่อฉายแสงจากเครื่องฉายแสงที่มีความเข้มแสงสูงขึ้นและ/หรือระยะเวลาฉายแสงนานขึ้นจะสามารถเพิ่มค่าความแข็งแรงพันธะได้
2. เครื่องฉายแสงแอลอีดีวาโล ที่มีความเข้มแสงสูงสุดในการทดลองครั้งนี้ คือ 2,230 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร ฉายแสงเป็นเวลาเพียง 6 วินาที ให้ความแข็งแรงของพันธะเคออนในช่วงแรกไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับ เครื่องฉายแสง

ฮาโลเจนเดเมตรอน แอลซี ความเข้มแสง 410 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร ที่ฉายแสงเป็นเวลา 20 วินาที ซึ่งเป็นกลุ่มควบคุม และเครื่องฉายแสงแอลอีดีเดเมตรอน เอทู ความเข้มแสง 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร ที่ฉายแสงเป็นเวลา 20 วินาที โดยทั้งสามกลุ่มข้างต้นนี้มีความแข็งแรงของพันธะเคออนสูงกว่ากลุ่มที่ใช้เครื่องฉายแสงแอลอีดี ความเข้มแสง 1,140 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร ที่ฉายแสงเป็นเวลา 6 วินาที อย่างมีนัยสำคัญ

3. ชนิดของเครื่องฉายแสง ความเข้มแสงและระยะเวลาในการฉายแสงไม่มีความสัมพันธ์กับตำแหน่งการยึดติดล้มเหลวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ดังนั้น เครื่องฉายแสงแอลอีดี ความเข้มแสงสูงกว่า 2,000 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร อาจพิจารณาเป็นอีกทางเลือกหนึ่งของทันตแพทย์จัดฟันในการลดเวลาในขั้นตอนติดแบร็กเกตได้ โดยที่ค่าความแข็งแรงในการยึดติดไม่แตกต่างกับการใช้เครื่องฉายฮาโลเจนแบบดั้งเดิม

เอกสารอ้างอิง

1. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. Am J Orthod. 1965;51:901-12.
2. Renolds IR. A review of direct orthodontic bonding. Br J Orthod. 1975;2:171-8.
3. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. J Clin Orthod. 2002;36:553-68.
4. Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. Br J Orthod. 1979; 6:207-8.
5. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;122:236-41.
6. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J. 1999; 186:388-91.

7. Weinberger SJ, Foley TF, McConnell RJ, Wright GZ. Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light, and chemically cured resin systems. *Angle Orthod.* 1997;67:173-8.
8. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod.* 2000;70:28-33.
9. Petteimerides AP, Ireland AJ, Sherriff M. An ex vivo investigation into the use of a plasma arc lamp when using a visible light-cured composite and a resin-modified glass poly (alkenoate) cement in orthodontic bonding. *J Orthod.* 2001;28:237-44.
10. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent.* 2000;13:77D-81D.
11. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000;21:1379-85.
12. Rueggeberg FA, Twiggs SW, Caughman WF, Khajotia S. Lifetime intensity profiles of 11 light-curing units. *J Dent Res.* 1996;75:380.
13. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000;16:41-7.
14. Mavropoulos A, Staudt CB, Kiliaridis S, Krejci I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. *Eur J Orthod.* 2005;27:408-12.
15. Zachrisson BU. Bonding in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL, editors. *Orthodontics Current Principles and Techniques* 4 ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2005. p. 579-93.
16. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118:274-9.
17. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119:30-5.
18. Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125:337-41.
19. Mini LEDTM SuperCharged [database on the Internet]. *acteongroup.com* 2009. Available from: http://www.acteongroup-products.com/IMG/pdf/MLED_Supercharged_D05201_EN.pdf.
20. Staudt CB, Krejci I, Mavropoulos A. Bracket bond strength dependence on light power density. *J Dent.* 2006;34:498-502.
21. Mavropoulos A, Cattani-Lorente M, Krejci I, Staudt CB. Kinetics of light-cure bracket bonding: power density vs exposure duration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:543-7.
22. Usume S, Buyukyilmaz T, Karaman AI. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2004;74:259-63.
23. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:498-501.
24. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2003;73:431-5.
25. Silta YT, Dunn WJ, Peters CB. Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128:744-8.
26. Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater.* 2004;20:96-106.
27. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light

- curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater.* 2001;17:359-66.
28. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002;18:463-9.
 29. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. Effect of power density on shrinkage of dental resin materials. *Oper Dent.* 2003;28:622-7.
 30. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent.* 1998;26:695-700.
 31. Niepraschk M, Rahiotis C, Bradley TG, Eliades T, Eliades G. Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132:382-4.
 32. Rego EB, Romano FL. Shear bond strength of metallic brackets photo-activated with light-emitting diode (LED) at different exposure times. *J Appl Oral Sci.* 2007;15:412-5.
 33. Tavas MA, Watts DC. A visible light-activated direct bonding material: an in vitro comparative study. *Br J Orthod.* 1984;11:33-7.
 34. Oesterle LJ, Messersmith ML, Devine SM, Ness CF. Light and setting times of visible-light-cured orthodontic adhesives. *J Clin Orthod.* 1995;29:31-6.
 35. Nisalak P, Jaochakarasiri P, Verayangkura P, Phunyanant R. Initial tensile bond strength among various types of orthodontic adhesives. *J Dent Assoc Thai.* 2006;56:301-9.
 36. Eliades T, Eliades G. Orthodontic adhesive resins. In: Brantley WA, Eliades T, editors. *Orthodontic materials : Scientific and Clinical Aspects.* Stuttgart, New York: Thieme; 2001. p. 201-19.
 37. O'Brien KD, Watts DC, Read MJ. Light cured direct bonding. Is it necessary to use a primer? *Eur J Orthod.* 1991;13:22-6.

Evaluation of 3 light curing units with different light intensity on initial shear bond strength of orthodontic adhesives

Puntip Dongpaiboon D.D.S.¹

Paiboon Techalertpaisarn D.D.S., Ph.D., Diplomate, Thai Board of Orthodontics²

Namchok Promsopa³

Sarik Kananurak³

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

²Department of Orthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

³Dental student, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstract

Objective To evaluate the effect of using 3 light curing units with different light intensity on initial shear bond strength of orthodontic adhesives.

Materials and methods Sixty human upper premolars were divided into 4 groups of 15 each. Tooth surfaces were treated with pumice and phosphoric acid, then rinsed and blown dry. Brackets were bonded to tooth surfaces with light cured adhesive under 4 conditions; Group 1 a conventional halogen unit (Demetron LCTM) at an intensity of 410 mW/cm² for 20 seconds (control), Group 2 LED unit (Demetron A.2TM) at an intensity of 1,140 mW/cm² for 20 seconds, Group 3 LED unit as group 2 for 6 seconds and Group 4 LED unit (Valo) at an intensity of 2,230 mW/cm² for 6 seconds. Shear bond strength of the specimens were tested after light activation for 4 minutes. The means of bond strength among groups were compared, using ANOVA. The adhesive remnant index in each group were measured and tested by the Chi-square at 95% confidence.

Results Means shear bond strength and standard deviation of groups 1, 2, 3 and 4 were 4.76 ± 0.99, 5.35 ± 1.47, 3.98 ± 1.07 and 5.69 ± 1.11 MPa, respectively. Those of group 2 and 4 were more than those of group 3 significantly. No statistically significant differences were found between the ARI scores among groups.

Conclusion The shear bond strength of LED light-curing unit with high intensity 2,230 mW/cm² (Valo) for 6 seconds was not significantly different from that obtained when the bracket were cured with the conventional halogen-based light-curing unit (Demetron LCTM) at an intensity of 410 mW/cm² for 20 seconds and a commercial LED unit (Demetron A.2TM) at an intensity of 1,140 mW/cm² for 20 seconds.

(CU Dent J. 2014;37:149–60)

Key words: bond strength; bracket; curing time

Correspondence to Paiboon Techalertpaisarn, paiboon.t@chula.ac.th