แหล่งกำเนิดแสงที่ใช้ในงานยึดติดทางทันตกรรมจัดฟัน

กมลภัทร จรรยาประเสริฐ* / เอกชัย ชุณหชีวาโฉลก*

บทคัดย่อ

การใช้แบร็กเก็ตยึดติดกับผิวเคลือบฟันเป็นขั้นตอนที่สำคัญในการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน ความแข็งแรงของพันธะในระดับที่เพียงพอของสารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงมีบทบาทสำคัญต่อทันตแพทย์ที่ให้การรักษา เพื่อที่จะสามารถใส่แรงจัดฟันได้อย่างต่อเนื่อง เนื่องจากหากแบร็กเก็ตไม่หลุดออกบ่อย การรักษาก็จะดำเนินไปได้อย่างราบรื่น แม้ว่าในความเป็นจริงแล้ว การใช้สารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงสำหรับการยึดติดแบร็กเก็ตกับฟันทุกซี่ในขากรรไกรจะใช้เวลาในคลินิกค่อนข้างนาน แต่ขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันของสารยึดติดนั้นจะเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ ทำให้สามารถใส่ลวดมัดฟันได้ทันที ซึ่งเป็นข้อดีที่เด่นชัดของการใช้สารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้สารยึดติดชนิดบ่มเอง ดังนั้นเพื่อให้ได้ความแข็งแรงพันธะซึ่งเป็นที่ยอมรับได้ทางคลินิกจึงจำเป็นต้องใช้เครื่องฉายแสงซึ่งมีแหล่งกำเนิดแสงที่ดี แหล่งกำเนิดแสงของเครื่องฉายแสงที่มีในท้องตลาดแบ่งได้เป็นสี่ประเภท ได้แก่ ชนิดดั้งเดิมคือควอทซ-ทังสเตน-ฮาโลเจน, ชนิดพลาสมาอาร์ค, ชนิดไดโอดเปล่งแสง และชนิดอาร์กอนเลเซอร์ ลักษณะการกำเนิดแสงของแหล่งกำเนิดแสงแต่ละประเภทนั้นมีทั้งข้อดีและข้อด้อยอยู่ในตัวเอง แหล่งกำเนิดแสงชนิดฮาโลเจนเป็นสิ่งจำเป็นที่ต้องมีไว้ในคลินิกทันตกรรมทุกแห่งมาเป็นเวลาหลายทศวรรษ และยังคงมีใช้กันอย่างแพร่หลายโดยมีการพัฒนาในเรื่องความเข้มของแสง แหล่งกำเนิดแสงชนิดพลาสมาอาร์คและอาร์กอนเลเซอร์มีข้อดีที่อาจช่วยลดระยะเวลาในการบ่มตัวของสารยึดติดได้ แต่ราคาที่แพงก็เป็นปัจจัยที่ต้องคำนึงถึง แหล่งกำเนิดแสงชนิดไดโอดเปล่งแสงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งของการปฏิบัติงานคลินิกในปัจจุบัน กล่าวโดยสรุปคือแหล่งกำเนิดแสงทั้งหมดสามารถใช้งานได้ดีกับสารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสง แต่การบำรุงรักษาตามกำหนดระยะเวลา รวมถึงการใช้เครื่องตรวจวัดความเข้มแสงที่เชื่อถือได้ ถือเป็นกุญแจสำคัญที่ทำให้มั่นใจถึงคุณภาพของแสงที่ยอมรับได้ ซึ่งไม่เพียงแต่จะช่วยลดระยะเวลาในการทำงานให้น้อยลงเท่านั้น แต่ยังทำให้ได้ความแข็งแรงพันธะระหว่างแบร็กเก็ตและผิวเคลือบฟันที่คงทนถาวรอีกด้วย

คำสำคัญ : แหล่งกำเนิดแสง, สารยึดติด, ควอทซ-ทังสเตน-ฮาโลเจน, พลาสมาอาร์ค, ไดโอดเปล่งแสง, อาร์กอนเลเซอร์

* *อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็กและทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ*
ติดต่อเกี่ยวกับบทความ: ภาควิชาทันตกรรมสำหรับเด็กและทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110 โทรศัพท์: 02-664-1000 ต่อ 5086, 5826 โทรสาร: 02-664-1882 อีเมลล์: kamolapatr@hotmail.com

Light Sources in Orthodontic Bonding

Kamolapatr Janyaprasert* / Ekachai Chunhacheevachaloke*

Abstract

Bonding of brackets to enamel surfaces is a significant step in orthodontic treatment. Sufficient bond strength of light-cured adhesives plays a major role for clinicians to render uninterrupted orthodontic force application. Without repeated bracket failures, the treatment can continue smoothly. Eventhough a considerable amount of chair time must be used for a full arch bonding with light-cured adhesives, their complete polymerization allow immediate arch wire tie-in. This is the most distinguished advantage of light-cured adhesives compared to self-cured one. In order to achieve a clinically acceptable bond strength, light curing unit (LCU) with suitable light source is required to polymerize the adhesives. Four types of light sources are available in the market, namely, conventional quartz-tungsten-halogen, plasma arc, light emitting diode and argon laser. The light generating process of each unit is presented together with its advantages and disadvantages. The halogen light source, which has been a necessity in every dental clinics for many decades, is still widely used with improved light intensity. Plasma arc and argon laser light sources may reduce curing time but their high costs have to be taken into account. The light emitting diode seems to be the light source of choice for the modern day's practice. In summary, all light sources work well with light-cured adhesives. But, a periodic maintenance and a reliable radiometer is a key to ensure the acceptable light quality which does not only mean less chair time but also a long lasting bond strength between orthodontic brackets and enamel surface.

Keywords : Light source, Adhesive, Quartz-tungsten-halogen, Plasma arc, Light emitting diode, Argon laser

** Lecturer, Department of Pediatric and Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University*

Address for correspondence: Department of Pediatric and Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Sukhumvit 23, Bangkok 10110 Thailand. Tel: 02-664-1000 ext. 5086, 5826; Fax: 02-664-1882;

E-mail: kamolapatr@hotmail.com

ทันตแพทย์จัดฟันเริ่มมีการใช้สารยึดติดประเภทเรซินสำหรับการยึดติดแบร็กเก็ต (Bracket) กับผิวเคลือบฟันแทนการใส่แถบรัดจัดฟันตั้งแต่ต้นทศวรรษ 1960 อย่างไรก็ตามการใช้สารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสง (Light-cured adhesives) เพื่อยึดติดแบร็กเก็ตนั้นได้ถูกกล่าวถึงเป็นครั้งแรกในปี 1978 [1] การใช้สารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงมีข้อดีหลายประการเช่น ทำให้ทันตแพทย์มีเวลามากขึ้นในการปรับแบร็กเก็ตให้อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสม รวมถึงสามารถกำจัดสารยึดติดส่วนเกินรอบๆ ฐานแบร็กเก็ตออกก่อนได้ [2] นอกจากนี้เมื่อเริ่มฉายแสงไปแล้วไม่กี่วินาที ขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันจะเกิดขึ้นทันที ทำให้สามารถช่วยลดการปนเปื้อนจากน้ำลายที่มักทำให้ความแข็งแรงพันธะ (Bond strength) ลดลง แต่สิ่งที่น่าจะเกิดประโยชน์มากที่สุดคือสารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงในการยึดแบร็กเก็ตกับผิวเคลือบฟันนั้น จะมีค่าความแข็งแรงพันธะในระดับเพียงพอที่จะต้านทานแรงที่เกิดจากการมัดลวดเข้ากับแบร็กเก็ตได้ทันที ซึ่งหากเป็นสารยึดติดชนิดบ่มเอง (Self-cured adhesives) การมัดลวดเข้ากับแบร็กเก็ต โดยเฉพาะกรณีที่ฟันซ้อนเกมากๆ อาจทำให้แบร็กเก็ตหลุดออก เนื่องจากความแข็งแรงพันธะมีค่าไม่เพียงพอ [3] อย่างไรก็ตามข้อด้อยประการสำคัญของสารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงคือ ระยะเวลาที่ใช้ในการฉายแสงคือ 20 วินาทีต่อหนึ่งตำแหน่งนั้น ทำให้ใช้ระยะเวลาในการฉายแสงบนฟันทุกซี่ในช่องปากค่อนข้างนาน ซึ่งอาจก่อให้เกิดความไม่สบายกับผู้ป่วย โดยเฉพาะในผู้ป่วยเด็ก ส่งผลให้ต้องใช้เวลาการรักษาในคลินิกนานเกินไป [4]

ขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันที่สมบูรณ์ของสารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงนั้น ขึ้นกับปัจจัยหลายประการ ได้แก่ ระยะเวลาการฉายแสง (Curing time), ปริมาณสารไวแสงกระตุ้นขบวนการ (Photoinitiator), ความเข้มของแสง (Light intensity) และช่วงความยาวคลื่นของแสง (Wavelength of irradiation) [5-7] การเปลี่ยนแปลงความเข้มแสงเพียงเล็กน้อยนั้นสามารถส่งผลต่อความสมบูรณ์ของการบ่มตัวของสารยึดติดประเภทเรซินได้ สารประเภทเรซินที่บ่มตัวด้วยแสงนั้นส่วนใหญ่จะประกอบด้วยสารไวแสงกระตุ้นขบวนการประเภทไดคีโตน (Diketone) เช่นแคมฟอโรควิโนน (Camphoroquinone) ซึ่งเมื่อได้รับการกระตุ้นจากแสงแล้วจะปล่อยอนุมูลอิสระเป็นการเริ่มต้นขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชัน [8-9] ช่วงความยาวคลื่นของแสงที่เหมาะสมที่จะกระตุ้นแคมฟอโรควิโนนอยู่ระหว่าง 400-500 นาโนเมตร โดยมีช่วงที่มีการดูดซับแสงสูงสุดที่ 468 นาโนเมตร มีผู้ศึกษาพบว่าควรลดช่วงความยาวคลื่นแสงของแหล่งกำเนิดแสง (Light source) ที่ใช้กระตุ้นสารประเภทเรซินให้อยู่ระหว่าง 450-500 นาโนเมตรเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการดูดซับแสงและขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันของสารยึดติด [10]

ในปัจจุบันอาจกล่าวได้ว่า มีแหล่งกำเนิดแสงของเครื่องฉายแสง (Light curing unit; LCU) ที่ใช้ในงานทันตกรรมทั่วไปและทันตกรรมจัดฟันอยู่ 4 ประเภท ตามลักษณะการกำเนิดแสงคือ ควอทซ-ทังสเตน-ฮาโลเจน (Quartz-tungsten-halogen) ซึ่งมักเรียกสั้นๆ ว่าฮาโลเจน, พลาสมาอาร์ค (Plasma arc), ไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode) หรือ แอลอีดี (LED) และอาร์กอนเลเซอร์ (Argon laser) เครื่องฉายแสงซึ่งใช้แหล่งกำเนิดแสงประเภทฮาโลเจนนั้นถือเป็นเครื่องฉายแสงที่ใช้กันแพร่หลายที่สุดในคลินิกทันตกรรมในช่วงทศวรรษที่ผ่านมา เครื่องฉายแสงที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงอีกสามประเภทนั้นได้ถูกนำมาใช้โดยมีจุดประสงค์หลักเพื่อลดระยะเวลาในการบ่มตัวของสารยึดติด ซึ่งบทความปริทัศน์ฉบับนี้ได้สรุปเนื้อหาและความสำคัญของแหล่งกำเนิดแสงทั้งสี่ประเภทที่ใช้ในงานยึดติดทางทันตกรรมจัดฟัน

1. แหล่งกำเนิดแสงควอทซ-ทังสเตน-ฮาโลเจน (Quartz-tungsten-halogen Light source) หรือแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน

เครื่องฉายแสงซึ่งใช้แหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจนนั้นสามารถปลดปล่อยแสงออกมาได้โดยอาศัยพลังงานไฟฟ้าที่ผ่านไปยังลวดทังสเตนทำให้เกิดความร้อนขึ้นแล้วจึงปล่อยพลังงานออกมาในรูปแสง โดยมีตัวกรองแสงเพื่อให้แสงที่ได้มีช่วงความยาวคลื่นอยู่ระหว่าง 400-500 นาโนเมตร ซึ่งตรงกับช่วงดูดซับที่ดีที่สุดของแคมฟอโรควิโนนคือ 468 นาโนเมตรดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ส่วนแสงที่ไม่อยู่ในช่วงความยาวคลื่นดังกล่าวจะถูกกรองออกไป ไม่ได้นำไปใช้ประโยชน์ ทำให้เมื่อพิจารณาถึงพลังงานจำนวนมากที่ถูกใช้เพื่อทำให้ลวดทังสเตนเกิดความร้อนจนกระทั่งก่อกำเนิดแสงได้ พบว่าแสงที่ถูกนำไปใช้ประโยชน์มีค่าเพียงร้อยละ 1 ของพลังงานที่ใช้ ถือเป็นการสิ้นเปลืองพลังงานอย่างยิ่ง [11] ข้อด้อยอื่น ๆ ของเครื่องฉายแสงที่ใช้แหล่งกำเนิดแสงประเภทนี้ได้แก่ การเสื่อมสภาพของหลอดไฟและแผ่นกรองแสงทำให้ประสิทธิภาพการบ่มตัวของสารยึดติดลดลง [12] มีผู้ศึกษาพบว่าแสงจากเครื่องฉายแสงฮาโลเจนที่ใช้ในคลินิกทันตกรรมมีคุณภาพต่ำเนื่องจากขาดการดูแลรักษา ซึ่งนอกเหนือไปจากการไม่ได้เปลี่ยนหลอดไฟที่เสื่อมคุณภาพแล้ว ยังพบการแตกร้าวของตัวกรองแสงหรือการเสื่อมสภาพของท่อนำแสง ผู้ใช้จำนวนมากไม่ตระหนักถึงปัญหาดังกล่าวและยังคงใช้เครื่องฉายแสงที่ด้อยประสิทธิภาพต่อไป [13] สิ่งที่กล่าวมาทั้งหมดอาจมีผลทำให้ขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันของสารยึดติดเกิดขึ้นไม่สมบูรณ์ นอกเหนือไปจากนั้นความร้อนที่เกิดจากหลอดฮาโลเจนทำให้เครื่องฉายแสงจำเป็นต้องมีพัดลมระบายความร้อนเพื่อช่วยลดอุณหภูมิ ทำให้มีเสียงดังซึ่งกลายเป็นมลพิษทางเสียง และทำให้ตัวเครื่องฉายแสงมีขนาดใหญ่ ไม่กะทัดรัด พร้อมกับมีสายไฟที่ต้องเชื่อมต่อกับตัวเครื่อง เหล่านี้ล้วนแต่เป็นปัญหาในการใช้งานที่เกิดขึ้นเมื่อต้องใช้เครื่องฉายแสงฮาโลเจน จึงได้มีความพยายามที่จะพัฒนาผลิตเครื่องฉายแสงฮาโลเจนที่สามารถลดระยะเวลาในการฉายแสงโดยไม่ส่งผลกระทบต่อความแข็งแรงของพันธะระหว่างสารยึดติดกับผิวฟัน เช่นการใช้ท่อนำแสงที่เรียกว่าเทอร์โบทิป (Turbo tip) ซึ่งเป็นวิธีหนึ่งที่ช่วยเพิ่มความเข้มแสงโดยการให้แสงผ่านเลนส์ที่ถูกโฟกัสก่อนที่จะถูกปล่อยออกเพื่อใช้งาน [14] หรือใช้ท่อนำแสงที่มีปลายขนาดใหญ่ขึ้น เพื่อที่จะสามารถฉายแสงไปที่แบร็กเก็ตพร้อม ๆ กันได้ทีละหลายตำแหน่ง เพื่อช่วยลดระยะเวลาการทำงานลง [15]

2. แหล่งกำเนิดแสงพลาสมาอาร์ค (Plasma Arc Light source)

ในช่วงทศวรรษ 1990 ได้มีการแนะนำเครื่องฉายแสงซึ่งใช้แหล่งกำเนิดแสงพลาสมาอาร์คเข้าสู่ท้องตลาด แสงที่ได้ถูกปล่อยออกจากหลอดที่มีก๊าซซีนอน (Xenon) บรรจุอยู่ ภายในหลอดประกอบด้วยอิเลคโทรดทังสเตน (Tungsten electrode) สองชิ้นที่เชื่อมต่อกับสายไฟฟ้า พลังงานไฟฟ้าจะไปไอออไนซ์ (Ionize) ก๊าซซีนอนให้เปลี่ยนไปเป็นพลังงานแสงที่มีความเข้มระดับสูงมากคือประมาณ 2000-2400 เมกาวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร และแสงจะถูกกรองให้มีช่วงความยาวคลื่นแสงที่ 400-500 นาโนเมตร ซึ่งความเข้มแสงที่สูงมากดังกล่าวนั้นสามารถบ่มสารยึดติดที่อยู่ใต้แบร็กเก็ตได้ภายใน 2 วินาทีเท่านั้น [16-17] อย่างไรก็ตามระยะเวลาการทำงานที่ลดลงก็มาพร้อมกับปัญหาอื่น ๆ เช่น การสิ้นเปลืองพลังงานซึ่งคล้ายกับเครื่องฉายแสงฮาโลเจน โดยความร้อนที่เกิดขึ้นจากการเผาขั้วอิเลคโทรดนั้นค่อนข้างสูงมาก เครื่องฉายแสงประเภทนี้จึงจำเป็นต้องมีพัดลมขนาดใหญ่เพื่อใช้ระบายความร้อน ทำให้ตัวเครื่องมีขนาดใหญ่ตามไปด้วย ผลข้างเคียงอีกประการหนึ่งคือความร้อนที่ถูกปล่อยออกมาพร้อมกับ

แสง อาจทำให้อุณหภูมิในโพรงเนื้อเยื่อในของฟันกรามเพิ่มขึ้น 6 องศาเซนติเกรด [18] ได้มีการศึกษาพบว่าหากอุณหภูมิในโพรงเนื้อเยื่อในของฟันกรามเพิ่มขึ้น 5-6 องศาเซนติเกรด อาจทำให้เกิดเนื้อเยื่อในอักเสบแบบผันกลับไม่ได้ (Irreversible pulpitis) [19-20] ถึงแม้เครื่องฉายแสงพลาสมาอาร์คจะมีข้อดีเป็นอย่างมากในด้านการลดระยะเวลาในการฉายแสง แต่จะต้องเพิ่มความระมัดระวังในการใช้งานมากขึ้นไปด้วย นอกเหนือไปจากราคาตัวเครื่องและค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษาที่สูงแล้ว ขนาดของเครื่องฉายแสงประเภทนี้มักมีขนาดใหญ่ ทำให้การเคลื่อนย้ายยากลำบาก ไม่สะดวกในการใช้งานเท่าที่ควร

3. แหล่งกำเนิดแสงชนิดไดโอดเปล่งแสง (Light Emitting Diode Light source) หรือ แอล อี ดี (LED)

แหล่งกำเนิดแสงประเภทนี้ถูกนำมาใช้ในงานทางทันตกรรมเมื่อประมาณปี ค.ศ.1995 [21] โดยใช้หลักการของพลังงานแม่เหล็กไฟฟ้าควอนตัม (Quantum of electromagnetic energy) โดยให้กระแสไฟฟ้าไปกระตุ้นสารกึ่งตัวนำหรือเซมิคอนดัคเตอร์ (Semiconductor) จำพวก อินเดียม แกลเลียม ไนเตรต ซึ่งนำไปบรรจุไว้ในกระเปาะที่เรียกว่า เซมิคอนดัคเตอร์ชิพ (Semiconductor chip) และให้พลังงานความต่างศักย์ไฟฟ้าขนาด 1-4 โวลต์ เพื่อไปกระตุ้นโฟตอน (Photon) ของสารเหล่านี้ให้ปลดปล่อยพลังงานแสงออกมาในช่วงความยาวคลื่นแสงสีน้ำเงินซึ่งสามารถมองเห็นได้ (Visible blue light region wavelength) ความยาวคลื่นแสงอยู่ระหว่าง 430-490 นาโนเมตร พลังงานที่ปลดปล่อยออกมาจะมีเพียงส่วนน้อยเท่านั้นที่ถูกเปลี่ยนไปเป็นพลังงานความร้อน [21] ความเข้มของแสงจะอยู่ระหว่าง 400–2000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร ขึ้นอยู่กับรุ่นและบริษัทผู้ผลิต ซึ่งช่วงแสงที่ได้จากแอล อี ดีนี้จะอยู่ในช่วงเดียวกันของการดูดซับแสงของแคมฟอโรควิโนน คือ 468 นาโนเมตร [10] และสามารถทำให้สารยึดติดที่ใช้กับแบร็กเก็ตจัดฟัน (Orthodontic bracket adhesive bonding) บ่มตัวได้ในช่วงระยะเวลาตั้งแต่ 10-40 วินาที [22,23] จากการศึกษาเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดแสง แอล อี ดี ในรุ่นแรก ๆ พบว่าจะให้แสงในช่วงความยาวคลื่นที่แคบและมีความเข้มของแสงค่อนข้างต่ำกว่าเครื่องฉายแสงซึ่งใช้แหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจนทั่วไป ทำให้ไม่เหมาะกับการใช้งานกับวัสดุเรซินบางชนิดที่ใช้สารไวแสงกระตุ้นขบวนการ (Photoinitiator) ประเภทเฟนนิลโพรเพนไดโอน (Phenyl-propanedione) หรือ พีพีดี (PPD) ซึ่งมีช่วงดูดซับแสงสูงสุดที่ 390 นาโนเมตร [24] มีรายงานการศึกษาต่อมาของแหล่งกำเนิดแสงแอล อี ดีในรุ่นแรก พบว่าต้องใช้เวลาในการบ่มวัสดุเรซินให้เกิดขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันที่นานกว่าแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน [25,26] จึงนับว่าเป็นข้อด้อยของแหล่งกำเนิดแสงประเภทแอล อี ดี ในขณะนั้น แต่ต่อมาแหล่งกำเนิดแสง แอล อี ดี ในรุ่นหลังได้ถูกพัฒนาให้ดีขึ้น มีการศึกษาพบว่าแหล่งกำเนิดแสงแอล อี ดีที่ให้แสงในช่วงความยาวคลื่นระหว่าง 450-490 นาโนเมตร โดยมีค่าความยาวคลื่นแสงสูงสุดที่ 460 นาโนเมตรนั้น จะสามารถนำมาใช้กับสารยึดติดตัวยึดลวดจัดฟันได้ดี [27,28] และสามารถบ่มให้สารยึดติดเกิดขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันได้ภายใน 10 วินาที โดยมีความแข็งแรงพันธะเฉือน (Shear bond strength) สูงมากกว่า 8 เมกกะพาสคาล (Megapascal; MPa) ซึ่งไม่แตกต่างจากการใช้แหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจนซึ่งต้องใช้เวลาทำงานถึง 40 วินาที [22,23,28,29] นอกจากนี้แหล่งกำเนิดแสงแอล อี ดี จะให้ช่วงความยาวคลื่นแสงที่แคบ ทำให้ความร้อนที่เกิดขึ้นไม่สูงเหมือนแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจนหรือพลาสมาอาร์ค จึงไม่จำเป็นต้องมีพัดลมระบายความร้อน ทำให้สามารถออกแบบเครื่องให้มีขนาดเล็กกะทัดรัด น้ำหนักเบา

เคลื่อนย้ายง่าย และโดยทั่วไปมักจะถูกออกแบบมาใช้งานในลักษณะไร้สาย ทำให้สะดวกและง่ายต่อการใช้งานในช่องปาก รวมถึงสามารถใช้กับแบตเตอรี่ซึ่งประจุไฟใหม่ได้อย่างมีประสิทธิภาพดีโดยไม่ทำให้ความแข็งแรงของสารยึดติดลดลง [30] อีกทั้งยังมีราคาไม่แพงมากนักเมื่อเทียบกับเครื่องฉายแสงประเภทอื่น นอกจากนี้แหล่งกำเนิดแสงแอล อี ดี รุ่นใหม่ ๆ ได้ใส่ไมโครโพรเซสเซอร์เพิ่มเข้าไปเพื่อช่วยควบคุมความเข้มของแสงที่ได้ออกมาให้คงที่ [22,29] และเนื่องจากไม่มีส่วนของหลอดไฟ (Bulb) หรือ ตัวกรองแสง (Filter) เหมือนแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน ทำให้มีความคงทนของอายุการใช้งานมากกว่า 10000 ชั่วโมงซึ่งยาวนานกว่า [31] และไม่ต้องมีการดูแลรักษาที่ยุ่งยากซับซ้อน ด้วยคุณสมบัติเชิงบวกหลายประการของแหล่งกำเนิดแสงแอล อี ดี ทำให้แหล่งกำเนิดแสงประเภทนี้ได้รับความนิยมมากขึ้นและนับเป็นอีกทางเลือกหนึ่งของทันตแพทย์จัดฟันที่สามารถจะเลือกใช้แทนแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน

4. แหล่งกำเนิดแสงอาร์กอนเลเซอร์ (Argon laser Light source)

แหล่งกำเนิดแสงประเภทนี้ใช้เทคโนโลยีของเลเซอร์ซึ่งได้มีการนำมาใช้ในทางทันตกรรมตั้งแต่ทศวรรษที่ 1990 [32] โดยจะใช้พลังงานไฟฟ้าที่สูงมากในการกระตุ้นอะตอมของก๊าซอาร์กอนให้ปลดปล่อยพลังงานแสงที่มีความเข้มสูง แสงเลเซอร์ที่ได้เป็นแสงที่มีความยาวคลื่นแคบ ๆ เพียงช่วงเดียว (Single narrow band of wavelength) และอยู่ในช่วงแสงสีน้ำเงินเขียว (Blue-green spectrum) [33] โดยความยาวคลื่นของแสงอาร์กอนเลเซอร์จะอยู่ในช่วง 454-496 นาโนเมตร โดยมีการปลดปล่อยพลังงานแสงสูงสุดที่ความยาวคลื่น 488 นาโนเมตร และให้ความเข้มแสง (Intensity of light) ที่ 800 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร [34] พลังงานแสงของโฟตอนที่ได้จากแหล่งกำเนิดแสงอาร์กอนเลเซอร์นี้จะมีความยาวคลื่นแสงที่เฉพาะเจาะจงมากกว่า เนื่องจากเป็นแสงเลเซอร์ และไม่กระจายตัวในช่วงความยาวคลื่นกว้างที่หลากหลายเหมือนแสงที่ได้จากแหล่งกำเนิดแสงชนิดฮาโลเจน ทำให้ไม่ค่อยมีการสูญเสียพลังงานออกไปในระหว่างการปลดปล่อยพลังงานแสง [33,34] ทำให้ขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันของวัสดุประเภทเรซินเกิดการบ่มตัวได้รวดเร็ว โดยระยะเวลาที่ใช้ในการบ่มสารยึดติดที่ใช้กับแบร็กเก็ตจัดฟันคือ 5 วินาที [35,36] ซึ่งสามารถลดระยะเวลาการทำงานลงได้อย่างชัดเจน มีรายงานจากหลายการศึกษากล่าวว่า อาร์กอนเลเซอร์ที่มีช่วงพลังงานแสงระหว่าง 200-300 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร สามารถทำให้สารยึดติดชนิดบ่มตัวด้วยแสงเกิดขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันได้รวดเร็วกว่า โดยสามารถลดระยะเวลาลงได้ร้อยละ 75-87.5 [35,36] และให้ความแข็งแรงพันธะของสารยึดติดที่ไม่แตกต่างจากการใช้แสงจากแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน รวมทั้งหลายการศึกษายังมีรายงานเพิ่มเติมเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดแสงอาร์กอนเลเซอร์ซึ่งให้ผลสอดคล้องไปในทิศทางเดียวกัน [37,38] หรือแม้แต่มีบางการศึกษาที่พบว่าการใช้แหล่งกำเนิดแสงอาร์กอนเลเซอร์จะส่งผลให้ความแข็งแรงพันธะของสารยึดติดมีค่ามากกว่าการใช้แหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจน [39] อย่างไรก็ตามแหล่งกำเนิดแสงอาร์กอนเลเซอร์นั้นจำเป็นต้องใช้พลังงานไฟฟ้าที่สูงในการกระตุ้น จึงต้องมีระบบระบายความร้อนที่ดี ซึ่งแม้จะมีรายงานว่าความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นจะไม่ได้สูงจนส่งผลเสียต่อผิวเคลือบฟันและโพรงเนื้อเยื่อในก็ตาม [18,40] แต่กระนั้นการออกแบบระบบระบายความร้อนที่มีประสิทธิภาพก็ส่งผลให้เครื่องฉายแสงมีขนาดใหญ่ มีน้ำหนักมาก การเคลื่อนย้ายทำได้ลำบาก จึงไม่สะดวกในการใช้งาน อีกทั้งยังมีราคาค่อนข้างสูงด้วย

บทสรุป

ถึงแม้ว่าแหล่งกำเนิดแสงของเครื่องฉายแสงที่มีในท้องตลาดปัจจุบัน จะมีคุณสมบัติทำให้การบ่มตัวของสารยึดติดตัวยึดลวดจัดฟันนั้นเกิดขึ้นอย่างมีประสิทธิภาพ โดยให้ค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนต่อผิวเคลือบฟันตามมาตรฐานขั้นต่ำที่กำหนดสำหรับการใช้งานในทางทันตกรรมจัดฟันคือ 6-8 เมกกะพาสคาล [41] แต่การบ่มตัวด้วยแสงเพื่อให้เกิดขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันของสารยึดติดประเภทเรซินที่สมบูรณ์นั้น ยังขึ้นกับองค์ประกอบหลาย ๆ อย่างคือ ระยะเวลาการฉายแสงที่เหมาะสม ความเข้มของแสง คุณภาพของเครื่องฉายแสงที่ให้ความเข้มของแสงที่คงที่ สม่ำเสมอ ช่วงความยาวคลื่นแสงที่เหมาะสมกับสารยึดติดชนิดนั้นๆ ดังนั้นทันตแพทย์จัดฟันจึงจำเป็นที่จะต้องรู้จักชนิดของสารไวแสงกระตุ้นขบวนการที่ใช้ในสารยึดติดประเภทเรซินนั้นด้วยว่าเป็นประเภทใด รวมทั้งพึงระลึกเสมอว่าการลดระยะเวลาฉายแสงลงด้วยการเพิ่มความเข้มของแสง หรือการเร่งปฏิกริยาการบ่มตัวของสารยึดติดนั้น อาจมีปฏิกริยาไม่พึงประสงค์อื่นๆ เกิดขึ้นได้ เช่น ความร้อนที่เกิดขึ้นขณะฉายแสง การหดตัวของเรซิน ขอบรอบฐานแบร็กเก็ตมีรอยรั่ว หรือเกิดขบวนการพอลิเมอร์ไรเซชันที่ไม่สมบูรณ์ของสารยึดติด

การเลือกใช้แหล่งกำเนิดแสงแบบต่างๆ นั้น นอกจากการเปรียบเทียบเรื่องคุณสมบัติต่างๆ ของตัวเครื่องฉายแสงแล้ว ราคา รวมทั้งการดูแลเครื่องฉายแสงในระหว่างการใช้งานก็เป็นสิ่งที่สำคัญ มีการศึกษาจำนวนมากพบว่าร้อยละ 50-65 ของเครื่องฉายแสงทั่วๆ ไปที่ใช้ในคลินิกทันตกรรมนั้น มีคุณภาพความเข้มของแสงที่ปลดปล่อยออกมาต่ำกว่ามาตรฐาน [13,42,43] โดยเฉพาะเครื่องฉายแสงประเภทแหล่งกำเนิดแสงฮาโลเจนซึ่งต้องมีการดูแลคุณภาพของหลอดไฟ และตัวเครื่องที่ยุ่งยากกว่าเครื่องฉายแสงประเภทแหล่งกำเนิดแสง แอล อี ดี ดังนั้นจึงแนะนำให้มีเครื่องวัดคุณภาพความเข้มของแสงที่น่าเชื่อถือไว้เพื่อตรวจสอบคุณภาพของแสงจากเครื่องฉายแสงก่อนใช้งาน นอกจากนี้ยังจำเป็นต้องคำนึงถึงปัจจัยอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องกับคุณสมบัติการบ่มตัวของสารยึดติดด้วย ได้แก่ ระยะห่างของท่อนำแสงถึงบริเวณตัวยึดลวดจัดฟัน อายุการใช้งานของเครื่องฉายแสง เนื่องจากเมื่อเครื่องเก่าขึ้นจะมีการเสื่อมคุณภาพของหลอดไฟสภาพของแผ่นกรองแสง และท่อนำแสง เหล่านี้สามารถส่งผลทำให้คุณภาพของแสงที่ได้ต่ำกว่ามาตรฐานที่ไอเอสโอแนะนำไว้ คือที่ความเข้มแสง 300 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร

เอกสารอ้างอิง

1. Bassiouny MA, Grant AA. A visible light-cured composite restorative. Br Dent J 1978; 145: 327-330.

2. Greenlaw R, Way DC, Galil KA. An in vitro evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989; 96: 214-220.

3. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999; 116: 616-620.

4. Wang WN, Meng CL. A study of bond strength between light-and self-cured orthodontic resin. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992; 101: 350-354.

5. Fan PL, Stanford CM, Stanford WB, Leung R, Standford JW. Effects of backing reflectance and mold size on polymerization of photo-activated composite resin. J Dent Res 1984; 63: 1245-1247.

6. Ruggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Davis HC. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. Int J Prosthodont 1994; 7: 159-166.

7. Johnston WM, Leung RL, Fan PL. A mathematical model for post-irradiation hardening of photo-activated composite resins. Dent Mater 1985; 1: 191-194.

8. Cook W. Spectral distributions of dental photopolymerization sources. J Dent Res 1982; 61: 1436-1438.

9. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Visible light-cured and activating units. J Am Dent Assoc 1985; 110: 100-103.

10. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. Dent Mater J 1997; 16: 60-73.

11. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. Am J Dent 2000; 13: 77D-81D.

12. Strydom C. Dental curing lights: maintenance of visible light curing units. South Af Dent J 2002; 57: 227-233.

13. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing units in private dental offices. J Am Dent Assoc 1994; 125: 992-996.

14. Curtis JW, Rueggeberg FA, Lee AJ. Curing efficiency of the turbo tip. Gen Dent 1995; 5: 428-433.

15. Frost T, Norevall LI, Persson M. Bond strength and clinical efficiency for two light guide sizes in orthodontic bracket bonding. Br J Orthod 1997; 24: 35-40.

16. Cacciafesta V, Sfodrini MF, Sfodrini G. A xenon arc light-curing unit for bonding and bleaching. J Clin Orthod 2000; 34: 94-96.

17. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failure. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 125: 342-347.

18. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. Dent Mater 1999; 15: 275-281.

19. Sulieman M, Addy M, Rees JS. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. Br Dent J 2005; 199: 37-40.

20. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units an in vitro study. Angle Orthod 2006; 76: 330-334.

21. Mills RW. Blue light emitting diodes an alternative method of light curing. Br Dent J 1995; 178: 169.

22. Swanson T, William JD, 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: 337-341.

23. Chunhacheevachaloke E, Janyaprasert K. Comparison of shear bond strength of brackets bonded to enamel using halogen and light emitting diode (LED) light. J Thai Assoc Orthod 2009; 8: 9-14.

24. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J 1999; 186: 388-391.

25. Kurachi C, Tuboy A, Magalhaes D, Bagnato V. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater 2001; 17: 309-315.

26. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. J Esthet Restor Dent 2002; 14: 286-295.

27. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Jost-Brinkmann GP, Boehme A. Light-emitting diode technology for orthodontic bonding. J Clin Orthod 2002; 36: 461-465.

28. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light emitting diode curing units. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002; 122: 236-241.

29. 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: 408-412.

30. Judy RH, Dunn WJ, Patel AB, Swanson T. Effective single-charge end point of cordless light-emitting diode light-curing units. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006; 130: 378-384.

31. Rea MS. Lighting Handbook: reference and application. 8th ed. New York: Illuminating Engineering Society of North America; 1993: p.237-240.

32. Cipolla AJ. Laser Curing of Photoactivated Restorative Materials. Salt Lake City, Utah: ILT systems; 1993: 1-3.

33. Powell GL, Kelsey WP, Blankenau RJ, Barkmeier WW. The use of an argon laser for polymerization of composite resin. J Esthet Dent 1989; 1: 34-37.

34. Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. Am J Dent 1991; 4: 40-42.

35. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. Angle Orthod 1997; 67: 173-178.

36. Serra G, Brugnera A, Elias NC, Bolognese AM. Effect of argon laser curing on the shear bond strength of metal brackets bonded with light-cured glass ionomer cement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005; 128: 740-743.

37. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse M, Robellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000; 118: 274-279.

38. Hildebrand KSN, Raboud DW, Heo G, Nelson AE, Major PW. Argon laser vs conventional visible light-cured orthodontic bracket bonding: an in-vivo and in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007; 131: 530-536.

39. Elaut J, Wehrbein H. The effects of argon laser curing of a resin adhesive on bracket retention and enamel decalcification: a prospective clinical trial. Eur J Orthod 2004; 26: 553-560.

40. Powell GL, Morton TH, Whissenant BK. Argon laser oral safety parameters for teeth. Lasers Surg Med 1993; 13: 548-552.

41. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. Br J Orthod 1975; 2: 171-178.

42. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. J Dent 1998; 26: 239-243.

43. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shodati B, Kermalli J, Soliman O. Intensity of quartz-tungsten-halogen light-curing units used in private practice in Toronto. J Am Dent Assoc 2005; 136: 766-773.

ACTEON Thailand บริษัท แอ็คเตออน (ประเทศไทย) จำกัด 23/45 อาคารสรชัย ชั้น 16 ถนนสุขุมวิท 63 แขวงคลองตันเหนือ เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110 โทร. 0-2714-3295 โทรสาร 0-2714-3296