# เครื่องฉายแสงที่ใช้ในทางทันตกรรม

**สายใจ ตัณฑนุช**
อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์
คณะทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
**บุญเลิศ กู้เกียรติตระกูล**
รองศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์
และหน่วยวิจัยทันตวัสดุ
คณะทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:**
อาจารย์ ทันตแพทย์หญิงสายใจ ตัณฑนุช
ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
อ.หาดใหญ่ จ.สงขลา 90112
โทรศัพท์: 074-287703
โทรสาร: 074-429877
อีเมล: tsaijai@gmail.com

## บทคัดย่อ

ปัจจุบันเครื่องฉายแสงที่ใช้ในงานทันตกรรมได้ถูกพัฒนาให้มีคุณสมบัติดียิ่งขึ้นสามารถนำมาใช้ประโยชน์ได้หลายทาง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในทางทันตกรรมบูรณะ เครื่องฉายแสงที่ดีควรสามารถบ่มวัสดุบูรณะให้แข็งตัวได้อย่างสมบูรณ์ภายในระยะเวลาที่รวดเร็วไม่ปลดปล่อยความร้อน ไม่เปลี่ยนแปลงคุณสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุบูรณะ มีความทนทาน ไม่มีเสียงดัง ขนาดกะทัดรัด สามารถใช้งานได้อย่างสะดวก สามารถปรับเปลี่ยนเทคนิคการฉายแสงได้ และมีราคาที่เหมาะสม บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อนำเสนอข้อมูลเกี่ยวกับประวัติและการคิดค้นเครื่องฉายแสง ชนิดของเครื่องฉายแสง กลไกการเกิดพอลิเมอร์กับเครื่องฉายแสง คุณสมบัติของเครื่องฉายแสง การใช้งานและดูแลรักษาเครื่องฉายแสง รวมทั้งแนวโน้มการพัฒนาเครื่องฉายแสง เพื่อเป็นข้อมูลให้ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้งานเครื่องฉายแสงได้อย่างเหมาะสม

## บทนำ

ในปัจจุบันวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยแสง (light cured resin composite) เป็นที่นิยมใช้ในงานทันตกรรมบูรณะอย่างกว้างขวาง วัสดุประเภทนี้บ่มตัวด้วยการใช้แสงจากเครื่องฉายแสง ทำให้เครื่องฉายแสงถูกพัฒนาให้มีคุณสมบัติดียิ่งขึ้นและมีหลายชนิด การเลือกใช้ชนิดของเครื่องฉายแสงที่เหมาะสมเป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้วัสดุบูรณะมีอายุการใช้งานนานขึ้น เครื่องฉายแสงในทางทันตกรรมส่วนใหญ่นำมาใช้ในงานทันตกรรมบูรณะ เพื่อการบ่มวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต คอมโพเมอร์ (Compomer) ไจโอเมอร์ (Giomer) เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Resin modified glass ionomer cement) วัสดุเคลือบหลุมร่องฟันชนิดเรซิน (Resin sealant) และระบบสารยึดติด (Adhesive systems)[1,2] รวมทั้งการใช้งานทางทันตกรรมจัดฟัน เช่น งานยึดติดแบร็กเก็ต (Bracket) งานยึดแถบรัดทันตกรรมจัดฟัน (Orthodontic band) นอกจากนี้นำมาใช้ในงานอื่น ๆ ได้แก่ การฟอกสีฟันในคลินิก (In-office bleaching)[3] การตรวจหาฟันผุ และการตรวจสอบฟันแตกร้าว (Crack tooth)[4]

บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ข้อมูลเกี่ยวกับเครื่องฉายแสงที่ใช้ในทางทันตกรรมโดยเฉพาะอย่างยิ่งการใช้ในงานทันตกรรมบูรณะ ตั้งแต่ประวัติและการคิดค้นเครื่องฉายแสง ชนิดของเครื่องฉายแสง กลไกการเกิดพอลิเมอร์กับเครื่องฉายแสง คุณสมบัติของเครื่องฉายแสง การใช้งานและดูแลรักษาเครื่องฉายแสง รวมทั้งแนวโน้มการพัฒนาเครื่องฉายแสง เพื่อเป็นข้อมูลให้ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้งานเครื่องฉายแสงในทางคลินิกได้อย่างถูกต้องและเหมาะสม

**ประวัติและการคิดค้นเครื่องฉายแสง**

เครื่องฉายแสงในทางทันตกรรมเริ่มใช้งานครั้งแรกในปี ค.ศ.1973 โดยเป็นเครื่องฉายแสงชนิดแสงอัลตราไวโอเลต (Ultraviolet light curing unit) เพื่อใช้บ่มวัสดุเรซินคอมโพสิต[5] แต่เนื่องจากแสงอัลตราไวโอเลตมีอันตรายต่อดวงตาและผิวหนัง เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจน (halogen light curing unit) จึงถูกผลิตขึ้นในปี ค.ศ.1978[5] แต่ด้วยข้อจำกัดของเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนที่ต้องใช้เวลาในการฉายแสงนานประมาณ 40 วินาที ในปี ค.ศ.1990 จึงมีการพัฒนาเครื่องฉายแสงชนิดพลาสมาอาร์ค (plama arc light curing unit) ซึ่งใช้ระยะเวลาในการฉายแสงเพียง 2-3 วินาที[6] ในปี ค.ศ.1991 มีการผลิตเครื่องฉายแสงชนิดอาร์กอนเลเซอร์ (argon laser light curing unit)[7] ซึ่งปล่อยพลังงานแสงที่มีความยาวคลื่นในช่วง 488 นาโนเมตร (nanometers) ซึ่งใกล้เคียงกับช่วงการดูดกลืนพลังงานสูงสุดของแคมฟอโรควิโนน (camphoroquinone) ที่เป็นสารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสง (photoinitiator) ในวัสดุเรซินคอมโพสิต และเพิ่มความเข้มแสงให้สูงขึ้นเพื่อลดระยะเวลาการฉายแสง[8] ในปี ค.ศ.1995 มีการผลิตเครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอด (Light Emitting Diode light curing unit) และวางจำหน่ายครั้งแรกในปี ค.ศ.2001[9]

**ชนิดของเครื่องฉายแสง**

เครื่องฉายแสงที่ใช้ในทางทันตกรรมสามารถแบ่งออกตามแหล่งกำเนิดแสงออกเป็น 5 ชนิด[10-13] ได้แก่ เครื่องฉายแสงชนิดแสงอัลตราไวโอเล็ต เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจน เครื่องฉายแสงชนิดพลาสมาอาร์ค เครื่องฉายแสงชนิดอาร์กอนเลเซอร์ และเครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอด

เครื่องฉายแสงชนิดแสงอัลตราไวโอเล็ตเป็นเครื่องฉายแสงชนิดแรกที่นำมาใช้ในการบ่มวัสดุบูรณะบ่มตัวด้วยแสง เครื่องฉายแสงชนิดนี้ถูกดัดแปลงแนวความคิดมาจากงานอุตสาหกรรมอื่น อาทิเช่น อุตสาหกรรมหมึก อุตสาหกรรมสีและวัสดุเคลือบผิว เป็นต้น โดยใช้แสงอัลตราไวโอเล็ตช่วงความยาวคลื่นแสง 364-367 นาโนเมตร ในกระบวนการเกิดพอลิเมอร์[6] ต่อมาพบว่าแสงในช่วงดังกล่าวมีผลในการทำลายดวงตาและผิวหนัง[6,14] จึงเลิกใช้เครื่องฉายแสงชนิดนี้ในงานทางทันตกรรม อย่างไรก็ตาม ปัจจุบันยังคงมีการใช้งานทางการแพทย์ เช่น การรักษาโรคสะเก็ดเงิน (Psoriasis) โรคผิวหนังอักเสบออกผื่น (Eczema) โรคผิวด่างขาว (Vitiligo) โรคดีซ่านในเด็กแรกเกิด (neonatal jaundice) เป็นต้น

เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อทดแทนเครื่องฉายแสงชนิดแสงอัลตราไวโอเล็ตและเป็นเครื่องฉายแสงที่นิยมใช้กันมาก[6,13] เครื่องฉายแสงชนิดนี้ประกอบด้วยหลอดควอตซ์ทังสเตนฮาโลเจน (quartz tungsten halogen) ที่ปลดปล่อยแสงที่มีช่วงความยาวคลื่นตั้งแต่ 400-500 นาโนเมตร[6,10,15,16] กลไกการกำเนิดแสงเกิดจากการที่กระแสไฟฟ้าเผาขดลวดทังสเตน (filament) ในหลอดที่บรรจุแก๊สฮาโลเจนทำให้เกิดความร้อนและเปล่งแสงออกมา แสงที่เกิดขึ้นจะถูกรวบรวมและสะท้อนโดยกระจกสะท้อนแสง (reflector) ส่งผ่านตัวกรองแสง (filter) เพื่อกำจัดช่วงคลื่นแสงที่ไม่ต้องการออก จากนั้นแสงจะถูกนำสู่บริเวณใช้งานโดยผ่านเส้นใยนำแสง (fiber optic bundle) ที่อยู่ในท่อนำแสง (light guide)[16-18] เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนสามารถแบ่งตามค่าความเข้มแสงเป็น 2 ประเภท ได้แก่ ชนิดความเข้มแสงต่ำ (conventional, low intensities) ที่มีค่าความเข้มแสงน้อยกว่า 1,000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร และเครื่องฉายแสงฮาโลเจนชนิดความเข้มแสงสูง (high intensities) ที่มีค่าความเข้มแสงมากกว่า 1,000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร[6,10-11] เครื่องฉายแสงฮาโลเจนชนิดมีข้อดี คือ ปลดปล่อยแสงช่วงความยาวคลื่นค่อนข้างกว้าง[19,20] ทำให้สามารถกระตุ้นตัวเริ่มต้นปฏิกิริยา นอกเหนือจากแคมฟอโรควิโนนได้ มีราคาถูกกว่าเครื่องฉายแสงชนิดอื่นและใช้งานง่าย[11,21] เนื่องจากกลไกการกำเนิดแสงของเครื่องฉายแสงชนิดนี้มีการปลดปล่อยความร้อนสูง จึงต้องมีพัดลมระบายความร้อน ทำให้เครื่องฉายแสงมีขนาดใหญ่และมีเสียงดังขณะใช้งาน อีกทั้งตัวหลอดมีอายุการใช้งานที่สั้น คือ ประมาณ 40-100 ชั่วโมง[19-20,22] และจำเป็นต้องมีตัวกรองแสงเพื่อกรองช่วงแสงที่ไม่ต้องการออก[2,10-11]

เครื่องฉายแสงชนิดพลาสมาอาร์คผลิตขึ้นเพื่อลดระยะเวลาในการฉายแสงเพื่อให้เกิดกระบวนการพอลิเมอร์ที่สมบูรณ์[2,13,20] โดยเพิ่มความเข้มแสงให้สูงขึ้น คือ มากกว่า 1,000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร[6,10] เครื่องฉายแสงชนิดนี้ปลดปล่อยแสงในช่วงความยาวคลื่น 430-490 นาโนเมตร[2,13,20] กลไกการกำเนิดแสงเกิดจากกระแสไฟฟ้าผ่านไปที่ขดลวดที่อยู่ในหลอดที่บรรจุแก๊สซีนอน (xenon) ทำให้แก๊สเกิดการแตกตัวแล้วปลดปล่อยแสงที่มีค่าความเข้มแสงสูงออกมา[10,23] ข้อดีของเครื่องฉายแสงชนิดนี้คือ ระยะเวลาในการฉายแสงที่สั้นเพียงสามวินาที[11,25-27] แต่การใช้ความเข้มแสงที่สูงมากในการบ่มตัววัสดุเรซินคอมโพสิต ทำให้มีโอกาสเกิดการหดตัวของวัสดุจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์มาก อีกทั้งเครื่องฉายแสงชนิดนี้มีราคาที่ค่อนข้างสูงและจากการปลดปล่อยแสงที่มีช่วงความยาวคลื่นแคบกว่าเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนจึงไม่สามารถกระตุ้นตัวร่วมริเริ่ม (co-initiator) ปฏิกิริยาบางชนิดในวัสดุบูรณะได้[10,25]

เครื่องฉายแสงชนิดอาร์กอนเลเซอร์ นำเอาแสงเลเซอร์ที่ปล่อยความยาวคลื่นแสงในช่วงแสงที่มองเห็นได้มาประยุกต์ใช้ในงานทันตกรรม[10] เครื่องฉายแสงชนิดนี้ใช้แก๊สอาร์กอนเป็นสาร

ตัวกลางในการกระตุ้นให้ปล่อยพลังงานแสงซึ่งมีช่วงความยาวคลื่นจำเพาะ คือ 488 นาโนเมตร ที่มีค่าใกล้เคียงกับช่วงการดูดกลืนแสงของแคมฟอโรควิโนนมากที่สุด โดยมีค่าเข้มแสงประมาณ 800 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร[6,28] จากคุณสมบัติเฉพาะของเลเซอร์ที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนและการปลดปล่อยแสงที่มีความยาวคลื่นแสงที่จำเพาะจึงทำให้ได้แสงที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดในการกระตุ้นแคมฟอโรควิโนน อีกทั้งยังใช้เวลาในการฉายแสงน้อยกว่าในเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจน[13,28] อย่างไรก็ตาม จากการที่มีความยาวคลื่นแสงที่จำเพาะจึงไม่สามารถกระตุ้นตัวร่วมริเริ่มปฏิกิริยาบางชนิดในวัสดุบูรณะและราคาที่สูงมาก กอปรกับเครื่องมีขนาดใหญ่ จึงไม่เป็นที่นิยมใช้ในการบ่มวัสดุบูรณะทางทันตกรรม[10,28]

เครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอดเป็นเครื่องฉายแสงที่พัฒนาขึ้นมาเพื่อชดเชยข้อด้อยของเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนในแง่การปลดปล่อยความร้อนและการลดลงของความเข้มแสงขณะใช้งาน เครื่องฉายแสงชนิดนี้ปล่อยแสงในช่วงความยาวคลื่น 450-490 นาโนเมตร[10-11,13,27] กลไกการกำเนิดแสงจะเกิดจากสารกึ่งตัวนำ (semiconductor) ที่แตกต่างกันสองชนิด คือ ขั้วเอ็น (n-doped) และขั้วพี (p-doped) โดยขั้วเอ็นจะเป็นส่วนที่มีอิเล็กตรอนส่วนเกิน ในขณะที่ขั้วพีจะเป็นส่วนที่ขาดอิเล็กตรอน เมื่อให้กระแสไฟฟ้า อิเล็กตรอนส่วนเกินจากขั้วเอ็นจะเคลื่อนที่เข้าสู่ส่วนขั้วพี ซึ่งมีระดับพลังงานที่ต่ำกว่า ทำให้อิเล็กตรอนเหล่านั้นปลดปล่อยพลังงานในรูปแบบโฟตอนซึ่งเป็นพลังงานแสงและมีการปลดปล่อยความร้อนค่อนข้างต่ำ[11] แสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอดแบ่งออกได้เป็นสามประเภทตามค่าความเข้มแสงเครื่องฉาย ได้แก่ ชนิดความเข้มแสงต่ำที่มีค่าความเข้มแสงต่ำกว่า 500 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร ชนิดความเข้มแสงปานกลาง ที่มีค่าความเข้มแสง 500-1,000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร และชนิดความเข้มแสงสูงที่มีค่าความเข้มแสงสูงกว่า 1,000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร[10,11] เครื่องฉายแสงชนิดนี้มีข้อดี คือ ตัวหลอดกำเนิดแสงมีอายุการใช้งานที่ยาวนานถึง 10,000 ชั่วโมง[12] ใช้พลังงานไฟฟ้าน้อย ปลดปล่อยความร้อนต่ำ จึงไม่จำเป็นต้องใช้พัดลมระบายความร้อน เครื่องฉายแสงชนิดนี้จึงมีขนาดเล็กและไม่มีเสียงขณะใช้งาน[10-14,29] นอกจากนี้ ผลจากการปลดปล่อยแสงที่มีช่วงความยาวคลื่นที่แคบในช่วงแสงสีฟ้าทำให้ไม่จำเป็นต้องใช้ตัวกรองแสง แสงมีความเข้มแสงคงที่ตลอดการใช้งาน[10] สามารถปรับเทคนิคการฉายแสงได้หลายแบบและมีรูปแบบไร้สายจึงสะดวกต่อการใช้งาน[29] ข้อด้อยของเครื่องฉายแสงชนิดนี้คือการปล่อยแสงในช่วงความยาวคลื่นที่แคบ จึงไม่สามารถกระตุ้นตัวร่วมริเริ่มปฏิกิริยาบางชนิดในวัสดุบูรณะได้[24] และเครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอดบางรุ่นมีราคาสูงกว่าเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจน[10]

**การกระตุ้นตัวเริ่มปฏิกิริยาพอลิเมอร์โดยเครื่องฉายแสง**

แสงที่ปล่อยจากเครื่องฉายแสงจะกระตุ้นสารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสงที่อยู่ในวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต โดยสารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสงแต่ละชนิดจะดูดซับแสงที่มีช่วงความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน ในปัจจุบันสารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสงที่พบประกอบด้วย 3 ชนิดหลัก ได้แก่ แคมฟอโรควิโนน ฟีนิลโพรพาโนไดโอน (phenylpropanodione: PPD) และลูซิริน (lucerin) ซึ่งยังไม่มีเครื่องฉายแสงชนิดใดที่สามารถปล่อยความยาวคลื่นแสงที่ครอบคลุมช่วงความยาวคลื่นที่ถูกดูดซับโดยสารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสงทั้งสามชนิด เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนให้แสงที่มีความยาวคลื่นที่ดูดซับโดยสารเริ่มต้นปฏิกิริยาด้วยแสงชนิดแคมฟอโรควิโนน ส่วนฟีนิลโพรพาโนไดโอน และลูซิรินดูดซับได้บางส่วน เครื่องฉายแสงชนิดพลาสมาอาร์คให้ความยาวคลื่นต่ำที่แคมฟอโรควิโนน ฟีนิลโพรพาโนไดโอน และลูซิรินดูดซับได้บางส่วน ส่วนเครื่องฉายแสงชนิดพลาสมาอาร์คที่ให้แสงความยาวคลื่นสูงจะปล่อยแสงที่ลูซิรินไม่สามารถดูดซับได้ ในขณะที่เครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอดให้แสงที่มีความยาวคลื่นที่แคมฟอโรควิโนนดูดซับได้ทั้งหมด ฟีนิลโพรพาโนไดโอนดูดซับได้บางส่วน ลูซิรินจะดูดซับไม่ได้[10]

**ปัจจัยที่ส่งผลต่อการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์**

การเกิดพอลิเมอร์ที่สมบูรณ์ของวัสดุเรซินคอมโพสิต เป็นปัจจัยสำคัญปัจจัยหนึ่งต่อความสำเร็จในการบูรณะ ในทางคลินิกมีหลายปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อการเกิดพอลิเมอร์ องค์ประกอบของวัสดุเรซินคอมโพสิต เช่น วัสดุอัดแทรก (filler) ที่มีขนาดเล็ก จะทำให้เกิดแสงที่ได้รับจากเครื่องฉายแสงกระเจิงออกมาก รงควัตถุสีเข้มหรือมีความทึบแสงสูงจะลดทอนแสง ส่งผลให้ความลึกของการบ่ม (Depth of cure) ของวัสดุลดลง จึงควรเพิ่มระยะเวลาในการฉายแสง[30] การฉายแสงผ่านฟันหรือวัสดุจะลดความเข้มของแสง ดังนั้นเพื่อให้ได้ปริมาณแสงที่เพียงพอต่อการเกิดพอลิเมอร์ที่สมบูรณ์ ความหนาของวัสดุเรซินคอมโพสิตในแต่ละชั้นไม่ควรเกิน 1.5–2.0 มิลลิเมตร[2,31-32] นอกจากนี้ แสงที่ใช้ควรมีความเข้มแสงที่เพียงพอ คือมีค่าไม่น้อยกว่า 400 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร[31] ปลายของเครื่องฉายแสงที่ห่างจากพื้นผิวของวัสดุเรซินคอมโพสิตมากขึ้นทำให้ความเข้มแสงลดลง ดังนั้นจึงควรให้ปลายของเครื่องฉายแสงใกล้กับบริเวณที่จะทำงานมากที่สุด[19]

การศึกษาของ Jandt และคณะ[22] ที่ศึกษาเปรียบเทียบความลึกของการบ่มของวัสดุ โดยใช้เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนและไลท์อิมิตติงไดโอด ด้วยเครื่องเพเนโตรมิเตอร์ (penetrometer) พบว่าเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนให้ความลึกของการบ่มของวัสดุที่สูงกว่าเครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอด เนื่องจากเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนมีค่าพลังงานรวมของเครื่องฉายแสงที่สูงกว่า สอดคล้องกับการศึกษาของ Rueggeberg และคณะ[31] ที่ศึกษาการฉายแสงผ่านวัสดุเรซินคอมโพสิตที่ระดับความหนาและความเข้มแสงที่แตกต่างกันพบว่า มีความเข้มแสงที่เพียงพอต่อการบ่มตัว คือมีค่าไม่น้อยกว่า 400 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร และความลึกของการบ่มของวัสดุที่เหมาะสมมีค่าเท่ากับ 2 มิลลิเมตร[31-32] นอกจากนี้มาตรฐานหมายเลข 4049 ขององค์การมาตรฐานระหว่างประเทศ (ISO 4049) ได้กำหนดให้ความลึกของการบ่มควรมีค่าเท่ากับ 1.5 มิลลิเมตร[2] ดังนั้น ในเทคนิคการอุดฟันเป็นชั้น ๆ ด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตความหนาของวัสดุจึงไม่ควรมีความหนาเกิน 1.5-2.0 มิลลิเมตร[2,31-32]

## อิทธิพลของเครื่องฉายแสงที่ส่งผลต่อระดับขั้นการแปลงผัน (degree of conversion) ของวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต

ระดับขั้นการแปลงผันเป็นค่าที่แสดงความสมบูรณ์ในการบ่มตัวเรซินคอมโพสิตจากการเกิดพอลิเมอร์ ค่าระดับขั้นการแปลงผันคำนวณได้จากอัตราส่วนของสารประกอบแอลิแฟติกคาร์บอนพันธะคู่ (aliphatic double bond carbon) ต่อสารประกอบวงแหวนแอโรมาติกของเบนซีน (aromatic benzene ring) ซึ่งสามารถวัดได้หลายวิธี ทั้งวิธีการวัดแบบทางตรงและวิธีการวัดแบบทางอ้อม วิธีการวัดทางตรง ได้แก่ ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโกปี (Fourier Transform Infrared Spectroscopy; FTIR) และการวิเคราะห์โดยใช้ผลต่างของความร้อน (Differential thermal analysis; DTA)[9,25,33-34] สำหรับวิธีการวัดทางอ้อม ได้แก่ การวัดค่าความแข็งผิว (surface hardness test) สแครปปิงเทคนิค (scraping technique) และการดูดซับสี (dye uptake)[29] จากการศึกษาของ Santos และคณะ[34] พบว่า อัตราส่วนของความแข็งผิวของวัสดุเรซินคอมโพสิตมีความสัมพันธ์โดยตรงกับค่าระดับขั้นการแปลงผัน โดยอัตราส่วนของค่าความแข็งผิวที่สามารถทำให้เกิดพอลิเมอร์ได้เพียงพอ ควรมีค่าตั้งแต่ร้อยละ 80[12,35-37] ซึ่งคำนวณจากอัตราส่วนระหว่างความแข็งผิวของส่วนที่ได้รับแสง (top surface) ของชิ้นทดลองต่อความแข็งผิวของส่วนที่ไม่ได้รับแสง (bottom surface) ของชิ้นทดลอง[34] ค่าระดับขั้นการแปลงผันของวัสดุเรซินคอมโพสิตขึ้นกับค่าพลังงานรวมของเครื่องฉายแสง หากค่าพลังงานรวมมีค่ามากขึ้น ค่าระดับขั้นการแปลงผันมีค่าสูงขึ้นเช่นกัน[12,34,38] สอดคล้องกับการศึกษาของ Cunha และคณะ[38] ซึ่งเปรียบเทียบค่าระดับขั้นการแปลงผันของวัสดุเรซินคอมโพสิต โดยใช้เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนและไลท์อิมิตติงไดโอด โดยใช้ความเข้มแสง ระยะเวลา และเทคนิคในการฉายแสงที่แตกต่างกัน แต่มีค่าพลังงานรวมของเครื่องฉายแสงที่เท่ากัน ด้วยวิธีไมโคร-ฟูเรียร์ทรานสฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโกปี (micro-FTIR) พบว่า ค่าระดับขั้นการแปลงผันในเครื่องฉายแสงแต่ละชนิดไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[38]

## การหดตัวจากการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization shrinkage) ของวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต

การหดตัวของการเกิดพอลิเมอร์ส่งผลให้เกิดความเค้น (stress) บริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุและผนังโพรงฟัน และเกิดการรั่วซึมตามขอบวัสดุ (marginal leakage) ส่งผลให้เกิดฟันผุซ้ำ (secondary caries) ปัจจัยที่มีผลต่อการหดตัวจากการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุเรซินคอมโพสิต พบได้ทั้งจากวัสดุบูรณะ ได้แก่ ปริมาณชนิด และขนาดของวัสดุอัดแทรก[8,33] และปัจจัยจากการฉายแสง ได้แก่ ระยะเวลาในการฉายแสง[29] ความเข้มแสง[39] เทคนิคการฉายแสง[40] และชนิดของเครื่องฉายแสง การศึกษาของ Hofmann และคณะ[41] พบว่า เมื่อค่าความเข้มแสงเพิ่มสูงขึ้นจะส่งผลให้เกิดการหดตัวจากการเกิดพอลิเมอร์สูงขึ้น

## อิทธิพลของเครื่องฉายแสงที่ส่งผลต่ออุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นในเนื้อเยื่อใน

จากการศึกษา ของ Zach และ Cohen[42] ซึ่งทดลองในฟันสัตว์ พบว่า หากอุณหภูมิในเนื้อเยื่อในสูงขึ้นถึง 5.5 องศาเซลเซียส จะทำให้เกิดเป็นเนื้อเยื่อในอักเสบแบบผันกลับไม่ได้ โดยการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิที่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อในมีอิทธิพลมาจากปฏิกิริยาการคายความร้อนจากกระบวนการพอลิเมอร์และจากเครื่องฉายแสง[14,42-43]

เครื่องฉายแสงที่ใช้ระยะเวลาในการฉายแสงมากกว่าจะมีค่าอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นมากกว่า หรือในกรณีของการใช้ระยะเวลาในการฉายแสงที่เท่ากัน เครื่องฉายแสงที่ความเข้มแสงสูงกว่าในการเปรียบเทียบจะให้ค่าอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นมากกว่า[14,27,44]

## การใช้งานและดูแลรักษาเครื่องฉายแสง

การใช้งานเครื่องฉายแสงควรถือด้ามจับอย่างมั่นคงเพื่อป้องกันการตกหล่นของอุปกรณ์ ซึ่งอาจทำให้เครื่องฉายแสงได้รับความเสียหาย การถือเครื่องฉายแสงขณะฉายแสงควรตรวจสอบให้ลำแสงตั้งฉากกับพื้นผิววัสดุบูรณะและใกล้วัสดุบูรณะ เพื่อให้

วัสดุบูรณะได้รับแสงมากที่สุด สำหรับวัสดุบูรณะขนาดใหญ่ควรใช้ปลายท่อนำแสงขนาดใหญ่ หรือควรฉายแสงแบบเป็นวงกลม โดยให้วงกลมนั้นซ้อนทับกัน จนครบทั้งบริเวณพื้นผิววัสดุและไม่ควรฉายแสงแบบกราด เพราะจะทำให้วัสดุได้รับแสงไม่ทั่วถึงและเวลาที่ได้รับแสงแต่ละตำแหน่งไม่เพียงพอที่จะทำให้การเกิดพอลิเมอร์ด้วยแสงที่สมบูรณ์ได้ การใช้งานเครื่องฉายแสง ควรใช้แล้วพักเครื่องก่อนใช้ต่ออีกครั้ง ไม่ควรใช้ติดต่อกันเป็นเวลานาน เพราะจะทำให้อุณหภูมิที่เกิดจากเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ ส่งผลเสียต่อส่วนประกอบของเครื่องได้[45]

กรณีที่ท่อนำแสงชำรุด เส้นใยนำแสงหักหรือโค้งงอมากเกินไป ซึ่งสามารถสังเกตได้จากการมองท่อนำแสงผ่านแสงธรรมชาติ หากพบจุดดำ หรือเส้นดำหักเห ในท่อนำแสง แสดงว่าเส้นใยนำแสงหักหรือโค้งงอ โดยหากมากกว่าร้อยละ 10 ควรเปลี่ยนใหม่ทันที ส่วนเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจน ตัวหลอดมีอายุการใช้งานที่จำกัดไม่เกิน 6 เดือน ควรเปลี่ยนเมื่อหมดอายุ[45]

การดูแลเครื่องฉายแสง ควรดูแลให้สะอาดอยู่เสมอ และตรวจสอบความเข้มของแสงเป็นระยะ ๆ เพื่อให้ได้คุณภาพของแสงที่ดีที่สุด โดยบริเวณตัวสะท้อนของหลอดไม่ควรมีรอยข่วน หรือรอยฝ้าสกปรกใด ๆ บริเวณปลายท่อนำแสงควรทำความสะอาดทั้งก่อนและหลังการใช้งานโดยทำการปราศจากเชื้อ อาทิเช่น ในทางคลินิกการใช้เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนหรือเครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอดอาจใช้เป็นผ้าก๊อซชุบแอลกอฮอล์เช็ดหรืออาจใช้เป็นปลอกพลาสติกหุ้มบริเวณท่อนำแสง[45] เพื่อป้องกันการติดต่อเชื้อจากผู้ป่วยคนหนึ่งไปยังอีกคนหนึ่งและการวางปลายเครื่องฉายแสงไม่ควรวางติดกับวัสดุบูรณะเพราะอาจทำให้วัสดุบูรณะติดกับปลายเครื่องฉายแสง ส่งผลให้การฉายแสงครั้งต่อ ๆ ไป แสงที่ได้จะถูกบดบังบางส่วนเพราะเศษวัสดุนั้น สำหรับการดูแลโดยทั่วไปเพื่อให้เครื่องฉายแสงมีอายุการใช้งานที่นาน เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนควรทำความสะอาดพัดลมระบายความร้อนไม่ให้มีฝุ่นจับ รวมทั้งเมื่อใช้งานเสร็จควรรอให้พัดลมระบายความร้อนหยุดทำงานก่อนจึงจะปิดเครื่องฉายแสง[45]

**แนวโน้มการพัฒนาเครื่องฉายแสง**

ปัจจุบันมีการพัฒนาเครื่องฉายแสงรุ่นใหม่ ๆ ขึ้นมา ซึ่งแนวโน้มการพัฒนาเครื่องฉายแสงส่วนใหญ่คือ เครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอด โดยปรับปรุงคุณสมบัติหลายประการ ได้แก่ ตัวเครื่องมีขนาดกะทัดรัด น้ำหนักเบา ไร้สาย ปลายเครื่องฉายแสงสามารถปรับหมุนได้ 360 องศา ปล่อยความเข้มแสงที่สูงขึ้น ใช้ระยะเวลาการฉายแสงที่สั้นลง และให้สเปคตรัมครอบคลุม ตัวกระตุ้นปฏิกิริยาด้วยแสงที่หลากหลายขึ้น นอกจากนี้ ยังสามารถฉายแสงได้หลายเทคนิคด้วย สำหรับเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนได้ปรับปรุงคุณสมบัติขึ้นมาให้มีอายุการใช้งานของตัวหลอดที่ยาวนานขึ้น ใช้งานได้ง่ายและสามารถปรับเปลี่ยนการฉายแสงได้หลายเทคนิค

## บทวิจารณ์

ปัจจุบันยังไม่มีเครื่องฉายแสงชนิดใดมีคุณสมบัติครบถ้วน ดังนั้น การเลือกซื้อเครื่องฉายแสงทันตแพทย์จึงต้องพิจารณาจากหลายปัจจัย ทันตแพทย์ควรเลือกซื้อโดยเน้นถึงการทำให้เกิดพอลิเมอร์หรือระดับขั้นการแปลงผันของวัสดุได้มากที่สุดเป็นหลัก นอกจากนั้นปัจจัยรองในการเลือกซื้อทันตแพทย์ควรเลือกใช้เครื่องฉายแสงที่มีคุณภาพดีและราคาต่ำ เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนเป็นเครื่องฉายแสงที่มีราคาถูกกว่าเครื่องฉายแสงชนิดอื่น อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบันพบว่าเครื่องฉายแสงชนิดนี้มีการปรับราคาให้สูงขึ้นเนื่องจากมีการเพิ่มคุณสมบัติเสริมต่างๆเข้าไป เช่น มีเครื่องวัดพลังงานรังสีติดตั้งภายในเครื่องฉายแสง อาจเป็นชนิดที่บอกความเข้มแสงเป็นตัวเลขหรือชนิดที่บอกความเข้มแสงว่าได้ระดับมาตรฐานเป็นแสงสีเขียว นอกจากนี้ เครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนมีการเพิ่มคุณสมบัติโดยสามารถปรับเปลี่ยนระดับความเข้มแสงได้ หรือสามารถเปลี่ยนความเข้มแสงแบบค่อย ๆ เพิ่มขึ้นแบบอัตโนมัติ ซึ่งเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนชนิดที่มีราคาถูกส่วนใหญ่จะเป็นเครื่องฉายแสงที่ไม่สามารถปรับเปลี่ยนความเข้มแสงได้ อย่างไรก็ตาม มีความเข้มแสงนั้นเพียงพอต่อการเกิดพอลิเมอร์ที่สมบูรณ์ของวัสดุเรซินคอมโพสิต คือมีค่าอยู่ระหว่าง 300-400 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร[31] การเลือกใช้เครื่องฉายแสงที่สามารถปรับเปลี่ยนความเข้มแสงได้เหมาะสำหรับการใช้ฉายแสงงานฟอกสีฟันในคลินิก[3] หรืองานทันตกรรมบูรณะแบบทางอ้อม[21] เพื่อฉายแสงที่มีความเข้มแสงสูงให้ซีเมนต์ซึ่งอยู่ใต้วัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตหรือพอร์ซเลนเกิดพอลิเมอร์ได้อย่างสมบูรณ์ ทันตแพทย์ควรเลือกเครื่องฉายแสงที่ไม่มีความร้อนปลดปล่อยออกมาเมื่อใช้บ่มวัสดุเรซินคอมโพสิต ความร้อนที่สูงนี้อาจถ่ายถอดสู่ตัวฟันจนทำให้ผู้ป่วยรู้สึกเสียวฟันได้ ส่วนเครื่องฉายแสงชนิดอาร์กอนเลเซอร์เนื่องจากด้วยคุณสมบัติของเลเซอร์จึงไม่เกิดความร้อนขณะบ่มวัสดุเรซินคอมโพสิต แต่เครื่องฉายแสงชนิดอาร์กอนเลเซอร์มีความยาวคลื่นแสงที่จำเพาะจึงไม่สามารถกระตุ้นปฏิกิริยาร่วมบางชนิดในวัสดุบูรณะ นอกจากนี้ เครื่องฉายแสงชนิดนี้มีขนาดใหญ่ และมีราคาสูงมาก จึงไม่เป็นที่นิยมใช้ในการบ่มวัสดุบูรณะทางทันต-

กรรม[10,28] เครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอดปลดปล่อยความร้อนต่ำ จึงไม่จำเป็นต้องใช้พัดลมระบายความร้อน ทำให้เครื่องฉายแสงชนิดนี้มีขนาดเล็กและไม่มีเสียงขณะใช้งาน[10-14,29] ทันตแพทย์ควรเลือกเครื่องฉายแสงที่ประหยัดไฟฟ้า ซึ่งเครื่องฉายแสงชนิดพลาสมาอาร์คและเครื่องฉายแสงชนิดอาร์กอนเลเซอร์ใช้ไฟฟ้าในการกำเนิดแสงสูงกว่าเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจน ส่วนเครื่องฉายแสงชนิดไลท์อิมิตติงไดโอดใช้พลังงานไฟฟ้าน้อยและตัวหลอดกำเนิดแสงมีอายุการใช้งานที่ยาวนานถึง 10,000 ชั่วโมง[12] นอกจากนี้ทันตแพทย์ควรเลือกใช้เครื่องฉายแสงที่มีความทนทานสามารถดูแลและรักษาความสะอาดได้ง่าย ปลายแก้วนำแสงควรสามารถทำความสะอาดได้โดยไม่มีผลกระทบต่อประสิทธิภาพของแท่งแก้วนำแสง[45] และเลือกเครื่องฉายแสงที่ไม่มีเสียงดังก่อให้เกิดความรำคาญขณะใช้งาน นอกจากนี้ อาจพิจารณาเลือกใช้เครื่องฉายแสงที่มีคุณสมบัติเสริมอื่น ๆ เช่น สามารถตั้งเวลาให้เกิดเสียงเตือนได้ เครื่องฉายแสงระบบไร้สายเพื่อให้เกิดความสะดวกในการใช้งาน และอาจพิจารณาเลือกเครื่องฉายแสงที่มีบริการหลังการขายที่ดีหากเครื่องฉายแสงมีปัญหา

## บทสรุป

ในปัจจุบัน ยังไม่มีเครื่องฉายแสงชนิดใดมีคุณสมบัติครบถ้วนตามอุดมคติ เนื่องจากเครื่องฉายแสงแต่ละชนิดได้รับการออกแบบและผลิตออกมาด้วยวัตถุประสงค์ที่แตกต่างกัน ไม่ว่าจะพัฒนาขึ้นเพื่อประหยัดเวลาในคลินิก เพิ่มประสิทธิภาพในการกระตุ้นปฏิกิริยาการแข็งตัวของวัสดุเรซินคอมโพสิตให้สูงขึ้น ทำให้วัสดุมีคุณสมบัติดีขึ้น นอกจากนี้ ยังลดข้อเสียในด้านต่าง ๆ เช่น อายุการใช้งานที่สั้น ความร้อนที่เกิดขึ้น และการสูญเสียพลังงาน เป็นต้น ดังนั้น การที่ทันตแพทย์จะเลือกใช้เครื่องฉายแสงชนิดใด ควรพิจารณาถึงข้อดีและข้อด้อยของเครื่องฉายแสง ควรเลือกเครื่องฉายแสงให้เหมาะสมกับวัตถุประสงค์ในการใช้งานเพื่อให้ได้งานที่มีประสิทธิภาพสูงสุด

## เอกสารอ้างอิง


1. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, Jandt KD. The influence of storage and indenter load on the knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. ***Dent Mater*** 2004;20:21-8.
2. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. ***Oper Dent*** 2004;29:287-94.
3. Luk K, Tam L, Hubert M. Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. ***J am Dent Assoc*** 2004;135:194-201.
4. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. ***Dent Clin North Am*** 2000;44:753-6.
5. Schulein TM. Significant events in the history of operative dentistry. ***J Hist Dent*** 2005;53:63-72.
6. Radzi A, Yahya NA, Zamzam N, Wood DJ. Light curing units: tips for orthodontists. ***Malay J Libr Inform Sci*** 2004;11:13-23.
7. Christensen GJ. The light-curing mania. ***J Am Dent Assoc*** 2004;135:461-3
8. Cassoni A, Rodrigues JA. Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. ***Gen Dent*** 2007;5:416-9.
9. Aravamudhan K, Floyd CJ, Rakowski D, Flaim G, Dickens SH, Eichmiller FC, et al. Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. ***J Am Dent Assoc*** 2006;137:213-23.
10. Jiménez-Planas A, MartÌn J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. ***Quintessence Int*** 2008;39:74-84.
11. Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. ***J Am Dent Assoc*** 2004:135:1471-9.
12. Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. ***J Am Dent Assoc*** 2002;133:335-41.
13. Krämer N, Lohbauer U, GarcÌa-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. ***Am J Dent*** 2008;21:135-42.
14. Uhl A, Volpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. ***J Dent*** 2006;34:298-306.
15. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Kermalli J, Soliman O, et al. Intensity of quartz-tungsten-halogen light-curing units used in private practice in Toronto. ***J Am Dent Assoc*** 2005;136:766-73.
16. Lee SY, Chiu CH, Boghosian A, Greener EH. Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. ***J Dent*** 1993;21:373-7.

17. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. ***Dent Mater*** 2003;19:517-22.
18. Blankenau RJ, Kelsey WP, Cavel WT, Blankenau P. Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. ***J Am Dent Assoc*** 1983;106:471-4.
19. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. ***Dent Mater*** 2004;20:72-9.
20. Bagis B, Bagis Y, Ertas E, Ustaomer S. Comparison of the heat generation of light curing units. ***J Contemp Dent Pract*** 2008;9:65-72.
21. Villat C, Pradelle-Plasse N, Picard B, Colon P. Characterization method of photopolymerization kinetics of two dental composite resins using two types of light sources. ***Mater Sci Eng C*** 2008;28:971-6.
22. 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.
23. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. ***Am J Dent*** 2000;13:77D-81D.
24. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarle Z, Music S, Negovetic Mandic V. Composite photopolymerization with diode laser. ***Oper Dent*** 2007;32:279-84.
25. Hubbezoglu I, Bolayir G, Dogan OM, Dogan A, Ozer A, Bek B. Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources. ***Dent Mater J*** 2007;26:845-53.
26. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. ***Dent Mater*** 2000;16:330-6.
27. Dogan A, Hubbezoglu I, Dogan OM, Bolayir G, Demir H. Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. ***Dent Mater J*** 2009;28:253-60.
28. Turbino ML, Belan LC, Soprano V, Martis Rode K, Ramos Lloret P, Youssef MN. Argon ion laser curing depth effect on a composite resin. ***Lasers Med Sci*** 2011;26:421-5. Epub 2010 May 28.
29. Mobarak E, Elsayad I, Ibrahim M, Badrawy WE. Effect of LED light-curing on the relative hardness of tooth-colored restorative materials. ***Oper Dent*** 2009;34:65-71.
30. McCabe JF, Carrick TE. Output from visible-light activation units depth of cure of light-activated composites. ***J Dent Res*** 1989;68:1534-9.
31. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light Intensity and exposure duration on cure of resin composite. ***Oper Dent*** 1994;19:26-32.
32. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. ***Oper Dent*** 2010;35:220-30.
33. Conti C, Giorgini E, Landi L, putignano A, Tosi G. Spectroscopic and mechanical properties of dental resin composites cured with different light sources. ***J Mol Struct*** 2005;744-747:641-6.
34. Santos GB, Medeiros IS, Fellows CE, Muench A, Braga RR. Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and micro-Raman spectroscopy. ***Oper Dent*** 2007;32:79-83.
35. Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. ***Br Dent J*** 1984;156:209-15.
36. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. ***J Prosthet Dent*** 1991;65:512-8.
37. Manga RK, Charlton DG, Wakefield CW. In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. ***Gen Dent*** 1995;43:241-3.
38. Cunha LG, Alonso RC, Neves AC, de Goes MF, Ferracane JL, Sinhoreti MA. Degree of conversion and contraction stress development of a resin composite irradiated using halogen and LED at two C-factor levels. ***Oper Dent*** 2009;34:24-31.
39. Baek CJ, Hyun SH, Lee SK, Seol HJ, Kim HI, Kwon YH. The effects of light intensity and light-curing time on the degree of polymerization of dental composite resins. ***Dent Mater J*** 2008;27:523-33.
40. Pfeifer CS, Braga RR, Ferracane JL. Pulse-delay curing: influence of initial irradiance and delay time on shrinkage stress and microhardness of restorative composites. ***Oper Dent*** 2006;31:610-5.
41. Hofmann N, Denner W, Hugo B, Klaiber B. The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. ***J Dent*** 2003;31:383-93.

42. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. ***Oral Surg Oral Med Oral Pathol*** 1965;19:515-30.
43. Stewardson DA, Shortall AC, Harrington E, Lumley PJ. Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit. ***J Dent*** 2004;32:643-51.
44. Yazici AR, Muftu A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. ***Oper Dent*** 2006;31:261-5.
45. Mitton BA, Wilson NH. The use and maintenance of visible light activating units in general practice. ***Br Dent J*** 2001;191:82-6.

Original Article

# Light Curing Unit in Dentistry

**Saijai Tanthanuch**
Lecturer
Department of Conservative Dentistry
Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University
**Boonlert Kukiattrakoon**
Associate Professor
Department of Conservative Dentistry and Dental Materials Research Unit
Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University

**Correspondence to:**
Saijai Tanthanuch
Department of Conservative Dentistry
Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University
Hat Yai, Songkhla, 90112
Tel.: 074-287703
Fax: 074-429877
E-mail: tsaijai@gmail.com

## Abstract

At present, light curing units in dentistry have been developed to achieve excellent properties and are useful for multitasks, especially in restorative dentistry. The optimal light curing unit should polymerize restorative materials completely within the proper time, no heat release, and won't change the properties of the restorative materials. It should also be durable, quiet, portable, easy to use, has different modes of light curing techniques and sold at a reasonable price. The objectives of this article are to collect information about the light curing unit including its history and development, types, the mechanism of polymerization, properties, maintenance and trends in dentistry regarding proper use of a light curing unit in the clinic.

**Key words**: halogen light curing unit; light curing unit; LED light curing unit; photoplymerization; plasma light curing unit