

ค่าความแข็งผิวแบบนูนของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงภายใต้ความหนาของซิลิโคนชนิดใสที่ระดับต่างๆ

ธีรชัย ลิ้มปิลาวังษ์* มะลิ พลาบุเวช*

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาค่าความแข็งผิวแบบนูนของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงภายใต้ความหนาของซิลิโคนชนิดใสที่ระดับต่างๆ โดยศึกษาในวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงคือ เทมสแปน และ ลักซาเทมโซล่า ซึ่งวัสดุแต่ละชนิดจะแบ่งกลุ่มทดลองออกเป็น 4 กลุ่ม ในกลุ่มเทมสแปนกำหนดให้ S0 เป็นกลุ่มที่ไม่ใช้ซิลิโคนชนิดใส กลุ่ม S2 S4 และ S6 เป็นกลุ่มที่ใช้ซิลิโคนชนิดใสที่มีความหนา 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตร ตามลำดับ ในแต่ละกลุ่มทดลองแบ่งได้อีก 4 กลุ่มทดลองย่อยโดยขึ้นกับจุดที่ทำการวัดความแข็งผิวแบบนูน โดยจุดที่ทำการวัดความแข็งผิวแบบนูนจะเริ่มจากส่วนบนสุดของวัสดุทดสอบ 0.25 มิลลิเมตร (กลุ่ม D0) 2.0 มิลลิเมตร (กลุ่ม D2) 4.0 มิลลิเมตร (กลุ่ม D4) และ 6.0 มิลลิเมตร (กลุ่ม D6) ในกลุ่มลักซาเทมโซล่า วิธีการเตรียมและกำหนดจุดทดสอบชิ้นงานจะเหมือนกันกลุ่มเทมสแปน โดยแต่ละกลุ่มย่อยจะทำการทดสอบความแข็งผิวแบบนูนจำนวน 12 ตัวอย่าง ค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนและร้อยละของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงจะถูกบันทึกและวิเคราะห์ทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบ 2 ทาง และเปรียบเทียบเชิงซ้อนด้วยวิธีทีก็ย์ ผลการทดลองพบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนและร้อยละของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนทุกกลุ่มย่อยมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$) และไม่มีกลุ่มตัวอย่างใดที่มีร้อยละของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนเกินร้อยละ 80 เมื่อเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนที่ระดับ D0 ทำให้สรุปผลการทดลองได้ว่า เมื่อใช้แสงจากเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนเพียงอย่างเดียวในการบ่มวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงพบว่า ความหนาของซิลิโคนชนิดใสมีผลต่อค่าความแข็งผิวแบบนูนของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง ดังนั้นการใช้โครงแบบซิลิโคนชนิดใสผลิตวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวจำเป็นต้องมีการฉายแสงเพิ่มเติมเพื่อให้วัสดุมีความแข็งแรงมากขึ้นก่อนให้ผู้ป่วยใช้งานจริง

คำสำคัญ : ซิลิโคนชนิดใส ความแข็งผิวแบบนูน วัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว การบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง

*อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110

Knoop Hardness of Dual-Polymerized Provisional Restorations under Various Thicknesses of Clear Silicone

Teerachai Limlawan* Mali Palanuwech*

Abstract

The objective of this study was to determine Knoop hardness of dual-polymerized provisional restorations under various thicknesses of clear silicone. There were 2 provisional restorations (TempSpan and Luxatemp Solar). Each provisional restoration had 4 groups of testing specimen. In TempSpan, Group S0 not using silicone barrier was a control group. Group S2, S4, and S6, using 2.0, 4.0, and 6.0 mm silicone barrier respectively, were tested groups. Four subgroups in each group depending on measurement points were determined. Measurement points were located at 0.25 (D0), 2.0 (D2), 4.0 (D4), and 6.0 (D6) mm in depth from the top of provisional restoration specimen. In Luxatemp Solar, grouping and material preparation were the same as TempSpan. Twelve specimens were made for each subgroup. Knoop hardness number and percentage of bottom-top Knoop hardness number of the provisional restoration were measured and analyzed using a 2-way analysis of variance, and Tukey test ($p < .05$). There were statistically significant differences ($p < .05$) among mean Knoop hardness number and percentage of bottom-top Knoop hardness number in all groups. Additionally, in the aspect of the percentage of bottom-top Knoop hardness number, no subgroup is no more than 80% when comparing with KHN at D0. In conclusion, using light from light-curing unit for polymerizing dual-polymerized provisional restoration, the thickness of clear silicone had an effect on Knoop hardness. In addition, application of clear silicone as a matrix for fabricating provisional restorations clinically need to have more exposure time of light from light-curing unit for increasing the hardness when the patient clinically used.

Key words : Clear silicone, Knoop hardness, Provisional crown and bridge, Dual-polymerization

**Lecturer, Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Sukhumvit 23, Wattana, Bangkok 10110*

บทนำ

ปัจจุบันวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวเป็นที่นิยมแพร่หลายเนื่องจากมีความสวยงามและมีความแข็งแรง ทนทานต่อการสึกกร่อนต่อสภาวะในช่องปากได้ดี โดยวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวในปัจจุบันมีหลายประเภท สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ ได้แก่ กลุ่มเรซินชนิด เมทาโครเลต และเรซินคอมพอลิต

เรซินชนิดเมทาโครเลตที่นิยมใช้เป็นวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวคือ พอลิเมทิลเมทาโครเลตชนิดบ่มเองหรือพีเอ็มเอ็มเอ (PMMA) ซึ่งถูกพัฒนาและเริ่มนำมาใช้อย่างแพร่หลายในช่วงปี 1940 [1] ปัจจุบันยังคงใช้เป็นวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวที่นิยมมากที่สุด [2] แต่เนื่องจากพีเอ็มเอ็มเอ มีการคายความร้อนขณะบ่มตัว จึงอาจก่อให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันจากการทำครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวโดยตรงภายในช่องปาก รวมถึงมีการตกค้างของมอนอเมอร์ซึ่งอาจก่อให้เกิดอันตรายต่อตัวฟันหลักจากการทำครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวโดยตรง [3]

เรซินคอมพอลิตคือวัสดุผสมที่มีองค์ประกอบตั้งแต่สองชนิดขึ้นไปโดยวัสดุแต่ละชนิดต้องไม่ละลายซึ่งกันและกัน มีวัสดุชนิดหนึ่งเป็นองค์ประกอบหลัก และวัสดุอีกหนึ่งชนิดหรือหลายชนิดกระจายแทรกอยู่ในองค์ประกอบหลัก วัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวในกลุ่มนี้ส่วนมากจะเป็น เรซินชนิด บิส-เอคริล (Bis-acryl) เมื่อผสมกับสารอนินทรีย์และสารที่บ่งสีจะได้วัสดุที่คล้ายคลึงกับวัสดุเรซินคอมพอลิต ที่ใช้ในงานบูรณะฟัน วัสดุดังกล่าวจะมีลวดสีฟังกซ์ อะคริลิกเรซินโมโนเมอร์ ซึ่งจะเกิดการเชื่อมโซ่ในกระบวนการเกิดพอลิเมอร์ [4] วัสดุในกลุ่มนี้มีสมบัติโดยรวมเหนือกว่ากลุ่มเรซินเมทาโครเลต เช่น มีการคายความร้อนขณะบ่มตัวในระดับต่ำ [4,7] มีความระคายเคืองต่อโพรงประสาทฟันน้อย มีมอนอเมอร์ส่วนเกินตกค้างน้อย และมีสมบัติทางกลโดยรวมที่เหนือกว่าเรซินเมทาโครเลต [5] เมื่อเกิดพอลิเมอร์มีการหดตัวต่ำ [7] การแนบสนิท

ของขอบที่ดีกว่าเรซินเมทาโครเลต [4] มีความต้านทานต่อการสึกสูง [8] วัสดุนิดนี้จำแนกย่อยตามลักษณะการบ่มตัวโดยแบ่งเป็น 3 ลักษณะได้แก่ การบ่มเอง (autopolymerization) การบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง (dual polymerization) และบ่มด้วยแสง (light polymerization) โดยกลุ่มที่มีการบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง และกลุ่มที่มีการบ่มด้วยแสงนั้นวัสดุจะมีความแข็งแรงทันทีหลังจากการฉายแสงเสร็จสิ้น ผู้ป่วยจึงสามารถใช้งานได้หลังจากเสร็จสิ้นการรักษาโดยไม่จำเป็นต้องรอให้เกิดพอลิเมอร์อย่างสมบูรณ์ซึ่งวัสดุกลุ่มที่บ่มเองมักจะใช้เวลาหลายชั่วโมง [6]

วัสดุกลุ่มเรซินคอมพอลิตสำหรับครอบฟันและสะพานชั่วคราว ส่วนใหญ่ผลิตขึ้นในรูปแบบผสมอัตโนมัติ (automix) มีลักษณะเป็นหลอดคู่สามารถฉีดยุติและผสมส่วนของเบสและสารเร่งปฏิกิริยาซึ่งช่วยให้ใช้งานง่ายและลดโอกาสเกิดฟองอากาศ แต่มีค่าใช้จ่ายสูง วัสดุในกลุ่มนี้มีการใช้งานง่ายและเหมาะสำหรับกรณีที่ต้องใช้ในงานครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวเป็นเวลายาวนานหลายเดือนเพื่อประเมินผลทางคลินิก [6] ตัวอย่างของวัสดุเรซินคอมพอลิตกลุ่มนี้ได้แก่ เทมสแปน (TempSpan®) และลักซาเทมโซล่า (Luxatemp Solar®) เทมสแปนเป็นวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดเรซินคอมพอลิตประเภทบิส-จีเอ็มเอ (Bis-GMA) บรรจุในหลอดคู่โดยแยกส่วนเบสและตัวเร่งปฏิกิริยามีลักษณะเหลวข้น การผสมต้องใช้ร่วมกับเครื่องผสมอัตโนมัติเพื่อควบคุมปริมาณวัสดุและลดการเกิดฟองอากาศ เมื่อผสมแล้ววัสดุนิดนี้สามารถบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง สามารถใช้ทำครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวได้ทั้งแบบตรง แบบอ้อม และร่วมกันทั้งสองวิธี ภายหลังการบ่มตัววัสดุจะมีลักษณะแข็ง สามารถขัดเงาและเสริมหรือซ่อมได้ด้วยวัสดุเรซินคอมพอลิตชนิดโพลีเมอร์ได้ มอนอเมอร์ที่เป็นส่วนประกอบได้แก่ ยูดีเอ็มเอ (UDMA) บิส-จีเอ็มเอ (Bis-GMA) และเมทาโครเลตฟอสเฟต (Methacrylate Phosphate) ส่วนที่เป็นตัว

กระตุ้นปฏิกิริยา ได้แก่ เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (Benzoyl Peroxide) และ เอมีนตติยภูมิ (tertiary amines) และ สารเติม (filler) ได้แก่ แก้วเบเรียมเคลือบสารซิลเลน (silane treated barium glass) และซิลิกา (silica) [9] ลักซาเทมโซลา เป็นวัสดุสำหรับทำครอบฟันและ สะพานฟันชั่วคราวเรซินชนิดบิส-เอคริล บรรจุในหลอดคู่ โดยแยกส่วนเบสและตัวเร่งปฏิกิริยา เมื่อผสมสามารถ บ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง มีลักษณะเหลว ชัน มีหลายสี ให้เลือกใช้ ภายหลังจากการเกิดพอลิเมอร์วัสดุจะมีลักษณะ แข็ง ส่วนประกอบได้แก่ ผงแก้ว ซิลิกา ยูรีเทนไดเมทา โครเลต (Urethane Dimethacrylate) อะโรมาติกไดเมทา โครเลต (Aromatic Dimethacrylate) และไกลคอลได เมทาโครเลต (Glycol Methacrylate) [10-11]

ในการผลิตครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว ด้วยวัสดุเรซินคอมพอลิตชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง จำเป็นต้องมีโครงสร้างที่มีลักษณะใสเพื่อให้วัสดุสามารถ เกิดการพอลิเมอร์ด้วยการฉายแสง วัสดุที่นิยมนำมาใช้ เป็นโครงสร้างได้แก่ โครงแบบพลาสติกซึ่งผลิตโดยการ ใช้ความร้อนร่วมกับเครื่องดูดสูญญากาศ [12] และซิลิโคน ชนิดใสประเภทพลาสติคโพลีเอทิลีน [13] แม้ว่าการใช้โครงสร้าง พลาสติกซึ่งผลิตโดยการใช้ความร้อนร่วมกับเครื่องดูด สูญญากาศจะเป็นที่นิยมแพร่หลาย แต่วิธีนี้มีข้อจำกัดคือ ต้องมีเครื่องมือที่จำเพาะเช่น เครื่องดูดสูญญากาศและ ต้องทำแบบหล่อปูนเพิ่มอีกหนึ่งชิ้นเพื่อใช้กับเครื่องดูด สูญญากาศ ทำให้วิธีการนี้ใช้งบประมาณและเวลาที่มากกว่าการใช้ซิลิโคนชนิดใสเป็นโครงสร้าง [13] ตัวอย่าง ของซิลิโคนชนิดใส ได้แก่ มีโมซิวิท (Memosil2®) เป็น วัสดุพอลิเมอร์ประเภท พอลิไวนิลไซลอคเซน บรรจุใน หลอดคู่โดยแยกส่วนเบสและตัวเร่งปฏิกิริยา เมื่อผสม วัสดุจะบ่มเอง ภายหลังจากการเกิดพอลิเมอร์วัสดุจะมี ลักษณะใสสีฟ้าอ่อนมีความยืดหยุ่นคล้ายยาง สามารถ นำมาใช้บันทึกรอยกัด ใช้เป็นโครงสร้างเพื่อช่วยในการ ยึดแบร์กเกตในงานทันตกรรมจัดฟัน และเป็นอุปกรณ์ ช่วยในการยึดลูกกลมโลหะเพื่อใช้ในการถ่ายภาพรังสี

ในผู้ป่วยที่ต้องวางแผนการรักษาเพื่อทำรากฟันเทียม มีรายงานของการใช้ซิลิโคนชนิดใสชนิดนี้สำหรับเป็น โครงแบบในการยึดลวดโลหะร่วมกับเรซินคอมพอลิต ชนิดไหลแผ่ [13] และมีการนำเสนอวิธีการผลิตครอบ ฟันและสะพานฟันชั่วคราวประเภทเรซินคอมพอลิต ชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงร่วมกับการใช้ซิลิโคน ชนิดใส [14] แต่ยังไม่มียางงานใดศึกษาถึงความหนา ที่เหมาะสมของซิลิโคนชนิดใสต่อคุณสมบัติทางกลของ วัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว กระบวนการเกิด พอลิเมอร์ด้วยการฉายแสงมีหลายปัจจัยที่มีผลต่อ คุณสมบัติของวัสดุเรซินคอมพอลิต เช่น ความเข้มแสง จากเครื่องฉายแสง ระยะเวลาการฉายแสง และระยะห่าง ระหว่างปลายใยแก้วนำแสงและวัสดุทดสอบ เป็นต้น [15-18] ในการนำวัสดุเรซินคอมพอลิตชนิดบ่มเองร่วมกับ บ่มด้วยแสง หรือเรซินคอมพอลิตชนิดบ่มด้วยแสงเพียง อย่างเดียวมาใช้งานนั้นจำเป็นต้องมีโครงสร้างที่ทำ มาจากวัสดุที่มีลักษณะใสเพื่อให้แสงจากเครื่องฉายแสง สามารถผ่านไปสู่วัสดุเพื่อให้เกิดพอลิเมอร์อย่างเพียงพอ ในการเลือกใช้วัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว ของทันตแพทย์ ความแข็งแรงของวัสดุเป็นหนึ่งในปัจจัย หลักที่มีความสำคัญในการเลือกใช้โดยเฉพาะอย่างยิ่ง การรักษาทางทันตกรรมที่ใช้เวลายาวนานและมีความ ซับซ้อนของการรักษา วัสดุครอบฟันและสะพานฟัน ชั่วคราวจึงจำเป็นต้องมีความแข็งแรงเพียงพอที่จะทน ต่อแรงบดเคี้ยวตลอดระยะเวลาการรักษาทางทันตกรรม [19] และมีแรงดัดโค้งกับความแข็งแรงที่เหมาะสม [5, 8, 20-21] ในกรณีของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว ชนิดบ่มด้วยแสง กระบวนการบ่มตัวจะเริ่มขึ้นเมื่อวัสดุ ครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวได้รับแสงจากเครื่อง ฉายแสงในช่วงความยาวคลื่น 400-500 นาโนเมตร ซึ่งกระตุ้นให้สารตั้งต้นปฏิกิริยาชนิดแคมฟอร์ควิโนน และสารเอมีนไดเมทาโครเลทแตกตัวเป็นอนุมูลอิสระ ทำให้คาร์บอนพันธะคู่ที่ปลายทั้งสองของไดเมทาโครเลท แตกตัวและต่อกันเป็นสายโมเลกุลยาวของพอลิเมอร์

ในลักษณะโครงข่ายสามมิติ และเกิดการเชื่อมโยงระหว่างสายโมเลกุลทำให้เกิดการบวมตัว [18,22] ในกรณีของปฏิกิริยาบวมเอง อนุมูลอิสระที่เกิดจากสารประเภทเปอร์ออกไซด์แตกตัวเมื่อถูกกระตุ้นด้วยสารกระตุ้นปฏิกิริยาซึ่งมีสารประกอบประเภทเอมีนตติยภูมิ [18] โดยร้อยละของการเปลี่ยนแปลงจากคาร์บอนพันธะคู่เป็นพันธะเดี่ยวของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว (degree of conversion) จะเป็นค่าที่จะบ่งบอกถึงสมบัติทางกล เช่น ความแข็งผิว ความทนแรงอัดและความทนแรงดัด [16,23-24]

การวัดร้อยละของการเปลี่ยนแปลงจากคาร์บอนพันธะคู่เป็นพันธะเดี่ยวของวัสดุเรซินคอมพอลิตสำหรับครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวสามารถวัดได้ทั้งทางตรงและทางอ้อม [25] การวัดทางตรงที่ได้รับความนิยมและมีความแม่นยำสูงคือ เทคนิคสเปคโตรสโคปีซึ่งเป็นการวัดชนิดของสารจากการดูดกลืนและการคายรังสีของสารที่ทดสอบ รามานสเปคโตรสโคปี (Raman Spectroscopy) เป็นเทคนิคที่อาศัยหลักการชนแบบไม่ยืดหยุ่นระหว่างโฟตอนกับโมเลกุลของสาร หลังจากนั้นพลังงานบางส่วนจะถูกถ่ายเทไปยังโมเลกุลทำให้เกิดการสั่นของโมเลกุลแล้วเกิดการกระเจิงออกไป เทคนิคนี้อาจจะพบปัญหาในการทดสอบกับเรซินคอมพอลิตที่มีสารประเภทฟลูออเรสเซนต์เป็นส่วนประกอบ [24]

อีกเทคนิคที่นิยมใช้ในการตรวจวัดคือ อินฟราเรดสเปคโตรสโคปี (Infrared Spectroscopy) อาศัยหลักการดูดกลืนคลื่นรังสีอินฟราเรดที่ทำให้เกิดการสั่นของพันธะเคมีภายในโมเลกุล ซึ่งค่าความถี่ของการสั่นในสเปกตรัมนั้นสามารถให้ข้อมูลเกี่ยวกับโมเลกุลของสารที่แน่นอนได้ วิธีการนี้จะสามารถวัดหาพันธะเดี่ยวของเรซินได้โดยตรงและมีความแม่นยำ ส่วนสเปคโตรสโคปีแบบช่วงใกล้อินฟราเรด (Near Infrared Spectroscopy) ใช้หลักการเหมือนกับอินฟราเรดสเปคโตรสโคปี แต่อาศัยหลักการดูดกลืนคลื่นรังสีในช่วง $12,500-4000\text{ cm}^{-1}$ [26] ปัจจุบันอินฟราเรดสเปคโตรสโคปีได้พัฒนามากขึ้น

สามารถตรวจวัดได้เร็วแม่นยำและตรวจวิเคราะห์ได้ในช่วงที่กว้างกว่าเรียกเทคนิคนี้ว่า เอฟทีไออาร์ (FTIR, Fourier Transform Infrared Spectroscopy) [27-28] ทุกเทคนิคที่กล่าวมาในช่วงต้นต่างมีข้อด้อยที่คล้ายคลึงกันคือใช้เวลาในการทดสอบนานและต้องใช้เครื่องมือที่มีราคาสูง

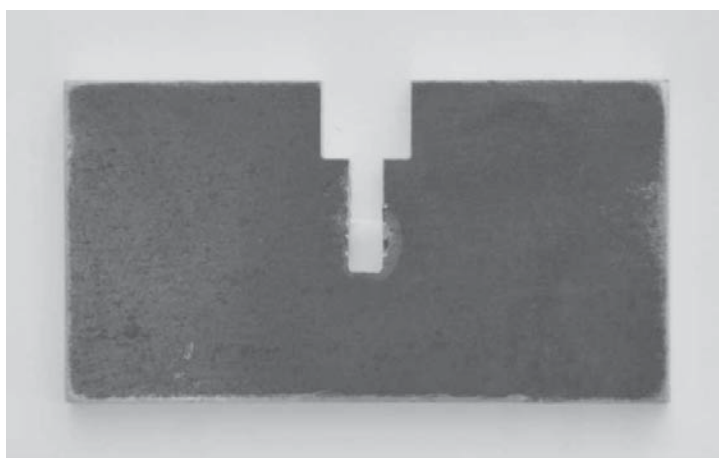
การวัดร้อยละของการเปลี่ยนแปลงจากคาร์บอนพันธะคู่เป็นพันธะเดี่ยวของวัสดุเรซินคอมพอลิต สำหรับครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวสามารถวัดได้ทางอ้อมโดยประเมินจากความแข็งผิวของวัสดุ [6, 8, 15-16, 23, 29-33] ซึ่งวิธีดังกล่าวสามารถทำได้ง่าย รวดเร็วและค่าใช้จ่ายต่ำกว่าการวัดโดยตรงด้วยเทคนิคเอฟทีไออาร์ ดังนั้นเทคนิคนี้จึงเป็นที่นิยมในการใช้ทดสอบวัสดุเรซินคอมพอลิตสำหรับครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว Ferracane ในปี 1985 รายงานผลการวิจัยของความสัมพันธ์ของความแข็งผิวแบบนูนกับร้อยละของการเปลี่ยนแปลงจากคาร์บอนพันธะคู่เป็นพันธะเดี่ยวของวัสดุประเภทเรซินคอมพอลิตโดยพบว่าค่าความแข็งผิวที่สูงขึ้นสัมพันธ์กับร้อยละของการเปลี่ยนแปลงจากคาร์บอนพันธะคู่เป็นพันธะเดี่ยวที่สูงขึ้น แต่ทั้งนี้ไม่สามารถนำมาเปรียบเทียบระหว่างวัสดุเรซินคอมพอลิตที่ต่างชนิดกัน [23] Diaz-Arnold และคณะในปี 1999 รายงานผลการทดสอบความแข็งผิวแบบนูนของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวประเภทเรซินคอมพอลิตชนิดบิส-เอคริลเปรียบเทียบกับวัสดุกลุ่มพีเอ็มเอ็มเอ โดยเก็บในน้ำลายเทียมที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 14 วัน พบว่าค่าความแข็งผิวของวัสดุทดสอบทุกชนิดมีค่าลดลงตามระยะเวลาที่เพิ่มขึ้นและพบว่าความแข็งผิวของวัสดุเรซินคอมพอลิตชนิดบิส-เอคริลมีค่าสูงกว่าพีเอ็มเอ็มเอ ($p < 0.05$) นอกจากนี้การทดสอบความแข็งผิวแบบนูนสามารถใช้เป็นตัวชี้วัดในการประเมินร้อยละของการเกิดพอลิเมอร์และความคงทนต่อการสึก [8] ปัจจุบันการวัดความแข็งผิวของวัสดุในงานทันตกรรมนิยมใช้การทดสอบความแข็งผิว

แบบนूप (Knoop hardness testing) และการทดสอบความแข็งผิวแบบวิกเกอร์ (Vicker hardness testing) เนื่องจากการทดสอบความแข็งผิวของวิธีทั้งสองนี้เหมาะสำหรับการตรวจวัดตัวอย่างที่มีขนาดเล็กและบาง การทดสอบความแข็งผิวแบบนूपมีความเหมาะสมในการวัดความแข็งผิวสำหรับวัสดุประเภทพอลิเมอร์ที่มีความยืดหยุ่นเล็กน้อย เนื่องจากรอยกดที่ได้มีรูปร่างเป็นพีระมิดสี่เหลี่ยมรูปเพชรด้านเท่า การคายตัวของวัสดุพอลิเมอร์หลังจากการกดจะมีผลให้รอยกดมีการเปลี่ยนแปลงขนาดและรูปร่างเพียงเล็กน้อย [34] การทดสอบความแข็งผิวแบบนूपจึงเป็นที่นิยมในการทดสอบความแข็งผิวของวัสดุประเภทเรซินคอมพอลสิต [15, 17, 23, 25, 30, 35-36] งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาถึงผลของความหนาของซิลิโคนชนิดใสต่อความแข็งผิวของวัสดุเรซินคอมพอลสิตสำหรับครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง โดยมีสมมติฐานการวิจัยคือ ความหนาของซิลิโคนชนิดใสไม่มีผลต่อความแข็งผิวของวัสดุเรซินคอมพอลสิตสำหรับครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

อุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค L&P เป็นแท่นโลหะที่ออกแบบมาเพื่อให้สามารถเตรียมวัสดุให้มีขนาดตามมาตรฐาน ISO 4049 [37] โดยอุปกรณ์ดังกล่าวมีลักษณะเป็นแท่นโลหะขนาดกว้าง 40.0 มิลลิเมตร ยาว 75.0 มิลลิเมตร หนา 4.0 มิลลิเมตร มีช่องสำหรับวางปลายแท่งใยแก้วนำแสงของเครื่องฉายแสงขนาด กว้าง 10.0 มิลลิเมตร ยาว 10.0 มิลลิเมตร และมีช่องสำหรับบรรจุวัสดุที่ต้องการทดสอบ กว้าง 4.0 มิลลิเมตร ยาว 14.0 มิลลิเมตร หนา 4.0 มิลลิเมตร ดังที่แสดงในรูปที่ 1

ขนาดและรูปร่างของอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค L&P สามารถควบคุมปัจจัยที่มีผลต่อการแข็งตัวของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว เช่น การออกแบบให้มีช่องว่างสำหรับปลายแท่งใยแก้วนำแสงจะช่วยกำหนดระยะห่างระหว่างปลายแท่งใยแก้วนำแสงและพื้นผิวด้านบนสุดของวัสดุให้คงที่ ช่องสำหรับบรรจุวัสดุทดสอบจะเป็นสิ่งที่ควบคุมขนาดและรูปร่างของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว

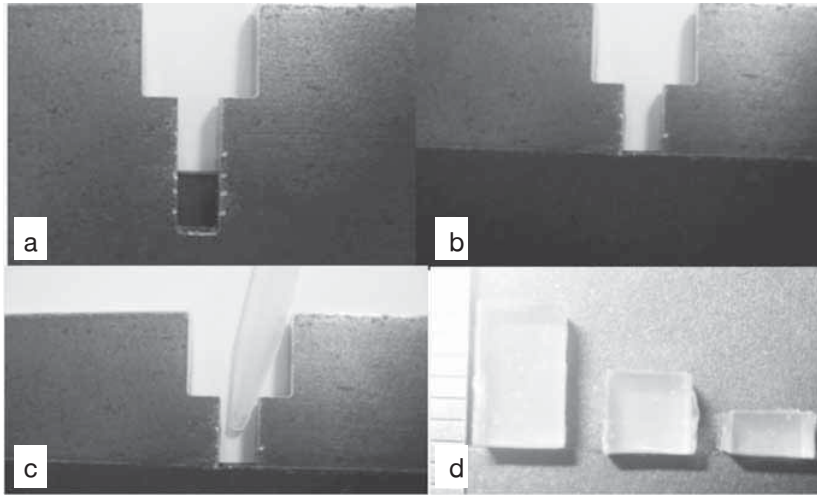


รูปที่ 1 อุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค L&P
Figure 1. L&P mold

การเตรียมซิลิโคนชนิดใส

เตรียมซิลิโคนชนิดใส มีโมซิวิทู (Memosil 2[®], Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) ออกเป็น 3 กลุ่ม

โดยมีขนาดความหนา 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตร ขั้นตอนทั้งหมดแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดงขั้นตอนการเตรียมซิลิโคนชนิดใส

Figure 2. Steps in clear silicone preparation

นำแผ่นแก้วทึบแสงประกบด้านหลังของอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งพิวระดับจุลภาค L&P ในระดับความสูง 2.0 4.0 หรือ 6.0 มิลลิเมตรวัดจากส่วนล่างสุดของช่องกลางในอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งพิวระดับจุลภาค L&P (a) นำแผ่นแก้วทึบแสงอีกหนึ่งแผ่นประกบด้านตรงข้ามในระดับความสูงเดียวกันกับแผ่นแรกที่ได้ประกบไป (b) ฉีดซิลิโคนชนิดใสผ่านอุปกรณ์ผสมอัตโนมัติลงในช่องที่เกิดจากการประกบแผ่นแก้วทึบแสง กำจัดวัสดุส่วนเกินที่ล้นออกมาและรอจนวัสดุแข็งตัวตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต (c) แท่งซิลิโคนชนิดใสเพื่อใช้เตรียมวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว (d)

การเตรียมฐานเพื่อรองรับวัสดุครอบฟันชั่วคราว

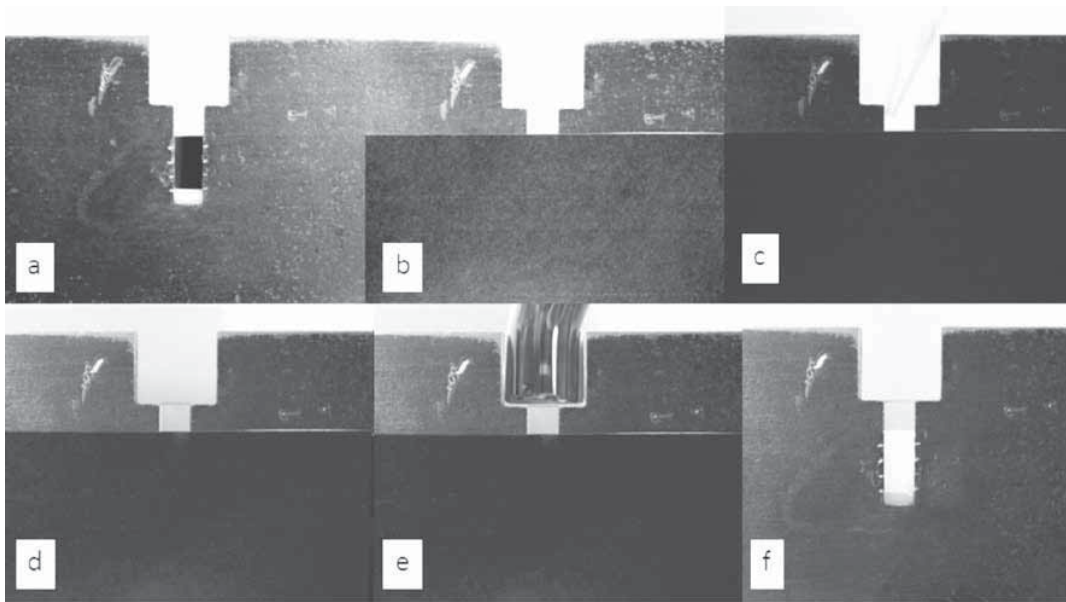
นำแผ่นแก้วทึบแสงประกบด้านหลังของอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งพิวระดับจุลภาค L&P ในระดับความสูง 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตรโดยวัดจากส่วน

ล่างสุดของช่องกลางในอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งพิวระดับจุลภาค L&P และนำแผ่นแก้วทึบแสงอีกหนึ่งแผ่นประกบด้านตรงข้ามในระดับความสูงเดียวกันกับแผ่นแรกที่ได้ประกบไป ทำการฉีดวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวผ่านอุปกรณ์ผสมอัตโนมัติ กำจัดวัสดุส่วนเกินที่ล้นออกมา และฉายแสงผ่านเครื่องฉายแสงหลอดฮาโลเจน (PEKALUX[®]; 3M) เป็นเวลา 40 วินาที เมื่อนำแผ่นแก้วทึบแสงที่ประกบไว้ออกจะได้ฐานเพื่อรองรับวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวความสูง 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตร แล้วจึงฉายแสงเพิ่ม 40 วินาทีทั้งด้านหน้าและด้านหลังต่อวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว โดยฐานเพื่อรองรับวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวความสูง 6.0 มิลลิเมตรจะใช้ร่วมกับกลุ่มที่ไม่ใช้ซิลิโคนชนิดใส ฐานเพื่อรองรับวัสดุทดสอบความสูง 4.0 มิลลิเมตรจะใช้ร่วมกับกลุ่มซิลิโคนชนิดใสที่มีความสูง 2.0 มิลลิเมตร และฐานเพื่อรองรับ

วัสดุทดสอบความสูง 2.0 มิลลิเมตรจะใช้กับกลุ่มซิลิโคนชนิดใสที่มีความสูง 4.0 มิลลิเมตร โดยฐานเพื่อรองรับวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวนี้จะไม่นำไปทดสอบความแข็งแรงแบบนูน ซึ่งการใช้ฐานเพื่อรองรับวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวจะเป็นตัวช่วยควบคุมให้ปลายของท่อนำแสงจากเครื่องฉายแสงชิดกับโครงแบบซิลิโคนชนิดใสโดยไม่มีช่องว่างของอากาศ

การเตรียมวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว

เมื่อได้ซิลิโคนชนิดใสซึ่งเป็นตัวแทนของโครงแบบที่มีความหนาทั้ง 3 ระดับคือ 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตร จึงทำการเตรียมวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวที่จะใช้ทดสอบความแข็งแรงแบบนูนตามขั้นตอนที่แสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงขั้นตอนการเตรียมวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว
โดยใช้ฐานเพื่อรองรับวัสดุความสูง 2.0 มิลลิเมตร

Figure 3. Steps in provisional restoration preparation : 2.0 mm base height

นำแผ่นแก้วทึบแสงประกบด้านหลังของอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งแรงระดับจุลภาค L&P ที่มีฐานรองรับวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวความสูง 2.0 มิลลิเมตร โดยประกบแผ่นแก้วทึบแสงสูง 10.0 มิลลิเมตรวัดจากส่วนล่างสุดของช่องกลาง (จะได้วัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวความสูง 8.0 มิลลิเมตร) (a) นำแผ่นแก้วทึบแสงอีกหนึ่งแผ่นประกบด้านตรงข้ามในระดับความสูงเดียวกันกับแผ่นแรกที่ได้ประกบไป (b)

ฉีดวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวผ่านอุปกรณ์ผสมอัตโนมัติและกำจัดวัสดุส่วนเกิน (c) นำซิลิโคนชนิดใสความหนา 4.0 มิลลิเมตรมาวางในอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งแรงระดับจุลภาค L&P ให้มีระดับสูงพอดีกับขอบบนของแผ่นแก้วทึบแสง (d) นำปลายแท่งใยแก้วนำแสงของเครื่องฉายแสงมาวางในช่องกลางของอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งแรงระดับจุลภาค L&P แล้วจึงทำการฉายแสงผ่านเครื่องฉายแสงหลอดฮาโลเจน

เป็นเวลา 40 วินาที (e) เมื่อนำแผ่นแก้วทึบแสงที่ประกบไว้จะได้อุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค (f) ส่วนขั้นตอนการเตรียมวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวโดยใช้ฐานเพื่อรองรับวัสดุความสูง 4.0 มิลลิเมตร จะใช้ร่วมกับซิลิโคนชนิดใสความหนา 2.0 มิลลิเมตร มีวิธีการเตรียมวัสดุเช่นเดียวกับวิธีการดังกล่าวข้างต้น และขั้นตอนการเตรียมวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวโดยใช้ฐานเพื่อรองรับวัสดุความสูง 6.0 มิลลิเมตร เป็นกลุ่มที่ไม่ใช้ซิลิโคนชนิดใสร่วม การตรวจวัดความแข็งผิวแบบนูนและบันทึกผล

ชิ้นงานจากวัสดุทั้ง 2 ชนิดคือ เทมสแปน (TempSpan®, Pentron, Wallingford, CT, USA) และ ลักซาเทมโซล่า (Luxatemp Solar®, DMG, Hamburg, Germany) แบ่งออกเป็น 4 กลุ่ม ตามความหนาของแท่งซิลิโคนชนิดใสได้แก่ กลุ่มที่ 1 คือ กลุ่มที่ไม่มีซิลิโคนชนิดใส (S0) กลุ่มที่ 2 คือกลุ่มที่ใช้ซิลิโคนชนิดใสความหนา 2.0 มิลลิเมตร (S2) กลุ่มที่ 3 คือกลุ่มที่ใช้ซิลิโคนชนิดใสความหนา 4.0 มิลลิเมตร (S4) และกลุ่มที่ 4 คือกลุ่มที่ใช้ซิลิโคนชนิดใสความหนา 6.0 มิลลิเมตร (S6) โดยวัสดุแต่ละชนิดจะใช้จำนวนตัวอย่าง 12 ชิ้นรวมทั้งหมดเป็น 48 ชิ้น



รูปที่ 4 การวัดค่าความแข็งผิวแบบนูน
Figure 4. Knoop hardness measurement

ขีดเส้นด้วยปากกาสีโดยเทียบจากสเกลบนอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค L&P ลงบนวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวจะได้ 3 เส้นที่มีระยะห่าง 2.0 มิลลิเมตร โดยวัดจากขอบบนสุดของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว เพื่อทำการวัดค่าในแต่ละส่วนของความหนาโดยเริ่มจากส่วนบนสุดของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวได้แก่ที่ระดับ 0.25 (D0) 2.0 (D2) 4.0 (D4) และ 6.0 (D6) มิลลิเมตร (a) นำตัวอย่างมาวัดความแข็งผิวแบบนูน ด้วยเครื่องทดสอบความแข็งผิวระดับจุลภาค (MHT-10[®] Micro-hardness Tester, Anton Paar GMBH, Austria) โดยใช้น้ำหนักขนาด 25 กรัม นาน 10 วินาที โดยในขั้นตอน

การเตรียมตัวอย่างจนถึงการทดสอบความแข็งผิวแบบนูนของแต่ละกลุ่มนั้นจะต้องใช้เวลาไม่เกิน 180 วินาที เพื่อควบคุมปัจจัยเรื่องระยะเวลาจากการบ่มเองของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว (b) รอยกดที่ปรากฏ จะทำการสังเกตและวัดผ่านกล้องจุลทรรศน์สเตอริโอของเครื่องทดสอบความแข็งผิวแบบนูน (c) ภายใต้ข้อจำกัดของอุปกรณ์ประกอบวัดความแข็งผิวระดับจุลภาค L&P นี้ ทำให้ไม่สามารถวัดค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนที่ระดับความลึก 0.0 มิลลิเมตรจากส่วนบนสุดของชิ้นงานได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนที่ระดับความลึก 0.25 มิลลิเมตรจากส่วนบนสุดของชิ้นงานแทน เพราะเป็นระดับความลึกที่

ห่างจากส่วนบนสุดของชิ้นงานที่น้อยที่สุดที่จะสามารถใช้หัวกดแบบรูปทดสอบชิ้นงานได้อย่างเที่ยงตรง เพราะฉะนั้นค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบรูปที่ระดับความลึก 0.25 มิลลิเมตรจากส่วนบนสุดของชิ้นงานจะเป็นตัวแทนของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบรูปที่ระดับความลึก 0.0 มิลลิเมตรจากส่วนบนสุดของชิ้นงาน

จากนั้นนำมาคำนวณค่าของรูป (Knoop hardness number, KHN) ซึ่งเป็นสัดส่วนของแรงกดต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ตามสูตรคำนวณดังนี้

$$KHN = F/A = P/CL^2$$

F = แรงกด หน่วยเป็นกิโลกรัม

A = พื้นที่ผิว หน่วยเป็นตารางมิลลิเมตร

P = แรงแจก หน่วยเป็นกิโลกรัม

L = ความลึกที่วัดได้ของรอยกด หน่วยเป็นมิลลิเมตร

C = 0.07028 = ค่าคงที่ซึ่งสัมพันธ์กันกับพื้นที่ผิวของรอยกดกับความยาวและความลึกของรอยกด

บันทึกข้อมูลและทำการการประมวลผลทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง (Two-Way ANOVA) และเปรียบเทียบเชิงซ้อนด้วยวิธีทูกีย์ (Tukey) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 ด้วยโปรแกรม SPSS

ผลการทดลอง

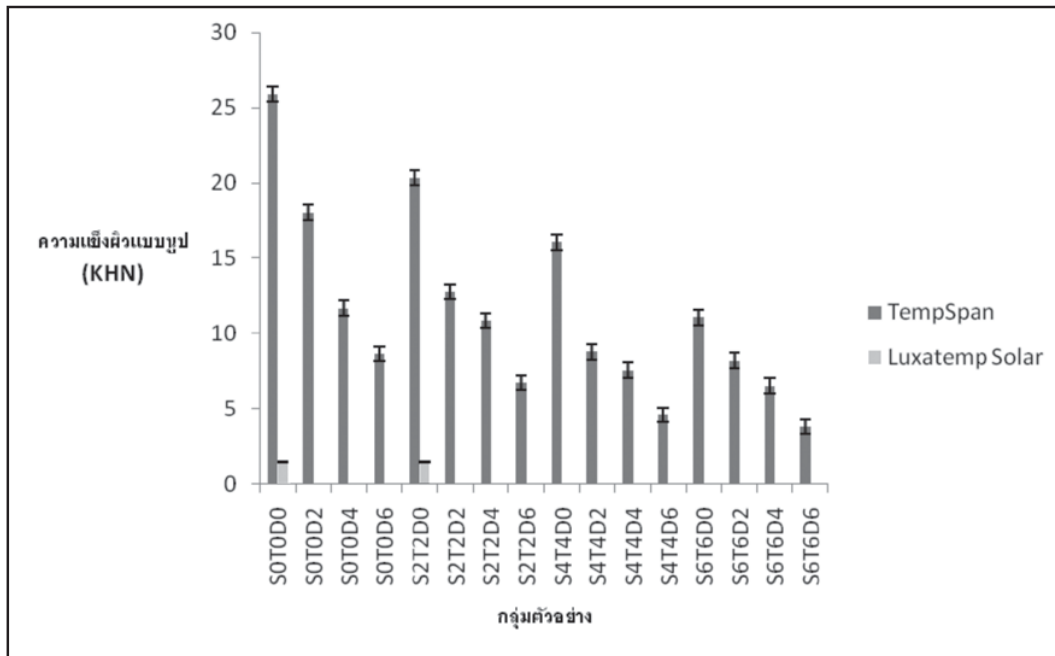
หลังจากทำการทดสอบความแข็งผิวแบบรูปบันทึกข้อมูลโดยแบ่งตามชนิดของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวและตามความหนาของซิลิโคนชนิดใส ได้แก่ กลุ่มที่ไม่ใช้ซิลิโคนชนิดใส และกลุ่มที่ใช้ซิลิโคนชนิดใสความหนา 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตร รวมทั้งหมด 4 กลุ่ม แต่ละกลุ่มมีจำนวนตัวอย่างทั้งหมดกลุ่มละ 12 ตัวอย่างและในแต่ละตัวอย่างมีข้อมูลเป็นรอยกดจำนวน 4 รอยกดตามระดับความลึกของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวโดยแบ่งเป็นความลึกที่ 0.25 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตร ดังนั้น เมื่อแยกเป็นกลุ่มตามความหนาของซิลิโคนชนิดใสและความลึกของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวแล้วจะมีทั้งสิ้น 16 กลุ่มย่อย โดยค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบรูปและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของวัสดุกลุ่ม เทมสแปนโดยแสดงไว้ดังตารางที่ 1 ส่วนกลุ่มล็กชาเทมโซล่าสามารถวัดค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบรูปได้เพียง 2 กลุ่มคือ S0D0 และ S2D0 โดยมีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบรูป 1.46 และ 1.41 ตามลำดับ และแสดงค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบรูปและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของวัสดุกลุ่ม เทมสแปนและล็กชาเทมโซล่าในรูปที่ 5

ตารางที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ย (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ของความแข็งผิวแบบรูปของวัสดุเทมสแปนที่ระดับความลึกต่างๆ เมื่อถูกตรวจสอบภายใต้ความหนาของซิลิโคนใส

Table 1. shows the mean KHN (Standard deviation) of depth of TempSpan investigated as function of clear silicone thickness

ความหนาของซิลิโคนชนิดใส	ระดับความลึกของวัสดุครอบฟันชั่วคราว			
	D0	D2	D4	D6
S0	25.90(0.89) ^a	18.04(0.52) ^b	11.69(0.58) ^c	8.64(0.61) ^d
S2	20.34(0.70) ^e	12.78(0.38) ^f	10.86(0.57) ^g	6.75(0.60) ^h
S4	16.09(0.97) ⁱ	8.77(0.40) ^d	7.56(0.55) ^j	4.60(0.45) ^k
S6	11.08(1.09) ^c	8.16(0.82) ^d	6.53(0.81) ^h	3.80(0.50) ^l

ตัวอักษรภาษาอังกฤษที่ต่างกันหลังค่าเฉลี่ยแสดงความแตกต่างกันทางสถิติ ($p < 0.05$)



รูปที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ยความแข็งแรงผิวแบบรูปของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว เทมสแปนและลักซาเทมโซล่า เมื่อถูกตรวจสอบภายใต้ระดับความลึกของชั้นงานและความหนาของซิลิโคนใส

Figure 5. shows the mean KHN of TempSpan and Luxatemp Solar investigated in term of specimen depth and clear silicone thickness

จากรูปที่ 5 และตารางที่ 1 จะพบว่าวัสดุเทมสแปนมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงผิวแบบรูปสูงที่สุดคือกลุ่ม S0D0 มีค่าเท่ากับ 25.90 และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 0.89 ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงผิวแบบรูปต่ำที่สุดคือกลุ่ม S6D6 มีค่าเท่ากับ 3.80 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 0.50 วัสดุลักซาเทมโซล่า มีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงผิวแบบรูปสูงที่สุดคือกลุ่ม S0D0 มีค่าเท่ากับ 1.46 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน 0.024

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงผิวแบบรูปในทุกกลุ่มตัวอย่างเป็นร้อยละโดยเปรียบเทียบกับค่าความแข็งแรงผิวแบบรูปที่ S0D0 พบว่าวัสดุเทมสแปนไม่มีกลุ่มตัวอย่างใดที่มีร้อยละของค่าเฉลี่ยความแข็งแรงผิวแบบรูปเกินร้อยละ 80 เมื่อเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยความแข็งแรงผิวแบบรูปที่ระดับ D0 ผลการเปรียบเทียบด้วยการวิเคราะห์ที่ปัจจัยด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทาง

ในกลุ่มเทมสแปน เมื่อทำการตรวจสอบการแจกแจงของข้อมูลทั้ง 16 กลุ่มด้วยสถิติโคโมโกลอฟสไมนอฟ (Kolmogorov-Smirnov) พบว่าข้อมูลมีการแจกแจงแบบปกติ ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เมื่อตรวจสอบความเหมือนของความแปรปรวนของข้อมูลด้วยสถิติเลวิน (Levene's Test) พบว่าข้อมูลมีความแปรปรวนเท่ากันที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เมื่อวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางเพื่อทดสอบอิทธิพลของปัจจัยจากความหนาของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวและความหนาของซิลิโคนชนิดใส พบว่าอิทธิพลของความหนาซิลิโคนชนิดใส อิทธิพลของความลึกของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว และอิทธิพลร่วมของทั้งสองปัจจัยล้วนมีอิทธิพลต่อความแข็งแรงผิวแบบรูป ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ดังนั้นจึงปฏิเสธสมมุติฐานที่ว่า ความหนาของซิลิโคนชนิดใสไม่มีผลต่อความแข็งแรงผิวของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง

เมื่อทำการเปรียบเทียบเชิงซ้อนตามตารางที่ 1 เพื่อวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มเทมสแปนด้วยสถิติทูกีพบว่าเมื่อทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงแบบนูนระหว่างความลึกของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวที่ความลึก 0.25 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตร ร่วมกับการใช้โครงแบบซิลิโคนชนิดใสที่ความหนาเท่ากันพบว่ากลุ่มที่ไม่ใช้โครงแบบซิลิโคนชนิดใส กลุ่มที่ใช้โครงแบบซิลิโคนชนิดใสหนา 2.0 มิลลิเมตร กลุ่มที่ใช้โครงแบบซิลิโคนชนิดใสหนา 4.0 มิลลิเมตร และโครงแบบซิลิโคนชนิดใสหนา 6.0 มิลลิเมตร ให้ผลการทดลองเหมือนกันคือ ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงแบบนูนที่ความลึกของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวทั้ง 4 ระดับมีค่าแตกต่างกัน ($p < 0.05$) โดยความลึกที่ 0.25 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงแบบนูนสูงที่สุด รองลงมาเป็นที่ระดับความลึก 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตรตามลำดับและเมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงแบบนูนระหว่างการไม่ใช้โครงแบบซิลิโคนชนิดใสและโครงแบบซิลิโคนชนิดใสความหนา 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตร ที่ระดับความลึกเดียวกันของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวพบว่า ทุกระดับความลึกของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันคือค่าเฉลี่ยความแข็งแรงแบบนูนของโครงแบบซิลิโคนชนิดใสทั้ง 4 แบบมีความแตกต่างกัน ($p < 0.05$) โดยกลุ่มที่ไม่ใช้ซิลิโคนชนิดใสมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงแบบนูนสูงที่สุด รองลงมาคือที่ระดับความหนาของซิลิโคนชนิดใส 2.0 4.0 และ 6.0 มิลลิเมตรตามลำดับ

บทวิจารณ์

ความแข็งแรงระดับจุลภาคนอกจากจะเป็นค่าที่บ่งบอกถึงความทนทานต่อการสึกแล้วยังสามารถใช้เป็นตัวเปรียบเทียบและชี้วัดถึงระดับของการเกิดพอลิเมอร์ แต่ความแข็งแรงระดับจุลภาคไม่สามารถใช้ เป็นค่าที่อ้างอิงถึงความแข็งแรงโดยรวมของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวหรือสมบัติทางกลอื่นๆ [3,38] ซึ่งนอกจากระดับการเกิดพอลิเมอร์แล้วยังมีปัจจัยอื่นๆ ที่มี

ผลต่อสมบัติทางกลโดยเฉพาะสารเติม [27] วัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวแต่ละชนิดมีความแตกต่างทั้งปริมาณและชนิดของสารเติม [6, 19, 21, 39, 40] งานวิจัยชิ้นนี้เน้นศึกษาระดับการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุครอบฟันชั่วคราวภายใต้ปัจจัยของความหนาของซิลิโคนชนิดใสที่แตกต่างกัน ไม่ได้มุ่งเน้นศึกษาปัจจัยของสารเติม ทั้งนี้ถ้าจำเป็นต้องมีการศึกษาเปรียบเทียบระหว่างวัสดุตั้งแต่ 2 ชนิดขึ้นไป ปัจจัยจากสารเติมเป็นสิ่งที่ควรนำมาวิเคราะห์และเปรียบเทียบเนื่องจากเป็นหนึ่งในปัจจัยที่มีผลโดยตรงต่อสมบัติทางกล

งานวิจัยนี้ใช้หัตถ์ชนิดนูนในการทดสอบความแข็งแรงระดับจุลภาค เพราะวัสดุที่นำมาทดสอบในงานวิจัยนี้เกิดการคืนตัวหลังจากได้รับแรงกด ความเค้นสะสมในเนื้อวัสดุจะส่งผลแต่เพียงเล็กน้อยในมิติแกนยาวของรอยกด ทำให้หัตถ์แบบนูนยังคงสามารถวัดผลได้อย่างแม่นยำ [8, 34] รอยกดชนิดนูนจึงเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพในการวัดการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุเรซินคอมพอลิตที่ใช้เป็นวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว [8, 23, 37, 41] โดยเฉพาะในงานทดลองนี้ซึ่งกลุ่มตัวอย่างเป็นวัสดุประเภทเรซินคอมพอลิตโดยมีระดับการเกิดพอลิเมอร์แตกต่างกันไปตามปัจจัยที่ทำการทดลอง การใช้หัตถ์แบบนูนในการทดสอบจึงช่วยลดความผิดพลาดในการเก็บข้อมูลจากส่วนของตัวอย่างที่มีความแข็งแรงต่ำและมีความยืดหยุ่นจากการที่เกิดพอลิเมอร์ไม่สมบูรณ์

วัสดุในทางทันตกรรมหลายชนิดที่ผลิตขึ้นมาในลักษณะบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสง เช่น สารเชื่อมยึด (luting agent) แกนคอมพอลิต (composite core) และวัสดุทำครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราว ซึ่งกลไกการบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงเป็นกลไกที่ผสมผสานกันระหว่างการบ่มเองและบ่มด้วยแสง กระบวนการบ่มเองจะเริ่มเมื่อวัสดุได้รับการผสมเข้าด้วยกันระหว่างส่วนเร่งปฏิกิริยาและส่วนเบส ส่วนกระบวนการบ่มด้วยแสงจะเริ่มเมื่อมีการฉายแสงในความยาวคลื่นที่เหมาะสม ข้อดีของวัสดุกลุ่มนี้คือมีกลไกการบ่มตัว 2 ชนิดที่สามารถทำงานไปพร้อมกันได้แม้ในบริเวณที่ไม่

สามารถฉายแสงได้อย่างทั่วถึง เช่น ผิวด้านในของครอบฟันและผนังคลองรากฟัน แต่กลไกการบ่มเองจะเกิดขึ้นช้าและกลไกการบ่มเองเพียงอย่างเดียวอาจไม่เพียงพอให้วัสดุเกิดพอลิเมอร์อย่างสมบูรณ์เมื่อเทียบกับการใช้การบ่มด้วยแสงร่วมด้วย [42-45] จึงมีการแนะนำว่าให้ฉายแสงร่วมด้วยเสมอ [18] แต่มีบางงานวิจัยที่รายงานผลการทดลองที่แตกต่างโดย Taubock และคณะในปี 2011 รายงานผลการทดสอบวัสดุแกนคอมพอสิตชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงพบว่าไม่มีความแตกต่างกันของความแข็งผิวแบบนูนเมื่อเปรียบเทียบกับรูปแบบการฉายแสงที่แตกต่างกัน โดยพบว่าเมื่อให้วัสดุแกนคอมพอสิตชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงนั้น เกิดการบ่มเองหลังจากผ่านรูปแบบของการฉายแสงที่แตกต่างกันเป็นระยะเวลาที่ 14 วันพบว่าไม่มีความแตกต่างกันของค่าความแข็งผิวอย่างมีนัยสำคัญ [46] ฉะนั้นกลไกการบ่มเองนั้นอาจมีประสิทธิภาพดีถ้าเพิ่มระยะเวลาให้แก่กลไกการบ่มเองนั้นนานเพียงพอ แต่ทั้งนี้ไม่เป็นที่ชัดเจนถึงระยะเวลาดังกล่าวเพราะวัสดุแต่ละชนิดมีองค์ประกอบต่างกันขึ้นกับการผลิตของบริษัทผู้ผลิต ดังนั้นจึงเป็นการยากที่จะชี้ชัดถึงเวลาที่เหมาะสมงานวิจัยชิ้นนี้ไม่ได้มุ่งที่ประเด็นของประสิทธิภาพการเกิดพอลิเมอร์จากกลไกการบ่มเองของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวในระยะยาว แต่ปัจจุบันยังคงกล่าวอาจมีความสำคัญต่อคุณสมบัติของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวจึงควรทดสอบเพิ่มเติมต่อไป

วิธีการวิจัยเพื่อควบคุมปัจจัยของการบ่มเองของวัสดุ ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบความแข็งผิวแบบนูนทันทีหลังจากการฉายแสงโดยควบคุมเวลาทั้งหมดในการทดลองไม่เกิน 180 วินาทีเพื่อลดผลกระทบจากการบ่มเองของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวให้น้อยที่สุด จากการทดลองพบว่าวัสดุเทมสแปนไม่สามารถเกิดพอลิเมอร์ได้อย่างทั่วถึง โดยส่วนของพื้นผิวที่อยู่ใกล้กับแหล่งกำเนิดแสงจะเกิดพอลิเมอร์ในอัตราที่สูงกว่าส่วนที่อยู่ลึกลงไปโดยเฉพาะส่วนที่ลึกมากกว่า 2.0 มิลลิเมตรจากผิว ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าวัสดุในส่วนที่ลึกไม่สามารถถูกกระตุ้นให้เกิดกลไกการบ่มด้วยแสงได้

อย่างมีประสิทธิภาพ ทั้งนี้กระบวนการเกิดพอลิเมอร์จึงเกิดจากการบ่มเองเป็นส่วนใหญ่ เมื่อสังเกตจากค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูน พบว่าวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวที่ระดับลึกกว่า 2.0 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนน้อยกว่าครึ่งหนึ่งของค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนสูงสุดและมีค่าเฉลี่ยความแข็งผิวแบบนูนน้อยลง 3 เท่าที่ระดับความลึก 6.0 มิลลิเมตร แต่เมื่อพิจารณาในสถานการณ์ที่ปฏิบัติจริงในคลินิกเมื่อทันตแพทย์ทำครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวแก่ผู้ป่วยเสร็จสิ้นกระบวนการบ่มเองของครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวในส่วนที่มีความหนาจะยังไม่สมบูรณ์ในระยะแรกหลังการฉายแสงเช่น ส่วนโยง (connector) และฟันแขวน (pontic) ส่งผลให้ครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวมีความแข็งแรงต่ำและอาจเกิดการแตกหักได้ ทั้งนี้ครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวสามารถมีความแข็งผิวเพิ่มสูงขึ้นได้เมื่อกระบวนการบ่มเองได้ทำปฏิกิริยาจนเสร็จสิ้น ฉะนั้นการเตือนให้ผู้ป่วยทราบถึงความแข็งผิวที่ต่ำในระยะแรกหลังจากการสร้างโดยวิธีตรงเป็นสิ่งที่ทันตแพทย์ควรแนะนำแก่ผู้ป่วย

วัสดุลึกลับชาเทมโซล่าไม่สามารถเกิดพอลิเมอร์ได้อย่างทั่วถึงและบันทึกผลการทดลองได้เพียง 2 กลุ่มคือ S0D0 และ S2D0 กลุ่มทดลองที่เหลือไม่สามารถบันทึกค่าความแข็งผิวได้เลยเนื่องจากวัสดุมีความอ่อนตัวมาก จากผลการทดลองพบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งผิวสูงสุดของกลุ่มตัวอย่างลึกลับชาเทมโซล่า (1.46) มีต่ำกว่าค่าเฉลี่ยความแข็งผิวสูงสุดของกลุ่มตัวอย่างเทมสแปน (25.90) ซึ่งภายใต้วิธีการทดลองนี้ลึกลับชาเทมโซล่า ไม่เหมาะที่จะนำมาใช้งานเป็นครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวได้ทันทีภายหลังจากการฉายแสงเป็นเวลา 40 วินาทีเนื่องจากมีค่าความแข็งผิวที่ต่ำซึ่งเมื่อนำแบบซิลิโคนใสออกจากซีฟัน อาจเป็นผลทำให้รูปร่างและด้านประชิดเกิดการบิดเบี้ยวและผิดรูปร่างไม่เป็นไปตามกายวิภาคของซีฟันที่จะทำการบูรณะ

มีหลายการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับความลึกของการบ่มตัวของวัสดุเรซินคอมพอสิตในทางทันตกรรม

ที่เหมาะสม ได้แนะนำว่าควรจะมีค่าความแข็งผิว ไม่น้อยกว่าร้อยละ 80 ของค่าความแข็งผิวสูงสุดของ วัสดุนั้นๆ [15, 30, 41, 47] งานวิจัยของ Moore และ คณะ ในปี 2008 [15] และ Flury และคณะ ในปี 2012 [41] ได้ศึกษาความลึกของการบ่มตัวของเรซินคอมพอลิต ที่ใช้งานด้านทันตกรรมบูรณะโดยวัดจากความหนาของ วัสดุที่ให้ค่าความแข็งผิวร้อยละ 80 ของค่าความแข็ง สูงสุดเป็นความหนาที่สามารถนำมาใช้งานภายในช่อง ปากได้

จากผลการทดลองพบว่าการใช้ซิลิโคนชนิดใส เป็นโครงแบบนั้นจะทำให้วัสดุครอบฟันและสะพานฟัน ชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงมีการก่อตัวที่ไม่ สมบูรณ์ เพราะจากงานวิจัยนี้ร้อยละค่าเฉลี่ยความแข็ง ผิวแบบรูปของกลุ่มตัวอย่างเทมสแปนที่วัดค่าเฉลี่ย ความแข็งผิวที่ระดับความลึก 0.25 มิลลิเมตรในสภาพ ที่ใช้ซิลิโคนชนิดใสความหนา 2.0 มิลลิเมตร (D2S0) มีค่าสูงสุดเพียงร้อยละ 69.65 (ซึ่งน้อยกว่าร้อยละ 80) เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มตัวอย่างที่วัดค่าเฉลี่ยความแข็ง ผิวที่ระดับความลึก 0.25 มิลลิเมตรในสภาพที่ไม่ได้ใช้ ซิลิโคนชนิดใส (D0S0) ซึ่งเป็นกลุ่มทดลองที่มีค่าเฉลี่ย ความแข็งผิวสูงที่สุด ซึ่งการที่วัสดุครอบฟันและสะพาน ฟันชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงมีการก่อตัว ที่ไม่สมบูรณ์ในระยะแรกๆ นั้นเป็นผลดี เนื่องจากใน การทำครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวในระยะแรกๆ ทันตแพทย์ต้องการให้วัสดุครอบฟันและสะพานฟัน ชั่วคราวที่ไม่แข็งหรือก่อตัวจนสมบูรณ์ก่อนที่จะดึงออก จากฟันหลัก เพราะถ้ารอจนวัสดุแข็งตัวแล้วในทางปฏิบัติ จะไม่สามารถดึงออกจากฟันหลักได้ เพราะว่าจะมีส่วน เกินของวัสดุไปติดอยู่ที่ส่วนคอดของฟันข้างเคียง แต่ ทั้งนี้วัสดุครอบฟันชั่วคราวที่ใช้ในการทดลองนี้เป็นชนิด บ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงจะสามารถเกิดการบ่มเองได้ อย่างต่อเนื่องทำให้ความแข็งผิวนั้นสูงขึ้นในเวลาต่อมา นอกจากนั้นในทางปฏิบัติเมื่อทำการแยกครอบฟันและ สะพานฟันชั่วคราวออกจากโครงแบบซิลิโคนชนิดใส ทันตแพทย์สามารถทำการฉายแสงจากเครื่องฉายแสง ฮาโลเจนให้แก่ครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวให้ทั่ว

ทุกบริเวณเพิ่มได้อีกทางหนึ่ง

บทสรุป

ด้วยข้อจำกัดของการศึกษานี้สามารถสรุปได้ว่า เมื่อใช้แสงจากเครื่องฉายแสงชนิดฮาโลเจนเพียง อย่างเดียวในการบ่มวัสดุครอบฟันและสะพานฟัน ชั่วคราวชนิดบ่มเองร่วมกับบ่มด้วยแสงพบว่า ความหนา ของของซิลิโคนชนิดใสมีผลต่อค่าความแข็งผิวแบบรูป ของวัสดุครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวชนิดบ่มเอง ร่วมกับบ่มด้วยแสง ดังนั้นการใช้โครงแบบซิลิโคนชนิด ใสผลิตครอบฟันและสะพานฟันชั่วคราวจำเป็นต้อง มีการฉายแสงเพิ่มเติมเพื่อให้วัสดุมีความแข็งแรงมาก ขึ้นก่อนให้ผู้ป่วยใช้งาน

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับเงินทุนสนับสนุนการวิจัยจาก งบประมาณเงินรายได้มหาวิทยาลัย ประจำปี 2555 และได้รับความอนุเคราะห์ในการวิเคราะห์ทางสถิติจาก รองศาสตราจารย์ อรพินท์ เจียรพงษ์ ภาควิชาคณิตศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ซึ่ง คณะผู้วิจัยขอแสดงความขอบคุณมา ณ โอกาสนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Frederick AR. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. J Prosthet Dent 2002; 87: 364-379.
2. Duke ES. Provisional restorative materials: a technology update. Compend Contin Educ Dent 1999; 20: 497-500.
3. Moulding MB, Teplitzky PE. Intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. Int J Prosthodont 1990; 3: 299-304.
4. Lui JL, Setcos JC, Phillips RW. Temporary restorations: a review. Oper Dent 1986; 11: 103-

- 110.
5. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 474-497.
 6. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wöstmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: Chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent* 2008; 36: 15-20.
 7. Wang RL, Moore BK, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 173-184.
 8. Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 525-528.
 9. Tempspan. material safety data sheet Clinical P, editor 2009.
 10. Papaspyridakos P, Lal K. Use of Vacuum-Formed Templates to Guide Tooth Preparation and Insertion of Interim Restorations. *J Prosthodont* 2010; 19: 303-306.
 11. Heraeus. Memosil2. manufactory information 2010.
 12. Jeroff AA. Fabricating light-cured provisional restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 230-231.
 13. Campbell OJ, Panesar J, Winchester L, Noar J. A modified method of bonding lingual retainers. *J Clin Orthod* 2008; 42: 105-107.
 14. Balkenhol M, Ferger P, Mautner MC, Wostmann B. Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dent Mater* 2007; 23: 1574-1583.
 15. Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TM, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent* 2008; 33: 408-412.
 16. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA: TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 84: 503-509.
 17. Price RB, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater* 2009; 25: 899-908.
 18. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *J Investig Clin Dent* 2012; 3: 3-16.
 19. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000; 12: 300-308.
 20. Gratton DG, Aquilino SA. Interim restorations. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 487-497.
 21. Shin WS, Li XF, Schwartz B, Wunder SL, Baran GR. Determination of the degree of cure of dental resins using Raman and FT-Raman spectroscopy. *Dent Mater* 1993; 9: 317-324.
 22. Taubock TT, Buchalla W, Hildebrand U, Roos M, Krejci I, Attin T. Influence of the

interaction of light- and self-polymerization on subsurface hardening of a dual-cured core build-up resin composite. *Acta Odontol Scand* 2010; 69: 41-47.

23. Jack LF. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1985; 1: 11-14.

24. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater* 2001; 17: 71-79.

25. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997; 76: 1508-1516.

26. Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins-methods comparison. *J Dent Res* 1984; 63: 1093-1095.

27. AL FeS, Pereira GD, Dias CT, Sartini Paulillo LA. Effect of the composite photoactivation mode on microtensile bond strength and Knoop microhardness. *Dent Mater* 2006; 22: 203-210.

28. Koupis NS, Vercruyse CW, Martens LC, Verbeeck RM. Knoop hardness depth profile of polyacid-modified composite resins. *Quintessence Int* 2008; 39: 733-743.

29. Price RB, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent* 2010; 35: 58-68.

30. Price RB, Felix CA, Andreou P. Third-generation vs a second-generation LED curing

light: effect on Knoop microhardness. *Compend Contin Educ Dent* 2006; 27: 490-496.

31. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomater* 2005; 26: 2631-2641.

32. Anusavice KJ, editors. *Phillips' science of dental materials*. 11th ed. St. Louis: Mosby; 2003. p.96-98.

33. *Dentistry - polymer-based restorative materials*. ISO 4049:2009. [ISO data].

34. Tantbiroj D, Versluis A, Cheng YS, Douglas WH. Fracture toughness and microhardness of a composite: do they correlate? *J Dent* 2003; 31: 89-95.

35. Brandt WC, de Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. Effect of different photo-activation methods on push out force, hardness and cross-link density of resin composite restorations. *Dent Mater* 2008; 24: 846-850.

36. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomater* 2003; 24: 1787-1795.

37. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. *Dent Mater* 2007; 23: 226-234.

38. Dixon DL, Fincher M, Breeding LC, Mueninghoff LA. Mechanical properties of a light-polymerizing provisional restorative material with and without reinforcement fibers. *J Prosthet Dent* 1995 ; 73: 510-514.

39. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Husler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is

the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? Dent Mater 2012; 28: 521-528.

40. Kournetas N, Tzoutzas I, Eliades G. Monomer conversion in dual-cured core buildup materials. Oper Dent 2011; 36: 92-97.

41. Arrais CA, Kasaz Ade C, Albino LG, Rodrigues JA, Reis AF. Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials. Braz Oral Res 2010; 24: 245-249.

42. Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA. Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements. J Prosthet Dent 2009; 101: 128-136.

43. Moraes RR, Brandt WC, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Piva E. Light- and time-dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. Acta Odontol Scand 2008; 66: 257-261.

44. Taubock TT, Buchalla W, Hildebrand U, Roos M, Krejci I, Attin T. Influence of the interaction of light- and self-polymerization on subsurface hardening of a dual-cured core build-up resin composite. Acta Odontol Scand 2011; 69: 41-47.

45. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. Dent Mater 2006; 22: 988-994.

46. Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. J Esthet Dent 2000; 12: 320-327.

47. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface

microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. Oper Dent 2004; 29: 698-704.

ติดต่อบทความ :

อ.ทพ. วีระชัย ลิ้มปัสลาวัฒน์

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษณ์และทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพฯ 10110

โทรศัพท์ 02-649-5212

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ ingot_030@hotmail.com

Correspondence author :

Dr. Teerachai Limlawan

Department of Conservative Dentistry and
Prosthodontics, Faculty of Dentistry,
Srinakharinwirot University, Sukhumvit 23,
Wattana, Bangkok, 10110 Thailand.

Tel: 02-649-5212

E-mail: ingot_030@hotmail.com