เปรียบเทียบความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุบูรณะชั่วคราวอะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยสารเคมีและวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลระหว่างกลุ่มที่เติมและไม่เติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้ว

ตุลารัตน์ สุขโท ชวพร คล่องพิทยาพงษ์** รินรดา พาณิชยพิเชฐ*** วรพร สิทธิไวทยาภรณ์**** วัชรินทร์ หอวิจิตร**

Received: *February 15, 2019*
Revised: *April 09, 2019*
Accepted: *May 03, 2019*

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุบูรณะโพลีเมทิล เมทาไครเลต (ยูนิฟาส) โพลีเอทิล เมทาไครเลต (เดนทาลอน) และคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริล (โพรเทมโฟว์) ระหว่างกลุ่มที่เติมและไม่เติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้ว (กลาสไฟเบอร์) ณ หลังวัสดุแข็งตัวโดยสมบูรณ์ทันที หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และ 14 วัน เตรียมชิ้นตัวอย่างรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า ขนาด 25x2x2 มิลลิเมตร จากเบ้าโลหะที่เตรียมไว้ จำนวน 162 ชิ้น จากวัสดุ 3 ชนิด แบ่งชิ้นตัวอย่างเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 27 ชิ้น โดยใช้วิธีการสุ่มตัวอย่างแบบง่าย แบ่งตามชนิดของวัสดุที่เติมสารเสริมแรงเป็นกลุ่มทดลองและกลุ่มที่ไม่เติมสารเสริมแรงเป็นกลุ่มควบคุม นำมาวัดค่าความแข็งแกร่งแรงดัดโดยวิธีดัด 3 จุด ด้วยเครื่องทดสอบแรงแบบสากลโดยใช้หัวกดที่มีความเร็ว 5 มิลลิเมตรต่อนาที และโหลดเซลล์ขนาด 250 นิวตัน ทำการวัดหลังวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ทันที หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และหลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วัน วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางและหาความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยสถิติการทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยสองค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างที่เป็นอิสระจากกัน จากการศึกษาโดยพิจารณาวัสดุทั้ง 3 ชนิดพบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดมากที่สุดคือ วัสดุบูรณะโพลีเมทิล เมทาไครเลต รองลงมาคือคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลและ โพลีเอทิล เมทาไครเลต แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ผลของปัจจัยสารเสริมแรงต่อค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดพบว่าการเติมสารเสริมแรงสามารถเพิ่มค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัด ระหว่างหลังวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ทันทีกับหลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และหลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วันแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และเมื่อพิจารณาปฏิสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยทั้ง 3 ปัจจัยพบว่ามีปฏิสัมพันธ์ระหว่างชนิดวัสดุ การเติมสารเสริมแรงและระยะเวลาทั้ง 3 ช่วง โดยการเติมสารเสริมแรงให้ค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุยูนิฟาสหลังก่อตัวสมบูรณ์เพิ่มขึ้นจาก 87.48±5.52 เมกะปาสคาล เป็น 97.12±5.54 เมกะปาสคาล หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน มีค่าเพิ่มขึ้นจาก 92.48±4.79 เมกะปาสคาล เป็น 118.32±5.60 เมกะปาสคาล และหลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วัน เพิ่มขึ้นจาก 85.65±3.14 เมกะปาสคาล เป็น 129.51±5.58 เมกะปาสคาล อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ในทั้ง 3 ช่วงเวลา ค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุเดนทาลอนที่เติมสารเสริมแรงก่อตัวสมบูรณ์เพิ่มขึ้นจาก 58.19±4.77 เมกะปาสคาล เป็น 89.52±5.81 เมกะปาสคาล หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน เพิ่มขึ้นจาก 71.39±3.78 เมกะปาสคาล เป็น 77.24±4.92 เมกะปาสคาล และหลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วัน เพิ่มขึ้นจาก 67.67±5.47 เมกะปาสคาล เป็น 77.21±5.51 เมกะปาสคาล โดยแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ณ วันที่ 0 และ 14 ค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุโพรเทมโฟว์ที่เติมสารเสริมแรงก่อตัวสมบูรณ์เพิ่มขึ้นจาก 63.84 ± 4.49 เมกะปาสคาล เป็น 64.42±4.56 เมกะปาสคาล หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน เพิ่มขึ้นจาก 89.61±4.69 เมกะปาสคาล เป็น 102.69±5.53 เมกะปาสคาล และหลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วัน ลดลงจาก 110.25±5.59 เมกะปาสคาล เป็น 95.03±5.59 เมกะปาสคาล อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ณ หลังแช่น้ำลายเทียม 7 วันเท่านั้น ดังนั้นจากการศึกษาสรุปว่าการเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้วสามารถเพิ่มค่าความแข็งแกร่งแรงดัดให้กับวัสดุยูนิฟาสและวัสดุเดนทาลอนได้ แต่ในวัสดุโพรเทมโฟว์พบว่าการเติมสารเสริมแรงไม่มีผลในการเพิ่มค่าความแข็งแกร่งแรงดัด

คำไขรหัส: *สิ่งบูรณะชั่วคราว/ สารเสริมแรง/ ความแข็งแกร่งแรงดัด*

** สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น*
*** ฝ่ายทันตกรรม โรงพยาบาลอากาศอำนวย อำเภออากาศอำนวย จังหวัดสกลนคร*
**** ฝ่ายทันตกรรม วิทยาลัยการสาธารณสุขสิรินธร อำเภอเมือง จังหวัดอุบลราชธานี*
***** ฝ่ายทันตกรรม โรงพยาบาลชุมพรเขตอุดมศักดิ์ อำเภอเมือง จังหวัดชุมพร*

บทนำ

ชิ้นงานบูรณะชั่วคราว (Provisional restoration) ในงานฟันเทียมติดแน่นทำหน้าที่ช่วยปกป้องอันตรายต่อโพรงเนื้อเยื่อในฟันของฟันหลักหลังกรอแต่ง ป้องกันการขยับเคลื่อนของฟันหลัก ผู้ป่วยสามารถเคี้ยวอาหารได้สะดวก และเพื่อความสวยงาม[1] ซึ่งระยะเวลาที่ผู้ป่วยใช้งานโดยทั่วไปประมาณ 7-14 วัน ในบางกรณีมีความจำเป็นต้องใส่ชิ้นงานบูรณะชั่วคราวเป็นเวลานานมากขึ้นเพื่อประเมินผลการรักษาก่อนใส่ครอบฟันถาวร เช่น ครอบฟันชั่วคราวบนรากเทียม หรือครอบฟันชั่วคราวในผู้ป่วยที่รักษาโดยการฟื้นฟูสภาพช่องปาก (Oral rehabilitation) โดยมีการใส่ครอบฟันหลายซี่[2] กรณีผู้ป่วยใส่สะพานฟันชั่วคราวที่ต้องรองรับแรงเค้นสูง โดยเฉพาะบริเวณฟันแขวน (Pontic) ควรทำมาจากวัสดุที่มีคุณสมบัติที่ดีสามารถต้านทานการแตกหักได้แม้ใช้งานเป็นระยะเวลาสั้นๆ ด้วยเหตุนี้จึงมีความจำเป็นต้องพิจารณาคุณสมบัติทางเคมี (Chemical) ทางกล (Mechanical) และด้านความสวยงามของวัสดุบูรณะชั่วคราวที่นำมาใช้[2,3]

คุณสมบัติทางคลินิกของวัสดุบูรณะชั่วคราวที่ควรพิจารณา ได้แก่ ความแข็งแรง (Strength) มีความแข็งและสามารถปรับแต่งได้ (Rigidity and reparability) ปฏิกิริยาคายความร้อนและหดตัวขณะเกิดกระบวนการโพลีเมอร์ไรซ์เซชั่น (Exothermic and polymerization shrinkage) ความแนบสนิทของขอบและการเปลี่ยนแปลงของสี วัสดุที่นำมาทำชิ้นงานบูรณะชั่วคราว คือ อะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยสารเคมี (Chemical-cured acrylic resin) ได้แก่ โพลีเมทิล เมทาไครเลต (Poly-methyl methacrylate) โพลีเอทิล เมทา-ไครเลต (Poly-ethyl methacrylate) โพลีไวนิล เอทิล เมทาไครเลต (Poly-vinylethyl methacrylate) และชนิดบ่มตัวด้วยสารเคมีและแสง (Dual-cured acrylic resin) ได้แก่ คอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริล (Bis-acryl resin composite)[4] และชนิดบ่มตัวด้วยแสง (Light cure acrylic resin) วัสดุโพลีเมททิล เมทาไครเลต และโพลีเอทิล เมทาไครเลตชนิดบ่มด้วยสารเคมี เป็นวัสดุที่ใช้ในเสริมฐานงานฟันเทียมชนิดถอดได้ และการทำครอบฟันชั่วคราวมายาวนานเนื่องจากสามารถปั้นแต่งได้ง่าย แต่งให้เรียบและมัน ขอบแนบสนิทและราคาไม่แพง มีข้อเสีย คือ มีการหดตัวและปล่อยความร้อนสูงขณะแข็งตัว สึกกร่อนง่าย ทำให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในและมีกลิ่นไม่พึงประสงค์[5]

คอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลถูกพัฒนา และนำมาใช้เพื่อแก้ไขข้อเสียของวัสดุกลุ่มอะคริลิกเรซิน โดยผลิตในรูปแบบกระบอกฉีดพร้อมใช้งาน หรือในรูปแบบหลอดคู่ผสมผ่านปลายผสมทำให้ได้ส่วนผสมเข้าเป็นเนื้อเดียวกัน วัสดุมีความทนแรงกระแทก (Impact strength) และการทนความเค้น (Toughness)[6] นอกจากนี้วัสดุกลุ่มนี้มีสารเติมอนินทรีย์เป็นส่วนประกอบทำให้มีการต้านการสึกที่ดี มีการหดตัวน้อยเมื่อเกิดพอลิเมอร์ เกิดปฏิกิริยาคายความร้อนต่ำ ลดความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อ ต้านทานการสึกและเพิ่มความแข็งแรงแต่วัสดุชนิดนี้มีราคาค่อนข้างสูง เปราะและซ่อมแซมได้ยาก[7]

ความแข็งแกร่งแรงดัด (Flexural strength) หมายถึงการที่วัสดุสามารถทนทานต่อแรงที่จะทำให้วัสดุเกิดการโค้งงอ หรือความแข็งดัดของวัสดุหนึ่งๆ ซึ่งความแข็งแรงดัดเป็นคุณสมบัติหนึ่งที่มีความสำคัญต่อสิ่งบูรณะชั่วคราวโดยเฉพาะสะพานฟันบูรณะชั่วคราว จากการศึกษาของ Hazelton และคณะปี ค.ศ. 1995 พบว่าสะพานฟันชั่วคราวมักมีการแตกหักบริเวณส่วนโยง (Connector) และฟันแขวน ปัญหานี้มีความสำคัญต่อความสำเร็จของชิ้นงานบูรณะชั่วคราว เนื่องจากการซ่อมแซมชิ้นงานบูรณะชั่วคราวจะเพิ่มค่าใช้จ่ายและระยะเวลาในการทำงาน[8] ดังนั้นการเติมสารเสริมแรง (Reinforcement) ด้วยเส้นใยเป็นวิธีการที่ได้รับความนิยมเป็นอย่างมากเพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้กับชิ้นงานบูรณะชั่วคราวได้ โดยเส้นใยที่ใช้เสริมความแข็งแรงนี้แบ่งออกได้หลายประเภท ได้แก่ เส้นใยคาร์บอน (Carbon) เส้นใยอะรามิด (Aramid fiber) เส้นใยโพลีเอททีลีน (Polyethylene fiber) และเส้นใยแก้ว (Glass fiber)[6-8]

ในอดีตมีการนำเส้นใยแก้วมาเสริมความแข็งแรงในฐานฟันปลอมชนิดโพลีเมทิล เมทาไครเลตเป็นครั้งแรกในช่วงปี ค.ศ. 1960 โดยเส้นใยแก้วสามารถแบ่งย่อยตามการเรียงตัวของเส้นใย ได้แก่ แบบเรียงตัวทิศทางเดียว (Unidirectional) และแบบสาน (Braided/woven) หรือแบ่งตามการทำให้เส้นใยอิ่มตัว (Impregnated fiber) หรือไม่ได้ทำให้เส้นใยอิ่มตัวไปด้วยเรซินเมทริกซ์[9] ในช่วงแรกที่เส้นใยแก้วที่ถูกนำมาใช้เสริมแรงจะต้องมีการทาหรือเติมเรซินและสารยึดติดก่อนนำไปใช้งาน ต่อมามีการพัฒนาในรูปแบบพร้อมใช้งานหรือพรีอิมเพร็ก (Pre-impregnated FRC systems) เพื่อให้ง่ายต่อการนำไปใช้งานทางห้องปฏิบัติ

การและทางคลินิกเช่น เส้นใยแก้วยี่ห้อเอเวอร์สติ๊ก (EverStick®) ยี่ห้อสติ๊กเนท (StickNET®) ยี่ห้อไฟเบอร์สติ๊ก (Fiberstick®) ยี่ห้อไฟเบอร์เนท (Fibrenet®) เป็นต้น โดยมีใช้ในรูปแบบทั้งแบบเรียงตัวทิศทางเดียวและแบบสาน

การทำให้อิ่มตัว (Impregnation) คือ สารประกอบพอลิเมอร์เสริมเส้นใยที่ประกอบด้วยเส้นใยฝังตัวอยู่ในพอลิเมอร์เมทริกซ์ ซึ่งเกิดการยึดติดกันระหว่างเส้นใยกับเมทริกซ์ที่ทำให้เกิดการถ่ายทอดแรงไปยังเส้นใย ซึ่งเป็นส่วนประกอบที่แข็งแรงที่สุด อีกทั้งสารประกอบและพอลิเมทริกซ์ยังทำหน้าที่ปกป้องเส้นใยจากสภาพแวดล้อมในช่องปากอีกด้วย[10] ข้อดีของการใช้เส้นใยแก้วเสริมแรงในวัสดุกลุ่มอะคริลิกเรซินที่ใช้ทำสะพานฟันชั่วคราว คือ เส้นใยแก้วสามารถยึดติดกับเรซินเมทริกซ์ได้แตกต่างจากการใช้วัสดุเสริมแรงชนิดอื่นๆ เช่น ลวด แท่ง ไนลอน และแสตนเลสสตีล ซึ่งไม่ยึดติดกับวัสดุบูรณะชั่วคราวด้วยพันธะเคมี ดังนั้นจึงมักพบปัญหาสะพานฟันบูรณะชั่วคราวแตกหรือแยกออกจากวัสดุเสริมแรง[11] จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลมีข้อดีมากกว่าอะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยสารเคมี โดยคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลมีค่าความแข็งแกร่งแรงดัดมากกว่าอะคริลิก เรซินชนิดบ่มตัวด้วยสารเคมี[7-8] ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาของ Osman และ Owen ในปี ค.ศ.1993 พบว่าความความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลมีค่าน้อยกว่าอะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยสารเคมี[12] ดังนั้นจึงยังไม่มีข้อสรุปที่แน่ชัดถึงความแข็งแรงของวัสดุที่นำมาใช้เป็นสะพานฟันบูรณะชั่วคราวในคลินิก อีกทั้งยังไม่มีการศึกษาเปรียบเทียบถึงความความแข็งแกร่งแรงดัด ระหว่างชิ้นงานบูรณะชั่วคราว อะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยสารเคมีและวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลิกที่เติมสารเสริมแรงต่อความความแข็งแกร่งแรงดัด

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุบูรณะชั่วคราวอะคริลิกเรซินชนิดบ่มตัวด้วยสารเคมีชนิดโพลีเมทิล เมทาไครเลต ชนิดโพลีเอทิล – เมทาไครเลตและวัสดุคอมโพสิต เรซินชนิดบิสเอคริลระหว่างกลุ่มที่เติมและไม่เติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้วในช่วงระยะเวลาต่างๆ คือ หลังวัสดุแข็งตัวโดยสมบูรณ์ทันที หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และ 14 วัน และสามารถนำผลการศึกษามาเป็นแนวทางในการใช้ประโยชน์ในทางคลินิกได้อย่างเหมาะสม

ตารางที่ 1 แสดงวัสดุบูรณะชั่วคราวและสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้วที่ใช้ในการทดลอง
Table 1 Materials and their compositions used in this study

Product name	Manufacture	Composition
UNIFAST®	GC, Dental products Corporation, Japan	Methylmetacrylate Resin Benzoyl peroxide
Dentalon®	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau,Germany	poly-ethyl methacrylate/ poly-methyl acrylate n-Butylmethacrylate urethanacrylate/ethylmethacrylate
Protemp 4™	3M ESPE Dental products, Seefeld, Germany	Composite material based on multifunctional Bis-methacrylate esters
everStick C&B	Stick Tech Ltd, Turku, Finland	Pre-impregnated unidirectional glass fibers in Bis GMA/PMMA interpenetrating polymer matrix

วัสดุอุปกรณ์ และวิธีการ

ชนิดและส่วนประกอบของวัสดุบูรณะชั่วคราวและสารเสริมแรงด้วยแถบเส้นใยแก้ว แสดงไว้ในตารางที่1 เตรียมชิ้นตัวอย่างจากเบ้าหล่อโลหะอลูมิเนียมแบบแยกชิ้น 2 ชิ้น โดยชิ้นหล่อบนมีขนาดกว้าง 70 มิลลิเมตร ยาว 110 มิลลิเมตร และหนา 1 มิลลิเมตร ส่วนชิ้นหล่อล่างกว้าง 70 มิลลิเมตร ยาว 110 มิลลิเมตร หนา 10 มิลลิเมตร โดยแบ่งเป็นช่องสำหรับการเตรียมชิ้นตัวอย่างทั้งหมด 10 ช่อง เมื่อนำมาประกบเข้าด้วยกันจะได้ช่องขนาด กว้าง 2 ยาว 25 และหนา 2 มิลลิเมตร (รูปที่ 1) ตาม American Dental Association specifications No.27[13]

รูปที่ 1 รูปประกอบแสดงลักษณะเบ้าหล่อโลหะแบบแยก 2 ชิ้น (บน-ล่าง)

Figure 1 An illustration show the 2 pieces metal mold

เตรียมชิ้นตัวอย่างทั้งหมด 162 ชิ้น แบ่งเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 27 ชิ้น ตามชนิดของวัสดุที่เติมสารเสริมแรง และไม่เติมสารเสริมแรง จากวัสดุ 3 ชนิด ได้แก่ ยูนิฟาส เดนทาลอน และโพรเทมโฟว์

1. การเตรียมชิ้นตัวอย่างที่ไม่เติมสารเสริมแรง

1.1 ผสมอะคริลิกเรซินยูนิฟาสและเดนทาลอน โดยอัตราส่วนผงต่อส่วนเหลวเท่ากับ 2 กรัมต่อ 1 มิลลิลิตร ตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด เทวัสดุลงช่องในชิ้นหล่อโลหะที่ประกบชิ้นบน และชิ้นล่างเข้าด้วยกันเรียบร้อย จะได้ขนาดของแต่ละช่องเท่ากับ 2x25x2 มิลลิเมตร จากนั้นปิดทับด้วยแผ่นกระจก รอจนเกิดการก่อตัวโดยสมบูรณ์จากนั้นตรวจสอบความสมบูรณ์ของชิ้นตัวอย่างโดยต้องไม่มีฟองอากาศหรือรูพรุน

1.2 นำหลอดวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลซึ่งประกอบด้วยส่วนเบส (Base) และตัวเร่งปฏิกริยา (Catalyst) ใส่เข้าไปในปืนสำหรับผสมแล้วล็อคให้เรียบร้อย ฉีดปืนผสมลงบนช่องในชิ้นหล่อโลหะที่ประกบชิ้นบนและชิ้นล่างเข้าด้วยกันเรียบร้อยแล้วจะได้ขนาดของแต่ละช่องเท่ากับ 2x25x2 มิลลิเมตร ปิดทับด้วยแผ่นกระจกรอจนเกิดการก่อตัวโดยสมบูรณ์จากนั้นตรวจสอบความสมบูรณ์ของชิ้นตัวอย่างโดยต้องไม่มีฟองอากาศหรือรูพรุน

2. การเตรียมชิ้นตัวอย่างที่เติมสารเสริมแรง

2.1 เตรียมสารเสริมแรงสำหรับวัสดุอะคริลิกเรซิน โดยตัดแถบเส้นใยแก้วให้มีขนาด 2x10 มิลลิเมตร ผสมอะคริลิกเรซินโดยอัตราส่วนผงต่อส่วนเหลวเท่ากับ 2 กรัมต่อ 1 มิลลิลิตร ตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด นำเส้นใยแก้วลงไปชุบในอะคริลิกเรซินที่เพิ่งผสมทันที จากนั้นเทอะคริลิก เรซินลงในช่องของชิ้นหล่อที่แยกออกเป็น 2 ชิ้น โดยเทลงบนชิ้นหล่อล่างก่อนจากนั้นค่อยๆ วางเส้นใยแก้วลงบนวัสดุ จึงนำชิ้นหล่อบนมาประกบกับชิ้นหล่อล่างให้สนิทเทวัสดุอะคริลิกเรซินลงไปในชิ้นหล่อบนจะได้ชิ้นงานที่มีขนาดหนา 2 มิลลิเมตรปิดทับด้วยแผ่นกระจกรอจนเกิดการก่อตัวโดยสมบูรณ์จากนั้นตรวจสอบความสมบูรณ์ของชิ้นตัวอย่างโดยต้องไม่มีฟองอากาศหรือรูพรุน

2.2 เตรียมสารเสริมแรงสำหรับวัสดุโพรเทมโฟว์ ตัดแถบเส้นใยแก้วให้มีขนาด 2x10 มิลลิเมตร คอมโพสิตเรซินชนิดบิส เอคริลซึ่งประกอบด้วยส่วนเบส และตัวเร่งปฏิกริยาโดยใช้ปืนฉีดผสมบนช่องในชิ้นหล่อล่าง แล้วค่อยๆ วางเส้นใยแก้วบนวัสดุ นำชิ้นหล่อบนมาประกบกับชิ้นหล่อล่างให้สนิท แล้วฉีดวัสดุลงไปจนเต็มจะได้ชิ้นงานหนา 2 มิลลิเมตร ปิดทับด้วยแผ่นกระจกรอจนเกิดการก่อตัวโดยสมบูรณ์จากนั้นนำไปบ่มด้วยแสงเป็นเวลา 3 นาที[14] จนเกิดการก่อตัวโดยสมบูรณ์จากนั้นตรวจสอบความสมบูรณ์ของชิ้นตัวอย่างโดยต้องไม่มีฟองอากาศหรือรูพรุน

2.3 นำชิ้นตัวอย่างออกจากเบ้าหล่อและขัดด้วยกระดาษทรายน้ำเบอร์ 800 และเบอร์ 1,000 วัดขนาดชิ้นตัวอย่างหลังขัดแต่งด้วยเวอร์เนียร์คาร์ลิปเปอร์ เพื่อให้ชิ้นตัวอย่างขนาด 2x10x25 มิลลิเมตร

นำชิ้นตัวอย่างของกลุ่มที่ทดสอบ ณ วันที่ 7 และ 14 แช่ในสารละลายน้ำลายเทียม (1 L double distilled H_2O, 1.6802 g NaHCO3, 0.41397 g $NaH_2PO_4 \times H_2O$, and 0.11099 g $CaCl_2$) ปริมาตร 20 มิลลิลิตร ณ อุณหภูมิห้อง[1] เพื่อเป็นการจำลองระยะเวลาที่ชิ้นงานบูรณะชั่วคราวอยู่ในช่องปาก

การทดสอบความแข็งแกร่งแรงดัด นำชิ้นตัวอย่างมาทดสอบค่าความแข็งแกร่งแรงดัด โดยวิธีดัด 3 จุด ด้วยเครื่องทดสอบแรงแบบสากล (Universal testing machine) โดยให้แรงขนาด 5 กิโลนิวตัน เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 0.5 มิลลิเมตร/นาที บริเวณกึ่งกลางชิ้นตัวอย่างจนแตกหัก แล้วจึงวัดค่าแรงกระทำที่ทำให้เกิดการแตกหักจากเครื่องทดสอบแรงแบบสากล (รูปที่ 2) โดยทำการวัดกลุ่มละ 3 ช่วงเวลา คือ ทดสอบหลังวัสดุแข็งตัวโดยสมบูรณ์ทันที หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 และ 14 วันโดยวัดค่าความแข็งแกร่งแรงดัดในหน่วยเมกะปาสคาล จากสูตร

$$S = 3PL/2bd^2$$

S คือ ค่าแข็งแกร่งแรงดัด (Flexural strength; MPa) P คือ แรง (loading force; N) L คือ ระยะระหว่างจุดรองรับ (Span; m) b คือ ความกว้างของชิ้นตัวอย่าง (Width; m) และ d คือ ความหนาของชิ้นตัวอย่าง (Thickness; m)

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานแยกตามชนิดของวัสดุที่เติมและไม่เติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้ว ณ วันที่ 0, 7 และ 14

Table 2 The mean flexural strengths and standard deviations for all 3 materials with and without glass fiber reinforcement at 0, 7 and 14 days.

ชนิดของวัสดุ	การเติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้ว	ค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัด ± ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน		
		0 วัน	7 วัน	14 วัน
Unifast®	ไม่เติมสารเสริมแรง	87.48 ± 5.52 (a,A)	92.48 ± 4.79 (a,B)	85.65 ± 3.14 (a,C)
	เติมสารเสริมแรง	97.12 ± 5.54 (b,A)	118.32 ± 5.60 (b,B)	129.51 ± 5.58 (b,C)
Dentalon®	ไม่เติมสารเสริมแรง	58.20 ± 4.77 (c,A)	71.39 ± 3.78 (c,B)	67.68 ± 5.47 (c,C)
	เติมสารเสริมแรง	89.52 ± 5.81 (d,A)	77.24 ± 4.92 (c,B)	77.21 ± 5.51 (d,B)
Protemp 4™	ไม่เติมสารเสริมแรง	63.84 ± 4.49 (e,A)	89.61 ± 4.69 (e,B)	102.25 ± 5.59 (e,C)
	เติมสารเสริมแรง	64.42 ± 4.56 (e,A)	100.69 ± 5.53 (f,B)	95.03 ± 5.59 (e,B)

* Groups connected by different uppercase letters in columns and different lowercase letters in lines represent statistical differences ($p<0.05$).

รูปที่ 2 การทดสอบคุณสมบัติดัดขวางแบบ 3 จุด ด้วยเครื่องทดสอบแรงแบบสากล

Figure 2 Three-point bending testing for flexural properties with Universal testing machine

บันทึกและนำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์ทางสถิติ เพื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดของชิ้นตัวอย่าง นำค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดไปทดสอบด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางและหาความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยสถิติการทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยสองค่าที่ได้จากกลุ่มตัวอย่างที่เป็นอิสระจากกัน ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ($p<0.05$)

ผล

ค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของกลุ่มตัวอย่างทั้ง 6 กลุ่มแสดงในตารางที่ 2 โดยความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติจะแทนด้วยอักษรตัวพิมพ์ใหญ่ที่ต่างกันในคอลัมน์เดียวกันและแทนด้วยตัวอักษรพิมพ์ตัวเล็กที่ต่างกันในแถวเดียวกันและจากตารางที่ 3 พบว่าทั้ง 3 ปัยจัยที่ทำการศึกษาในครั้งนี้ ได้แก่ ชนิดของวัสดุ การเติมสารเสริมแรง และช่วงเวลาต่างก็มีผลทำให้ค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดที่ได้แตกต่างกัน ($p<0.05$) กล่าวคือ การใช้วัสดุต่างชนิดกัน หรือการเติมและไม่เติมสารเสริมแรง ก็ทำให้ได้ค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดมากหรือน้อยตามไปด้วย เช่นเดียวกันช่วงเวลาที่นานขึ้นก็จะมีส่วนทำให้ได้ค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดมากขึ้นไปอีกได้เหมือนกัน

เมื่อพิจารณา Interaction ระหว่างชนิดของวัสดุกับการเติมสารเสริมแรง และระหว่างชนิดของวัสดุ กับช่วงเวลาทั้ง 3 ช่วง พบว่ามีผลต่อค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดที่ได้เปลี่ยนแปลงไป เนื่องจากมีผลต่อค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดไม่ไปในทิศทางเดียวกันจึงเกิดจุดตัดกัน ในขณะที่การเติมสารเสริมแรง และ ช่วงเวลาทั้ง 3 ช่วง กลับไม่มีผลต่อค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดให้เปลี่ยนแปลงไปที่เป็นเช่นนี้ก็เพราะทั้ง 2 ปัจจัยต่างก็มีผลต่อค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดในทิศทางเดียวกัน จึงไม่เกิดจุดตัดกันหรือ Interaction นั่นเองโดยทำให้ค่าเฉลี่ยของความแข็งแกร่งแรงดัดเพิ่มมากขึ้น

เมื่อเปรียบเทียบผลของการเติมสารเสริมแรงต่อค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดได้แก่ กลุ่มที่เติมและไม่เติมสารเสริมแรงโดยไม่ขึ้นกับชนิดของวัสดุและระยะเวลาที่ศึกษา พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) โดยกลุ่มที่มีการเติมสารเสริมแรงมีค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดมากกว่ากลุ่มที่ไม่เติมสารเสริมแรง

เมื่อเปรียบเทียบผลของชนิดวัสดุต่อค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดได้แก่ วัสดุโพลีเมทิล เมทาไครเลต วัสดุโพลีเอทิล เมทาไครเลต และ วัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริล โดยไม่ขึ้นกับการเติมสารเสริมแรงและระยะเวลาที่ศึกษา พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) โดยวัสดุที่ให้ค่าความแข็งแกร่งแรงดัดค่ามากที่สุดคือโพลีเมทิล เมทาไครเลต รองลงมาคือคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริล และ วัสดุโพลีเอทิล เมทาไครเลต

เมื่อเปรียบเทียบผลของปัจจัยช่วงเวลาต่อค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดได้แก่ หลังวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ทันที หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และ หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วัน โดยไม่ขึ้นกับการเติมสารเสริมแรงและชนิดของวัสดุ พบว่าระหว่างหลังวัสดุก่อตัวสมบูรณ์ทันทีกับหลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และ หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วันมีค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ระหว่างหลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และ หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วัน แตกต่างอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) โดยช่วงเวลาที่ให้ค่าเฉลี่ยความแข็งแกร่งแรงดัดมากที่สุดคือ หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 14 วัน รองลงมาคือ หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และก่อตัวสมบูรณ์ทันที ตามลำดับ

ตารางที่ 3 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางแสดงปฏิสัมพันธ์ของปัจจัยหลัก

Table 3 Two-way ANOVA table of main effects and interaction

แหล่งความแปรปรวน	SS	df	MS	F	P
ชนิดของวัสดุ	21508.722	2	10754.361	413.083	.000*
การเติมเส้นใยแก้ว/ไม่เติมเส้นใยแก้ว	7750.402	1	7750.402	297.699	.000*
ช่วงเวลา 0,7,14 วัน	9731.608	2	4865.804	186.899	.000*
ชนิดของวัสดุ * การเติมเส้นใยแก้ว	4969.199	2	2484.599	95.435	.000*
ชนิดของวัสดุ * ช่วงเวลา	8059.181	4	2014.795	77.390	.000*
การเติมเส้นใยแก้ว * ช่วงเวลา	32.674	2	16.337	.628	.535
ชนิดของวัสดุ * การเติมเส้นใยแก้ว * ช่วงเวลา	6119.469	4	1529.867	58.763	.000*

*p<0.05

บทวิจารณ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาอิทธิพลของการเติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้วต่อความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุโพลีเมทิล เมทาไครเลต (ยูนิฟาส) โพลีเอทิล เมทาไครเลต (เดททาลอน) และวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิส เอคริล (โพรเทมโฟว์) ณ 3 ช่วงระยะเวลา ได้แก่ หลังวัสดุแข็งตัวโดยสมบูรณ์ทันที หลังแช่น้ำลายเทียมเป็นเวลา 7 วัน และ 14 วัน จากผลการศึกษาพบว่าการเติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยมีผลช่วยเพิ่มความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุยูนิฟาสและเดนทาลอน โดยมีผลตั้งแต่หลังวัสดุแข็งตัวโดยสมบูรณ์ทันทีจนถึงวันที่ 14 แต่ไม่พบการเปลี่ยนแปลงความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุโพรเทมโฟว์ในกลุ่มที่เติมสารเสริมแรง

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าตำแหน่ง ปริมาณ ทิศทางและปริมาณการยึดติดของเส้นใยแก้วกับโพลิเมอร์แมทริกซ์นั้นมีผลต่อผลเส้นใยแก้วในการช่วยเสริมแรง[10] ดังนั้นการเตรียมชิ้นตัวอย่างให้ได้มาตรฐานจึงเป็นสิ่งสำคัญ โดยเฉพาะขั้นตอนการเติมสารเสริมแรงและเพื่อเป็นการควบคุมตำแหน่งของเส้นใยแก้วให้อยู่ตรงกลางของวัสดุ ในการศึกษานี้จึงใช้แบบหล่อโลหะที่แยกได้ชิ้นบน-ล่างที่สามารถวางเส้นใยแก้วในตำแหน่งที่ได้ถูกต้องระหว่างด้านบดเคี้ยวและด้านเหงือก และทำหน้าที่ในการเสริมแรงให้แก่วัสดุได้อย่างเหมาะสม

แถบเส้นใยแก้วที่นำมาศึกษามาในรูปแบบบรรจุภัณฑ์ตามบริษัทผู้ผลิตขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร x 100 มิลลิเมตร มีปริมาณเส้นใยประมาณ 4,000 เส้นต่อ 1 แถบ และเพื่อควบคุมปริมาณเส้นใยแก้วให้เท่ากันทุกชิ้น จึงเลือกใช้เส้นใยทั้งแถบในการศึกษา การเส้นใยแก้วให้วางทิศทางขนานกับวัสดุและทิศตั้งฉากกับแรงที่มากระทำเพื่อช่วยเพิ่มความแข็งแรงให้กับเรซินโพลิเมอร์ ป้องกันไม่ให้วัสดุแยกออกจากกันในขณะที่มีแรงมากระทำ

เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดในกลุ่มควบคุมที่ไม่เติมสารเสริมแรง พบว่าวัสดุที่มีความแข็งแกร่งแรงดัดมากที่สุดหลังแข็งตัวสมบูรณ์ทันที คือ วัสดุยูนิฟาส แต่ผลหลังแช่น้ำลายเทียม 14 วัน คือวัสดุโพรเทมโฟว์ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Fahmy และ Sharawi ในปี ค.ศ. 2009[15] ทำการทดสอบความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุทั้ง 3 ชนิด หลังก่อตัวสมบูรณ์ทันทีพบว่าวัสดุที่มีค่ามากที่สุดคือ วัสดุยูนิฟาส รองลงมาคือ วัสดุโพรเทมโฟว์ และวัสดุเดนทาลอน และการศึกษาของ Lang และคณะ ในปี ค.ศ. 2003[16] ทดสอบความแข็งแกร่งแรงดัดหลังแช่น้ำลายเทียม 14 วัน พบว่าวัสดุที่มีค่าความแข็งแรงดัดมากที่สุดคือวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริล รองลงมาคือ วัสดุโพลีเมทิล เมทาคริเลต และวัสดุโพลีเอทิล เมทาคริเลต เนื่องมาจากโครงสร้างของวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริล ประกอบด้วย

โครงสร้างวงแหวนอะโรมาติกเอสเธอร์ที่มีแขนทั้งสองข้างพร้อมสร้างสายโซ่โมเลกุลที่เป็นร่างแห[17] ทำให้วัสดุมีความแข็งแรง และมีความความแข็งแกร่งแรงดัดที่สูงกว่ากลุ่มเมทิลเมทาไครเลตซึ่งมีหมู่ฟังก์ชันเพียงข้างเดียว[18] เมื่อทดสอบตามช่วงเวลา พบว่าวัสดุโพรเทมโฟว์จะมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดต่ำที่สุดในวันแรก และเพิ่มขึ้นตามระยะเวลาที่ที่สัมผัสน้ำลายเทียม โดยมีค่าสูงสุดในวันที่ 14 ดังนั้นจึงควรแนะนำผู้ป่วยถึงการใช้งานสิ่งบูรณะเฉพาะกาลในวันแรก เช่น หลีกเลี่ยงการเคี้ยวอาหารแข็ง แต่หากไม่มีความจำเป็นต้องใช้สิ่งบูรณะเฉพาะกาลเป็นระยะเวลานานควรเลือกใช้วัสดุยูนิฟาส เนื่องจากมีความแข็งแกร่งแรงดัดมากที่สุดในวันแรก และจากการศึกษาของ Poonacha และคณะในปี ค.ศ. 2013[19] พบว่าเมื่อแช่วัสดุยูนิฟาสในน้ำลายเทียมโมเลกุลของน้ำที่ถูกดูดซึมเข้าไปจะไปแทรกอยู่ระหว่างสายโพลิเมอร์ ทำให้สายโพลิเมอร์ถูกทำให้แยกออกจากกันซึ่งอาจส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดัดลดลงได้ ในขณะที่วัสดุชนิดโพรเทมโฟว์มีโครงสร้างที่แข็งแรงเนื่องจากมีการเชื่อมโยงข้ามระหว่างสายโมโนเมอร์ ทำให้โมเลกุลของน้ำไม่สามารถไปสลายสารตัวเติม (Filler) ที่อยู่ระหว่างสายโพลิเมอร์ได้แต่ทำให้สารตัวเติมมีความเป็นพลาสติกไซเซอร์ (Plasticizers) เพิ่มมากขึ้น ดังนั้นวัสดุชนิดนี้จึงเหมาะสมกับการใส่เป็นครอบฟันชั่วคราวในช่องปากในระยะยาว

ศึกษาเปรียบเทียบความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุบูรณะชั่วคราวที่เติมและไม่เติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้ว พบว่าการเติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้วสามารถเพิ่มความแข็งแกร่งแรงดัดให้แก่วัสดุวัสดุยูนิฟาส และวัสดุเดนทาลอน หลังวัสดุแข็งตัวสมบูรณ์ และหลังแช่น้ำลายเทียม 7 วัน ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Lang และคณะในปี ค.ศ. 2003[16] อย่างไรก็ตามผลการศึกษานี้แตกต่างกับการศึกษาของ Samadzadeh และคณะ ในปี ค.ศ. 1997[20] ซึ่งทดสอบความแข็งแกร่งแรงดัดของวัสดุโพลีเมทิล เมทาคริเลต และวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริล พบว่าสารเสริมแรงสามารถเพิ่มความแข็งแกร่งแรงดัดให้วัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริล แต่ไม่สามารถเพิ่มความแข็งแกร่งแรงดัดของโพลีเมทิล เมทาคริเลตได้ อย่างไรก็ตามว่าถึงแม้ว่าการเติมสารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้วสามารถเพิ่มความแข็งแกร่งแรงดัดให้กับวัสดุยูโพลีเมทิล เมทาไครเลต และวัสดุวัสดุโพลีเอทิล เมทาไครเลต อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติหลังการแข็งตัวสมบูรณ์ ในขณะที่คอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลมีค่าความแข็งแกร่งแรงดัดลดลงหลังแช่น้ำลายเทียม 14 วัน แต่อยู่ในค่ามาตรฐาน

ดังนั้นในทางคลินิกสามารถใช้สารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้วในการเพิ่มความแข็งแกร่งแรงดัดให้กับวัสดุทั้ง 3 ชนิดได้ โดยเฉพาะในวัสดุโพลีเมทิล เมทาไครเลต ซึ่งมีค่าความแข็งแกร่งแรงดัดเพิ่มขึ้นอย่างเห็นได้ชัดเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ไม่มีการเติมสารเสริมแรง และเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องจนมีค่ามากที่สุดในระยะเวลา 14 วัน อย่างไรก็ตามควรพิจารณาคุณสมบัติทางกายภาพอื่นๆ ร่วมด้วย เช่น ความแนบสนิทของขอบ ความเสถียรของสี ความแข็งผิว และปัจจัยอื่นๆ ร่วมด้วย เช่น ค่าใช้จ่าย ความพอใจของผู้ป่วย ความชำนาญของทันตแพทย์ เป็นต้น เพื่อนำมาพิจารณาในการเลือกวัสดุให้เหมาะสมกับผู้ป่วยในแต่ละราย

บทสรุป

จากการศึกษาในครั้งนี้สามารถสรุปได้ว่าการใช้สารเสริมแรงชนิดเส้นใยแก้วสามารถเพิ่มความแข็งแกร่งแรงดัดให้กับในวัสดุโพลีเมทิล เมทาไครเลต และวัสดุโพลีเอทิล เมทาไครเลตในทุกช่วงเวลาของการแช่น้ำลาย แต่อย่างไรก็ตามวัสดุคอมโพสิตเรซินชนิดบิสเอคริลพบว่าการเติมสารเสริมแรงสามารถเพิ่มความแข็งแกร่งแรงดัดได้แต่ไม่แตกต่างจากกลุ่มที่ไม่เติมสารเสริมแรง

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่เอื้อเฟื้อสนับสนุนทุนวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Luthardt RG, Stossel M, Hinz M, Vollandt R. Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial. J Prosthet Dent 2000;83(1):32-9.
2. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wostmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. J Dent 2008;36(1):15-20.
3. Christensen GJ. Provisional restorations for fixed prosthodontics. J Am Dent Assoc 1996;127(2):249-52.

4. Hernandez EP, Oshida Y, Platt JA, et al. Mechanical properties of four methylmethacrylate-based resins for provisional fixed restorations. Biomed Mater Eng 2004;14(1):107-22.
5. Gratton DG, Aquilino SA. Interim restorations. Dent Clin North Am 2004;48(2):vii,487-97.
6. Strassler HE. Fixed prosthodontics provisional materials: making the right selection. Compend Contin Educ Dent 2013;34(1):22-4,26;quiz 28,30.
7. Jo LJ, Shenoy KK, Shetty S. Flexural strength and hardness of resins for interim fixed partial dentures. Indian J Dent Res 2011;22(1):71-6.
8. Hazelton LR, Nicholls JI, Brudvik JS, Daly CH. Influence of reinforcement design on the loss of marginal seal of provisional fixed partial dentures. Int J Prosthodont 1995;8(6):572-9.
9. Vallittu PK. Comparison of the in vitro fatigue resistance of an acrylic resin removable partial denture reinforced with continuous glass fibers or metal wires. J Prosthodont 1996;5(2):115-21.
10. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. J Oral Rehabil 1993;20(5):533-9.
11. Pollack RP. Non-crown and bridge stabilization of severely mobile, periodontally involved teeth. A 25-year perspective. Dent Clin North Am 1999;43(1):77-103.
12. Osman YI, Owen CP. Flexural strength of provisional restorative materials. J Prosthet Dent 1993;70(1):94-6.
13. New American Dental Association specification no. 27 for direct filling resins. Council on Dental Materials and Devices. J Am Dent Assoc 1977;94(6):1191-4.
14. Al Twal EQ, Chadwick RG. Fibre reinforcement of two temporary composite bridge materials--effect upon flexural properties. J Dent 2012;40(12):1044-51.
15. Fahmy NZ, Sharawi A. Effect of two methods of reinforcement on the fracture strength of interim fixed partial dentures. J Prosthodont 2009;18(6):512-20.
16. Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fracture resistance of PMMA and resin matrix composite-based interim FPD materials. Int J Prosthodont 2003;16(4):381-4.
17. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. Dent Mater 2006;22 (12):1143-9.
18. Ewoldsen N, Sundar V, Bennett W, Kanya K, Magyar K. Clinical evaluation of a visible light-cured indirect composite for long-term provisionalization. J Clin Dent 2008;19(1):37-41.
19. Poonacha V, Poonacha S, Salagundi B, Rupesh PL, Raghavan R. In vitro comparison of flexural strength and elastic modulus of three provisional crown materials used in fixed prosthodontics. J Clin Exp Dent 2013;5(5):e212-7.
20. Samadzadeh A, Kugel G, Hurley E, Aboushala A. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. J Prosthet Dent 1997;78(5):447-50.

ผู้รับผิดชอบบทความ

ตุลารัตน์ สุขโท
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น
อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002
โทรศัพท์: 0 4320 2405 #45145
โทรสาร: 0 4320 2862
จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: tularatsookto@gmail.com

The Comparison of Flexural Strength of Provisional Restoration with and without Reinforcement between Self-cure Acrylic Resin and Bis-acrylic Based Composite Resins

Sookto T Klongpitayapong C** Panichpichate R*** Sittiwaitayaporn W**** Hovichitr W**

Abstract

The aim of this study was to evaluate the flexural strength of polymethyl methacrylate (Unifast®) polyethyl methacrylate (Dentalon®) and composite resin (Protemp4™) with and without glass fiber reinforcement (everStick®) at 0 day 7, and 14 days. A total of 162 rectangular specimens (25x2x2 mm.) were prepared. The specimens were divided into 6 groups according to type of materials with glass fiber reinforcement and without reinforcement as a control group. A standard three-point bending test was conducted on the specimens using a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min after immediate completed polymerization and storage in artificial saliva for 7 and 14 days. The mean values of flexural strength of each provisional material were calculated in N/mm^2 and analyzed using the factorial ANOVA and independent t-test ($p<0.05$). The analysis of Factorial ANOVA test shows that there was statistically significant difference in the flexural strength values of the six groups ($p < 0.05$). Materials, fiber reinforcement and time have significant effects on the mean flexural strength ($p<0.05$) and there was a significant interaction among these three factors. For reinforced groups, the mean flexural strength of Unifast® increased from 87.48±5.52 MPa to 97.12±5.54 MPa at 0 day, 92.48±4.79 MPa to 118.32±5.60 MPa at 7 day and 85.65±3.14 to 129.51±5.58 MPa at 14 days. The mean flexural strength of Dentalon® increased from 58.19±4.77 MPa to 89.52±5.81 MPa at 0 day, 71.39±3.78 MPa to 77.24±4.92 MPa at 7 days and 67.67±5.47 to 77.21±5.51 MPa at 14 days. According to the pairwise comparison of Independent t-test, flexural strength values of Unifast® and Dentalon® with reinforcement were higher and statistically significant than those of the Unifast® and Dentalon® without reinforcement ($p<0.05$). For Protemp4TM, the mean flexural strength increased from 63.84 ± 4.49 MPa to 64.42±4.56 MPa at day 0, 89.61±4.69 MPa to 102.69±5.53 MPa at 7 days and decreased from 110.25±5.59 to 95.03±5.59 MPa. However, there was no significant difference between flexural strength values of Protemp4™ with reinforcement and without reinforcement group ($p<0.05$) at 0 day and 14 days. Although impregnated glass fiber increased the flexural strength of both PMMA, PEMA and BAC groups, it was significantly higher for PMMA and PEMA resin.

Keywords: *Provisional restoration/ Reinforcement/ Flexural strength*

Corresponding author

Tularat Sookto

Department of Prosthodontics,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,

Amphur Mueng, Khon Kaen, 40002.

Tel.: +66 4320 2405 #45145

Fax.: +66 4320 2862

E-Mail: tularatsookto@gmail.com

** Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Mueng, Khon Kaen.*

*** Dental Department, Akatumnaui hospital, Amphur Akatumnaui, Sakonnakhon.*

**** Dental Department, School of Public Health, Amphur Muang Ubon Ratchathani.*

***** Dental Department, Chumphon Khet Udomsakdi Hospital, Amphur Muang, Chumphon.*