

อิทธิพลของชนิด และความหนาของแคดแคมเรซินเซรามิกต่อความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคที่มีต่อเนื้อฟัน

Influence of Type and Thickness of CAD-CAM Resin Ceramic on Micro-tensile Bond Strength to Dentin

ศีลัสยา ลีลาพงศ์ฤทธิ์¹, ญาณิ์ ตันติเลิศอนันต์¹, ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์¹

Seelassaya Leelaponglit¹, Yaneer Tantilertanant¹, Sirivimol Srisawasdi¹

¹ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

¹Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของชนิด และความหนาที่ต่างกันของแคดแคมเรซินเซรามิก ต่อค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค เมื่อใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ โดยใช้ฟันกรามน้อยของมนุษย์ที่ถูกถอนออกมาแล้ว ใช้ด้านใกล้แก้ม หรือด้านใกล้ลิ้นที่ตัด และขัดเรียบ จำนวน 108 ซี่ แบ่งกลุ่มแบบสุ่ม จำนวน 9 กลุ่ม ยึดติดกับแคดแคมเรซินเซรามิก 3 ผลิตภัณฑ์ คือ โซฟุบล็อกเอชซี [Shofu block HC[®] (SHOFU, Japan)] วิต้าอีนาไมก [Vita Enamic[®] (VITA, Germany)] และเซราสมาร์ท [Cerasmart[®] (GC, USA)] โดยแต่ละผลิตภัณฑ์จะใช้วัสดุขนาดประมาณ 4 x 4 มิลลิเมตร และมีความหนา 2 3 และ 4 มิลลิเมตร ยึดติดกับเนื้อฟันด้วยสารยึดติด สก็อตช์บอนด์ยูนิเวอร์ซอล [Scotchbond Universal[®] (3M ESPE, USA)] แบบโททอลเอทซ์ และเรซินซีเมนต์รีไลเอกซ์อัลติเมท แอดฮีซีฟ เรซินซีเมนต์ [RelyX[™] Ultimate Adhesive Resin Cement[®] (3M ESPE, USA)] และฉายแสง 40 วินาที หลังจากผ่านกระบวนการจำลองการใช้งานในช่องปาก ด้วยเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ 10,000 รอบ แบ่งขึ้นทดสอบให้มีขนาดประมาณ 1 x 1 มิลลิเมตร ตามกลุ่มของวัสดุที่มีความหนา 2 3 และ 4 มิลลิเมตร นำไปทดสอบหาค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค วิเคราะห์ผลทางสถิติโดยกำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคระหว่างกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง และทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูไคย์ จากการทดสอบพบว่า ความหนาของแคดแคมเรซินเซรามิกที่แตกต่างกันไม่มีผลต่อค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคของแคดแคมเรซินเซรามิกกับเนื้อฟัน ($p = 0.203$) ในขณะที่ชนิดของแคดแคมเรซินเซรามิกที่แตกต่างกันส่งผลให้ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคของแคดแคมเรซินเซรามิกกับเนื้อฟัน มีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.032$) โดยเซราสมาร์ทไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับโซฟุบล็อกเอชซี และวิต้าอีนาไมก ($p = 0.195$ และ 0.653 ตามลำดับ) แต่โซฟุบล็อกเอชซี และวิต้าอีนาไมกมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.027$) ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้ทำให้สรุปได้ว่า ความหนาของแคดแคมเรซินเซรามิกไม่มีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค ในขณะที่ชนิดของแคดแคมเรซินเซรามิกมีผลต่อค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คำสำคัญ: ความหนาของวัสดุ, ความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค, แคดแคมเรซินเซรามิก

Abstract

The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of types and thickness of CAD-CAM resin ceramic on micro-tensile bond strength when using dual-cured resin cement. Flat buccal or lingual surface of 108 extracted healthy human premolars were randomly allocated into 9 groups. Three CAD-CAM resin ceramics Shofu block HC[®] (SHOFU, Japan), Vita Enamic[®] (VITA, Germany) and Cerasmart[®] (GC, USA) were prepared into an approximate size of 4 x 4 mm², with different thickness of 2, 3 or 4 mm, and bonded to dentin using Scotchbond Universal[®] (3M ESPE, USA) and RelyX[™] Ultimate Adhesive Resin Cement[®] (3M ESPE, USA). After 10,000 cycles of thermocycling, specimens were sectioned into an approximate size of 1 x 1 mm² with different thickness of 2, 3 or 4 mm for micro-tensile bond testing. Data was analyzed using a two-way ANOVA and Tukey's post hoc test, and level of confidence was set at 95 %. Considering within the same type of CAD-CAM resin ceramic, micro-tensile bond strength between CAD-CAM resin ceramic and dentin showed no significant difference among all groups of various thicknesses ($p = 0.203$). However, types of CAD-CAM resin ceramic had a significant effect on the micro-tensile bond strength to bonded dentin ($p = 0.032$). Cerasmart[®] showed no significant difference from Shofu block HC[®] and Vita Enamic[®] ($p = 0.195$ and 0.653 respectively), whereas Shofu block HC[®] was significantly different from Vita Enamic[®] ($p = 0.027$). Within the limitation of this study, we concluded that the thickness of resin ceramics may not influence micro-tensile bond strength, while the types of resin ceramics significantly showed more impact on micro-tensile bond strength.

Keywords: CAD-CAM resin ceramic, Material thickness, Micro-tensile bond strength

Received date: Dec 23,2019

Revised date: Jan 30,2020

Accepted date: Feb 20,2020

Doi: 10.14456/jdat.2020.16

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ศิริวิมล ศรีสวัสดิ์, ภาควิชาทันตกรรมทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถ. อังรีนังต์ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย
โทรศัพท์: 02-218-8795 อีเมล: operhead@gmail.com

Correspondence to:

Sirivimol Srisawasdi, Department of operative dentistry, Faculty of dentistry, Chulalongkorn University, 34 Henri Dunant Road, Pathumwan, Bangkok 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795 e-mail: operhead@gmail.com

บทนำ

วัสดุแคดแคมเรซินเซรามิก [Computer-aided design and computer-aided manufacturing resin ceramic (CAD-CAM resin ceramic)] เป็นกลุ่มของวัสดุที่มีองค์ประกอบของเซรามิกและโพลิเมอร์ โดยสามารถออกแบบ และขึ้นรูปชิ้นงานได้ด้วยระบบคอมพิวเตอร์ หรือที่เรียกว่าแคดแคม ข้อดีของวัสดุประเภทนี้ คือ มีค่าความยืดหยุ่นของมอดุลัสใกล้เคียงกับเนื้อฟันมากขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกแบบดั้งเดิม สามารถขึ้นรูปชิ้นงานได้ง่าย ยึดอายุห้วงกรของเครื่องกลึงชิ้นงาน เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มลิเทียมไดซิลิกเกต และกลุ่มโพลีคริสตัลไลน์เซรามิก นอกจากนี้ยังสามารถซ่อมแซมชิ้นงานด้วยเรซินคอมโพสิตได้¹⁻³

วัสดุแคดแคมเรซินเซรามิก หรือแคดแคมเรซินเซรามิกบล็อก สามารถแบ่งเป็น 3 ชนิด ตามองค์ประกอบที่อยู่ภายในวัสดุ ได้แก่ 1) แคดแคมเรซินบล็อก เช่น ลาวาอัลติเมท [Lava Ultimate[®] (3M ESPE, USA)] เซราสมาร์ท โดยวัสดุเซราสมาร์ท มีองค์ประกอบคือ เรซินเมทริกซ์ ร้อยละ 29 โดยน้ำหนัก ได้แก่ พูบูบิสโพรเมทาคริล ล็อกซีอีท็อกซีฟีนิลโพรเพน [2, 2-bis (4-methacryloxyethoxyphenyl) propane (Bis-MEPP)] ยูรีเทนไดเมทาคริเลท [urethane dimethacrylate (UDMA)] ไดเมทาคริเลท [Dimethacrylate (DMA)] และมีวัสดุอัดแทรก ร้อยละ 71 โดยน้ำหนัก คือ ซิลิกาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 20 นาโนเมตร และอนุภาคนาโน

นาโนของแบรียมกลาส ขนาด 300 นาโนเมตร จึงได้รับการจัดเป็น เรซินคอมโพสิต² 2) แคดแคมเรซินบล็อกที่มีเซอร์โคเนียซิลิกาเป็น องค์ประกอบ เช่น โซฟูล็อกเอชซี มีองค์ประกอบของวัสดุอุดแทรก ร้อยละ 61 โดยน้ำหนัก ได้แก่ ซิลิกา ซิลิเกต และเซอร์โคเนียซิลิเกต และมีโครงข่ายของพอลิเมอร์ที่ประกอบไปด้วยยูรีเทนไดเมทาคริเลท [urethane dimethacrylate (UDMA)] และไตรเอทาลีนไกลคอล ไดเมทาคริเลท [triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)] ร้อยละ 39 โดยน้ำหนัก³ 3) แคดแคมเรซินในโครงข่ายกลาสเซรามิก เช่น วิต้าอีนามิก วัสดุกลุ่มนี้จัดเป็นเซรามิกที่มีโครงข่ายของพอลิเมอร์ (Polymer-infiltrated ceramic) อยู่ภายใน และมีองค์ประกอบ ของโครงข่ายเซรามิกชนิดเฟลด์สปาร์ ร้อยละ 86 โดยน้ำหนัก ซึ่งประกอบไปด้วย ซิลิกา อะลูมินามออกไซด์ โซเดียมออกไซด์ โพแทสเซียมออกไซด์ โบรอนไดรอกไซด์ เซอร์โคเนียไดออกไซด์ และแคลเซียมออกไซด์ และมีโครงข่ายของพอลิเมอร์ที่ประกอบไป ด้วยยูรีเทน ไดเมทาคริเลท [urethane dimethacrylate (UDMA)] และไตรเอทาลีนไกลคอลไดเมทาคริเลท [triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)] ร้อยละ 14 โดยน้ำหนัก^{1,4} วัสดุกลุ่มนี้ จึงจัดเป็นวัสดุไฮบริดเซรามิกที่แท้จริง

องค์ประกอบ และความหนาของวัสดุส่งผลต่อค่าความ แข็งแรงพันธะการยึดติดระหว่างวัสดุบูรณะกับเนื้อฟัน จากผลของ แสงที่ผ่านวัสดุได้แตกต่างกัน วัสดุที่มีองค์ประกอบที่หนาแน่น และ มีความหนามาก แสงจะผ่านได้น้อยลง^{5,6} แคดแคมเรซินในโครงข่าย กลาสเซรามิก วิต้าอีนามิก ซึ่งจัดเป็นลูกผสมระหว่างเรซิน และเซรามิก ที่ความหนา 2 มิลลิเมตร มีความโปร่งแสงน้อยกว่าที่ความหนา 1 มิลลิเมตรอย่างมีนัยสำคัญ⁷ นอกจากนี้วิต้าอีนามิก ยอมให้แสงผ่าน ได้น้อยกว่าไอพีเอสอีแม็ก [IPS e-max® (Ivoclar, Liechtenstein)] และลาวาอัลติเมท ทั้งที่ระดับความหนา 1 และ 2 มิลลิเมตรเพราะ วิต้าอีนามิก ประกอบไปด้วยอนุภาคของเฟลด์สปาร์ที่หนาแน่นถึง ร้อยละ 86 และมีองค์ประกอบของอะลูมินาออกไซด์ จึงทำให้ ความโปร่งแสงค่อนข้างต่ำกว่าลาวาอัลติเมท⁸ การยอมให้แสงผ่าน ลดลงนี้เอง จะลดการเกิดพอลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์ อาจส่งผลต่อ ความแข็งแรงพันธะของวัสดุ และฟัน

การเตรียมผิวชิ้นงาน และการยึดติดร่วมกับเรซินซีเมนต์ เป็นอีกปัจจัยที่ส่งผลต่อความแข็งแรงพันธะของวัสดุกับฟัน การยึด ติดวัสดุกับโครงสร้างฟัน เกิดจากการยึดติดทั้งทางกล และทางเคมี การยึดติดทางกล คือ การทำให้พื้นผิวของชิ้นงานมีความหยาบเพื่อ เพิ่มพื้นที่ผิวในการยึดติด สามารถทำได้หลายวิธี ได้แก่ การพ่นด้วย อนุภาคชนิดต่าง ๆ การกรอด้วยหัวกรออากาศเพชรแบบหยาบ การกัดผิว ด้วยกรด เป็นต้น ซึ่งการเลือกใช้วิธีเตรียมผิวชิ้นงานจะขึ้นกับชนิด

ของวัสดุที่ใช้^{9,10} การพ่นด้วยอนุภาคชนิดต่าง ๆ จะทำให้เกิดรอย ที่ผิวด้านในของชิ้นงานด้านที่ยึดติดกับเรซินซีเมนต์ โดยต้องเลือกชนิด ขนาดอนุภาค แรงดัน ระยะห่าง และองค์ประกอบของการพ่น ให้เหมาะกับ ชนิดของวัสดุ อนุภาคที่พ่นจะกระแทกกับผิวของเซรามิกทำให้เกิด รอยที่ผิวในระดับจุลภาค^{11,12} วัสดุที่มีองค์ประกอบของเรซินคอมโพสิต จะนิยมเลือกใช้อะลูมินา หรืออะลูมินาผสมซิลิกาซึ่งจะช่วยเพิ่มการ ยึดติดทางกลได้มากขึ้น¹³ ส่วนกรดที่ใช้เตรียมผิวเซรามิก คือ กรด ไฮโดรฟลูออริก ความเข้มข้นร้อยละ 2.5-10 กรดจะทำให้เกิดการ เปื่อยของโครงสร้างคริสตัล และเกิดรูพรุนขนาดเล็กจำนวนมาก รongรับการแทรกซึมของสารเรซินซีเมนต์ต่อไป¹² สำหรับการเพิ่ม แรงยึดติดทางเคมี ได้แก่ การใช้สารควบคู่โซเลน การเคลือบผิวด้วย ซิลิกา เป็นต้น¹⁴ สารควบคู่โซเลน มีส่วนประกอบของโมเลกุลที่มี กลุ่มโบฟังก์ชันนอล ซึ่งสารนี้จะเกิดพันธะไฮดรอกซีระหว่างผลึก ซิลิกาบนผิวกลาสเซรามิก และปลายอีกด้านเป็นคาร์บอนพันธะคู่ เพื่อให้เกิดพอลิเมอร์กับกลุ่มเมทาคริเลทของเรซินซีเมนต์^{14,15} การเกิดพันธะดังกล่าวช่วยเพิ่มความสามารถในการฉาบตัวของผิววัสดุ และทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะเพิ่มสูงขึ้น¹⁶⁻¹⁸ โดยผู้ผลิตแนะนำให้ เตรียมผิววัสดุโซฟูล็อกเอชซี และเซราสมาร์ท ด้วยการพ่นด้วย อะลูมิเนียมออกไซด์ และทาด้วยสารควบคู่โซเลน ก่อนการยึดติด ส่วนวิต้าอีนามิกเตรียมผิวด้วยการทากรดไฮโดรฟลูออริกแล้วล้างออก และทาด้วยสารควบคู่โซเลน

เรซินซีเมนต์ (Resin cement) เป็นอีกปัจจัยที่ส่งผลต่อ ค่าความแข็งแรงพันธะระหว่างเนื้อฟัน และชิ้นงาน ไม่ว่าจะเป็นเซรามิก หรือเรซินคอมโพสิต เรซินซีเมนต์เป็นวัสดุที่มีองค์ประกอบเหมือน เรซินคอมโพสิต มีองค์ประกอบของพอลิเมอร์ ชนิดเมทาคริเลท เช่น บิสฟีนอลเอไดไกลซิไดลเมทาคริเลท [bisphenol A diglycidyl methacrylate (Bis-GMA)] และยูรีเทน ไดเมทาคริเลท [urethane dimethacrylate (UDMA)] รวมกับวัสดุอุดแทรกอนินทรีย์ขนาดเล็ก¹⁹ ข้อดีของวัสดุเรซินซีเมนต์ คือ มีความแข็งแรงต่อแรงกดอัด และแรง ดึงสูง (20-50 เมกะพาสคาล) ละลายตัวต่ำ มีสี และความโปร่งแสง ให้เลือกใช้งานได้หลากหลาย อย่างไรก็ตาม เรซินซีเมนต์ชนิดนี้ ต้องได้รับการเตรียมผิวฟัน และชิ้นงานก่อน ข้อควรระวังของเรซิน ซีเมนต์คือมีการทำงานหลายขั้นตอน มีอัตราการเกิดการหดตัว จากการเกิดปฏิกิริยาได้มากกว่าซีเมนต์ชนิดอื่น ๆ จึงต้องพิจารณา เลือกใช้ซีเมนต์ให้เหมาะสมกับการใช้งาน^{19,20} ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับ การเกิดพอลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์ ได้แก่ ระบบการเกิดปฏิกิริยา สารยึดติด และเทคนิคการยึดติด วัสดุที่เลือกใช้ ชนิด และองค์ ประกอบ รวมทั้งพลังงานความเข้มแสงจากเครื่องฉายแสงที่ใช้ ระยะทางของแสงถึงวัสดุ และระยะเวลาในการฉายแสง²¹

เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง (Dual-cured resin cement) เป็นเรซินซีเมนต์ที่มีส่วนผสมของตัวกระตุ้นการเกิดปฏิกิริยาเคมี เช่น เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ และตัวกระตุ้นการเกิดปฏิกิริยาด้วยแสง เช่น แคมโฟควิโนน การเกิดพอลิเมอร์จะเริ่มเกิดปฏิกิริยาจากการกระตุ้นด้วยแสง หลังจากนั้นจะเกิดปฏิกิริยาเคมี ซึ่งจะให้ค่าความแข็งแรงพันธะของชั้นเรซินซีเมนต์สูงขึ้น^{6,12,20} Caughman และคณะ ในปี 2001 พบว่าการฉายแสงทำให้ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสงของผลิตภัณฑ์วาริโอลิงค์ทู [Variolink II® (Ivoclar, Liechtenstein)] มีมากกว่าไม่ฉายแสง²² เนื่องจากต้องอาศัยแสงร่วมในการเกิดปฏิกิริยาของเรซินซีเมนต์ชนิดดังกล่าว ดังนั้นความหนาของวัสดุที่มีผลต่อการส่องผ่านของแสงจึงมีผลด้วย²³ ในปี 2011 Kilinc และคณะ พบว่าความหนาของเซรามิกไอพีเอสเอ็มเพรสส์เอสเตติก [IPS Empress Esthetic® (Ivoclar, Liechtenstein)] ที่มากกว่า 3 มิลลิเมตร ทำให้ความแข็งแรงของเรซินซีเมนต์ทั้งชนิดบ่มตัวด้วยแสง และชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสงมีค่าน้อยกว่าความหนาที่น้อยกว่า 3 มิลลิเมตร²⁴ นอกจากนี้ อุณหภูมิในช่องปาก ยังมีส่วนเกี่ยวข้องกับการเกิดพอลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์ด้วย การเพิ่มอุณหภูมิจนถึง 60 องศาเซลเซียส ทำให้การเกิดพอลิเมอร์เพิ่มขึ้นร้อยละ 36 ในทางกลับกันถ้าลดอุณหภูมิลงจนถึง 3 องศาเซลเซียส การเกิดพอลิเมอร์จะลดลง ร้อยละ 27²⁵ แม้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง จะสามารถเกิดปฏิกิริยาได้เอง แต่การได้รับแสงเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาอย่างสมบูรณ์เป็นสิ่งจำเป็นสำหรับเรซินซีเมนต์ชนิดนี้ ซึ่งความหนาของวัสดุ ชนิดหรือองค์ประกอบของวัสดุเป็นปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการได้รับแสงของเรซินซีเมนต์

จะเห็นว่าแคดแคมเรซินเซรามิก เป็นวัสดุชนิดใหม่ มีคุณสมบัติที่มีค่าความยืดหยุ่นของมอดูลัสใกล้เคียงพันธะธรรมชาติ ถนอมฟันคู่สบ และสามารถเข้ากับระบบแคดแคมได้^{1,26} แต่ยังมีการศึกษาเกี่ยวกับวัสดุนี้โดยเฉพาะเกี่ยวกับการใช้ระดับความหนาที่แตกต่างกัน และการเปรียบเทียบการยึดติดในแต่ละชนิด ดังนั้นการศึกษานี้จึงทำขึ้นเพื่อประเมินผลของชนิดและความหนาของแคดแคมเรซินเซรามิก ที่มีต่อค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคระหว่างแคดแคมเรซินเซรามิกที่มีความหนาระดับต่างกับเนื้อฟัน เมื่อใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยการเกิดปฏิกิริยาเองร่วมกับแสง โดยมีสมมติฐานงานวิจัยว่า ชนิดและความหนาของแคดแคมเรซินเซรามิกต่างกัน ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค เมื่อใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง ไม่มีความแตกต่างกัน ข้อกำหนดของงานวิจัยคือให้ชนิดของแคดแคมเรซินเซรามิก และการเตรียมผิวชิ้นงานที่แตกต่างกัน

ตามคุณสมบัติของแต่ละชนิด จัดรวมเป็นปัจจัยเรื่องชนิดของแคดแคมเรซินเซรามิก

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการวิจัย

ระเบียบวิธีวิจัยในการศึกษานี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ของคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ HREC-DCU 2018-079 โดยใช้ฟันมนุษย์ซี่กรามน้อย ไม่มีพยาธิสภาพ หรือได้รับการบูรณะใด ๆ และได้รับการถอนตามแผนการรักษาจำนวน 108 ซี่ แขนในสารละลายโซลิวอลความเข้มข้นร้อยละ 0.1 ที่อุณหภูมิ 4 องศาเซลเซียส ฟันที่ถูกทำความสะอาดฟัน และกรอตัดรากออกให้รอยตัดต่ำกว่าแนวรอยต่อระหว่างเคลือบฟัน และเคลือบรากฟันไปทางรากฟัน 2 มิลลิเมตร ฟันหนึ่งซี่จะได้ชิ้นฟันส่วนใกล้แก้ม และส่วนใกล้ลิ้น โดยการตัดแบ่งครึ่ง ในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (Mesio-distal) ยึดติดส่วนรากฟันกับอีพอกซีเรซิน (Epoxy resin) หันด้านส่วนใกล้แก้ม หรือส่วนด้านใกล้ลิ้นให้ขนานกับระนาบฟัน จากนั้นกรอตัดผิวเคลือบฟันด้านใกล้แก้ม หรือด้านลิ้นออกไปอีกประมาณ 3 มิลลิเมตร ด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ รุ่น Isomet 1000 Precision saw (Buehler, IL, USA) ภายใต้น้ำหล่อเลี้ยง ให้ได้ผิวส่วนเนื้อฟันด้านใกล้กลาง หรือไกลกลางที่เรียบ และมีขนาดพื้นที่อย่างน้อย กว้าง 4 มิลลิเมตร และยาว 4 มิลลิเมตร ขัดผิวฟันที่ถูกตัดไปแล้ว เพื่อจำลองการเกิดชั้นสเมียร์^{27,28} ด้วยเครื่องขัดผิววัสดุอัตโนมัติ รุ่น minitech 233 (Pace Technologies, USA) ใช้กระดาษทรายขนาด 600 กริต ผ่านน้ำหล่อเลี้ยงที่ความเร็ว 100 รอบต่อนาที เป็นเวลา 30 วินาที เปลี่ยนกระดาษทรายทุก 5 ชิ้นฟัน²⁹ นำฟันมาแบ่งกลุ่มแบบสุ่ม จำนวน 9 กลุ่มย่อย ตามชนิดและความหนาของแคดแคมเรซินเซรามิก กลุ่มละ 12 ซี่ฟัน

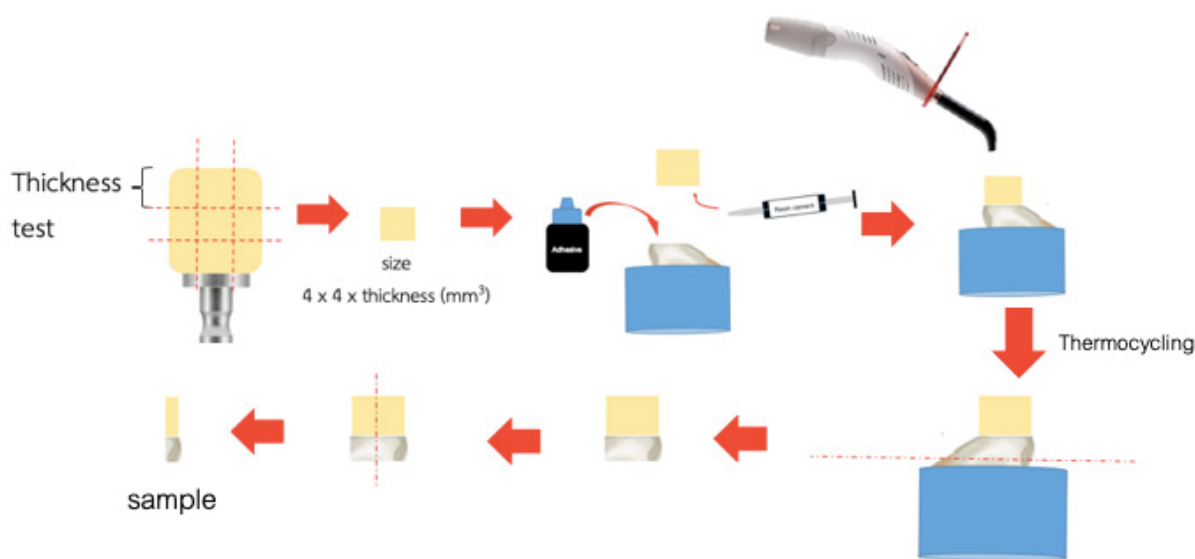
ตัดแคดแคมเรซินเซรามิกบล็อก โซฟุบล็อกเอชซี เจดสี A3 ชนิดโปร่งแสงมาก (HT) เซราสมาร์ท เจดสี A3 HT และ วิต้าอีนาไมก เจดสี 3M2 HT ซึ่งเทียบเท่ากับสี A3 HT ด้วยเครื่องตัดความเร็วต่ำ (Isomet 1000 precision Saw, Buehler, IL, U.S.A.) ภายใต้น้ำหล่อเลี้ยง ให้ได้ขนาดอย่างน้อย 4 X 4 ตารางมิลลิเมตร โดยตัดแยกความหนา 2 3 และ 4 มิลลิเมตร กลุ่มละ 12 ซี่ จากนั้นขัดผิววัสดุผ่านน้ำหล่อเลี้ยง ด้วยเครื่องขัดผิววัสดุอัตโนมัติ รุ่น minitech 233 (Pace Technologies, USA) โดยใช้กระดาษทรายความหยาบ 120 240 400 และ 600 กริต ตามลำดับ จากนั้นเตรียมผิววัสดุตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต โดยมีรายละเอียด ดังนี้

ก่อนยึดติด ทำการพ่นผิววัสดุโซฟุบล็อกเอชซี และวัสดุเซราสมาร์ท ด้วยอะลูมิเนียมออกไซด์ ขนาด 50 ไมโครเมตร ใช้แรงดัน 0.2-0.3 บาร์ เป็นเวลา 10 วินาที ล้างให้สะอาดด้วยเครื่องล้าง

ความถี่สูง รุ่น 5210 (Branson, Germany) และเป่าให้แห้ง จากนั้น ทาด้วยสารเซรามิกไพรเมอร์ซิลาน [Silane®, (Ultradent, USA)] ทิ้งไว้ให้แห้งอย่างน้อย 60 วินาที³⁰

ก่อนการยึดติด ทาผิววัสดุวีต้าอีนาเมก ด้วยกรดไฮโดร-ฟลูออริกอัลตราเด็นท์พอร์ซเลนเอทช์ [Ultradent Porcelain Etch® (Ultradent, USA)] ร้อยละ 9 เป็นเวลา 90 วินาที จากนั้นล้างน้ำออก 2 นาที และเป่าให้แห้ง แล้วทาด้วยสารเซรามิกไพรเมอร์ซิลาน ทิ้งไว้ให้แห้งอย่างน้อย 60 วินาที³¹ ยึดติดวัสดุบนฟันด้วยสารยึดติด สก็อตช์บอนด์ยูนิเวอร์ซอลด้วยวิธีโททอลเอทช์ และเรซินซีเมนต์ รีไลเอ็กซ์อัลติเมทแอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์โดยนำขึ้นงานกดลงบนผิวฟัน ด้านใกล้แก้มที่ได้เตรียมไว้โดยใช้เครื่องให้แรง (Durameter, ASTM D 2240 Type A, PTC Instrument, U.S.A.) ใช้แรง 1 นิวตัน และ ใช้พู่กันขนาดเล็ก หรือไมโครเบรช (microbrush) ปาดซีเมนต์ส่วน เกินออก จากนั้นฉายแสงบนชิ้นงาน ใช้เครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี (LED Curing light Demi™ Plus, Kerr, USA) ที่มีความเข้ม

แสงมากกว่า 1,000 มิลลิวัตต์ต่อตารางเซนติเมตร โดยให้หน้าตัด ของเครื่องฉายแสงขนานกับหน้าตัดของชิ้นงาน และแนบติดกับ หน้าตัดด้านวัสดุของชิ้นงาน ฉายแสงเป็นระยะเวลา 40 วินาที ตรวจสอบความเข้มแสงให้มีค่าไม่ต่ำกว่า 1,000 มิลลิวัตต์ต่อตาราง เซนติเมตร เมื่อฉายแสงชิ้นงานทุก 10 ชิ้น²⁹ เมื่อยึดติดชิ้นงานแล้ว จำลองการใช้งานในช่องปาก โดยนำชิ้นตัวอย่างทดสอบทุกชิ้น แช่ น้ำในเครื่องควบคุมอุณหภูมิร้อนเย็นเป็นจังหวะ (Thermocycling unit, KMIT, Samut Prakarn, Thailand) ที่อุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส จำนวน 10,000 รอบ โดยแช่ที่อุณหภูมิละ 30 วินาที พักระหว่างอุณหภูมิ 5 วินาที จากนั้นตัดชิ้นทดสอบเพื่อทดสอบ ค่าความแข็งแรงพันธะโดยตัดเป็นแบบแท่ง (Stick) ด้วยเครื่อง ตัดความเร็วต่ำผ่านน้ำหล่อเลี้ยง ให้ได้ชิ้นทดสอบขนาดกว้าง 1 มิลลิเมตร ยาว 1 มิลลิเมตร และมีความสูงของแต่ละกลุ่ม จำนวน 4 ชิ้นต่อฟัน 1 ซี่



รูปที่ 1 ขั้นตอนการเตรียมชิ้นทดสอบ โดยเตรียมแคดแคมเรซินเซรามิก ให้มีขนาดอย่างน้อย $4 \times 4 \times$ (ความหนา) ลูกบาศก์มิลลิเมตร และยึดติดชิ้นงานด้วย สารยึดติด สก็อตช์บอนด์ยูนิเวอร์ซอล และเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับเรซินซีเมนต์รีไลเอ็กซ์อัลติเมทแอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์ จากนั้น ฉายแสงเป็นระยะเวลา 40 วินาที หลังจากผ่านกระบวนการจำลองการใช้งานในช่องปาก 10,000 รอบ ตัดชิ้นทดสอบให้มีขนาด $1 \times 1 \times$ (ความหนา) ลูกบาศก์มิลลิเมตร

Figure 1 Sample preparation: CAD-CAM resin ceramic was sectioned into size $4 \times 4 \times$ (thickness) mm^3 and cemented with Scotchbond Universal® (3M ESPE, USA) adhesive and RelyX™ Ultimate Adhesive Resin Cement® (3M ESPE, U.S.A). After 10,000 cycles of thermocycling, sample was sectioned into size $1 \times 1 \times$ (thickness) mm^3

นำชิ้นงานมาทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค โดยใช้เครื่องทดสอบแรงแบบอเนกประสงค์ รุ่น EZ-S (SHIMADZU, Japan) ให้ชิ้นของสารยึดติด และเรซินซีเมนต์ ตั้งฉากกับแรงดึงที่จะใช้กับชิ้นทดสอบ และใช้แรง 100 นิวตัน เคลื่อนตัวด้วยความเร็ว 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที จนชิ้นวัสดุหลุดออกจากพื้นบันทึกค่าที่ได้เป็นหน่วยเมกะปาสคาล โดยใช้สูตร

[แรง(ค่าความต้านทานหน่วยเป็นกิโลกรัม) × 9.8 / พื้นที่ยึดติดของชิ้นทดสอบ] แล้วนำไปคำนวณค่าทางสถิติ

ค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคที่ได้ของแต่ละชิ้นทดสอบทั้ง 4 ชิ้น จะนำมาเฉลี่ยเป็นค่าของพื้น 1 ซี ซึ่งหากมีการแตกหักก่อนการทดสอบ จะเป็นได้ 2 กรณี³²

1. วัสดุหลุดจากโครงสร้างพื้น ขณะอยู่ในเครื่องจำลองการใช้งานในช่องปาก ให้คิดค่าชิ้นงานที่หลุด เป็น 0 เมกะปาสคาล³²
2. วัสดุหลุดจากโครงสร้างพื้น ขณะตัดชิ้นงาน จะไม่นำมาคิดค่าชิ้นงานที่หลุดออก³²

หลังจากชิ้นงานแตกหัก ตรวจสอบลักษณะการแตกหักภายหลังการทดสอบค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค ด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบสเตอริโอ รุ่น SZ 61 (Olympus, Japan) ที่กำลังขยาย 40 เท่า และบันทึกลักษณะพื้นผิวที่พบแบ่งออกเป็น การแตกหักชนิดเกิดการหลุดระหว่างรอยต่อ ซึ่งอาจจะเห็นชั้นสารยึดติดหลุดออกจากโครงสร้างพื้น หรือโครงสร้างวัสดุ โดยไม่ทำให้โครงสร้างพื้น หรือวัสดุแตก (Adhesive failure mode) การแตกในชั้นโครงสร้างพื้น หรือวัสดุ (Cohesive failure mode) และแบบผสม (Mix failure mode) คือการแตกหักมากกว่า 1 ชนิด ได้แก่ การแตกหักชนิดเกิดการหลุดระหว่างรอยต่อ ร่วมกับการแตกในชั้นโครงสร้างพื้น หรือวัสดุ หรือร่วมกันทั้งหมด จากนั้นสุ่มชิ้นงานกลุ่มละ 2 ชิ้น เพื่อดูพื้นผิวที่แตกหักด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด รุ่น QUANTATM250 (FEI company, USA) กำลังขยาย 3,500 เท่า **การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ**

วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วยโปรแกรมเอสพีเอสเอส เวอร์ชัน 22 โดยทดสอบการแจกแจงของข้อมูลด้วยการทดสอบของครัสคัล-วอลล์ (Kruskal Wallis test) จากนั้นเปรียบเทียบข้อมูลค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคระหว่างชนิดของวัสดุ และระหว่างแต่ละระดับความหนาของวัสดุ ใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยด้วยการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูคี (Tukey post hoc multiple comparison test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

ผลการวิจัย

ค่าเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค จะแสดงในตารางที่ 1 พบว่า ความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคของวัสดุทั้งสามผลิตภัณฑ์ คือ โซฟูล็อก

เอชซี วีต้าอีนามิก และเซราสมาร์ท ที่ระดับความหนาที่แตกต่างกัน คือ 2 3 และ 4 มิลลิเมตร พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคของวัสดุแต่ละความหนากับเนื้อฟัน ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.203$)

ส่วนระหว่างชนิดแคดแคมเรซินเซรามิกที่แตกต่างกัน เมื่อยึดติดกับเนื้อฟัน พบว่าค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคของวัสดุแต่ละชนิด มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.032$) ซึ่งในแต่ละชนิดของวัสดุ พบว่า เซราสมาร์ท ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับโซฟูล็อกเอชซี และวีต้าอีนามิก ($p = 0.195$ และ 0.653 ตามลำดับ) แต่โซฟูล็อกเอชซี และวีต้าอีนามิกมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.027$) โดยมีลำดับค่าเฉลี่ยค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคของวัสดุจากมากไปน้อยคือ วีต้าอีนามิก เซราสมาร์ท และโซฟูล็อกเอชซี (22.48 ± 3.73 เมกะปาสคาล 21.53 ± 4.95 เมกะปาสคาล และ 19.65 ± 4.54 เมกะปาสคาล ตามลำดับ)

เมื่อพิจารณาแยกตามระดับความหนาที่แตกต่างกัน ค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค เมื่อยึดติดกับเนื้อฟัน ที่ระดับความหนาของวัสดุ 2 และ 3 มิลลิเมตร พบว่า ชนิดของแคดแคมเรซินเซรามิกไม่ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคแตกต่างกัน ส่วนที่ระดับความหนา 4 มิลลิเมตร พบว่า โซฟูล็อกเอชซี มีค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคแตกต่างกันกับวีต้าอีนามิกและ เซราสมาร์ท อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ระหว่างวีต้าอีนามิก และเซราสมาร์ท ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ก่อนการทดสอบหาค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค มีจำนวนชิ้นงานที่แตกหัก แสดงดังตารางที่ 2

เนื่องจากเกิดการแตกหักระหว่างการตัดชิ้นงาน จึงไม่นำชิ้นนั้นมาคำนวณค่าเฉลี่ยเป็นค่าต่อชิ้นของค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค ก่อนวิเคราะห์ค่าทางสถิติ

หลังจากทดสอบหาค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคแล้ว ตรวจสอบลักษณะการแตกหักที่ผิวหน้าของหน้าตัดชิ้นงานที่แตก ซึ่งสามารถแบ่งรายละเอียดตามชนิดวัสดุ ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้ แสดงตามรูปที่ 2

โซฟูล็อกเอชซี มีการแตกหักชนิดเกิดการหลุดระหว่างรอยต่อ ร้อยละ 75.5 ชนิดเกิดการแตกในชั้นโครงสร้างวัสดุ ร้อยละ 10.5 และแบบผสมร้อยละ 13.9

วีต้าอีนามิกมีการแตกหักชนิดเกิดการหลุดระหว่างรอยต่อ ร้อยละ 23.4 ชนิดเกิดการแตกในชั้นโครงสร้างวัสดุ ร้อยละ 65.5 และแบบผสมร้อยละ 11.1

เซราสมาร์ท มีการแตกหักชนิดเกิดการหลุดระหว่างรอยต่อ ร้อยละ 88.3 ชนิดเกิดการแตกในชั้นโครงสร้างวัสดุ ร้อยละ 6.7 และแบบผสมร้อยละ 5

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคของแคดแคมเรซินเซรามิกทั้ง 3 ผลิตภัณฑ์ที่ระดับความหนา 2 3 และ 4 มิลลิเมตร

Table 1 Mean $\pm$ SD of micro-tensile bond strength value in each group of 3 CAD-CAM resin ceramic at thickness 2, 3 and 4 mm

Mean $\pm$ SD of micro-tensile bond strength value (MPa)				
CAD-CAM resin ceramic	Thickness 2 mm	Thickness 3 mm	Thickness 4 mm	Mean $\pm$ SD of each material
Shofu block HC [®]	21.72 $\pm$ 3.80 ^{A,a}	18.74 $\pm$ 5.45 ^{A,a}	18.49 $\pm$ 3.81 ^{A,a}	19.65 $\pm$ 4.54 ^A
Vita Enamic [®]	20.32 $\pm$ 4.46 ^{A,a}	23.08 $\pm$ 2.29 ^{A,a}	24.03 $\pm$ 3.31 ^{B,a}	22.48 $\pm$ 3.73 ^B
Cerasmart [®]	20.62 $\pm$ 4.53 ^{A,a}	19.55 $\pm$ 6.95 ^{A,a}	24.42 $\pm$ 4.96 ^{B,a}	21.53 $\pm$ 4.95 ^{A,B}

หมายเหตุ:

ตัวอักษรพิมพ์ใหญ่ที่เหมือนกันในคอลัมน์เดียวกัน แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตัวอักษรพิมพ์เล็กที่เหมือนกันในแถวเดียวกัน แสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

Remark:

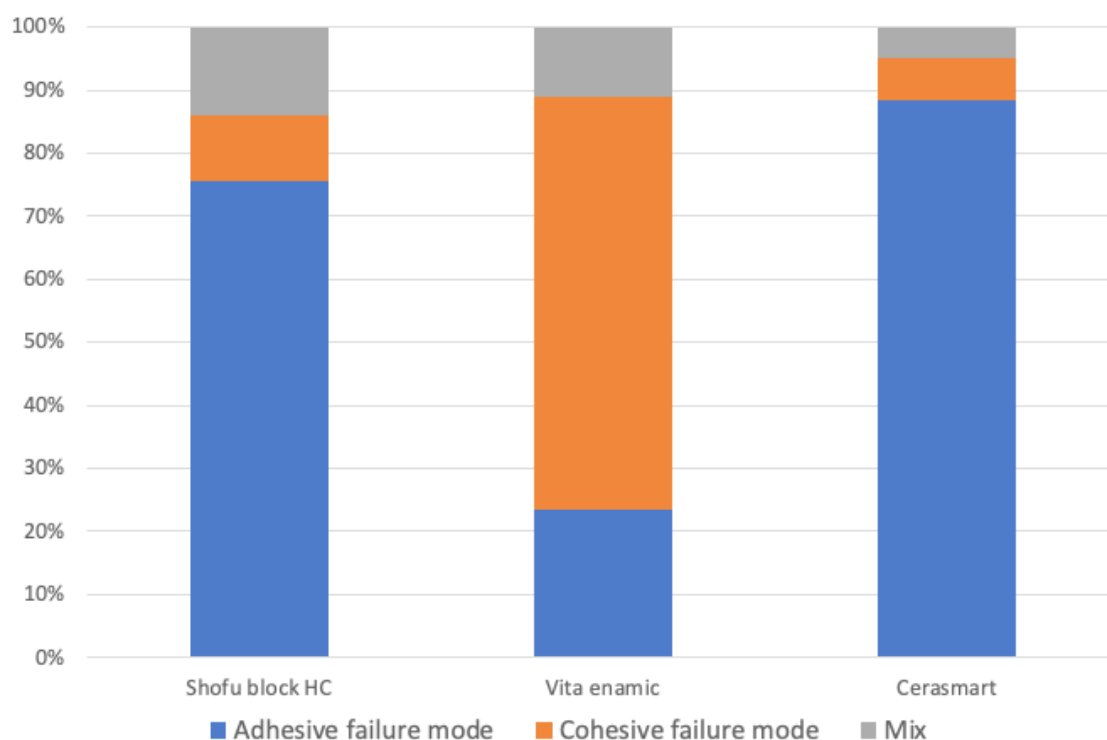
Group with the same uppercase letter in each column are not statistically different ($p > 0.05$)

Group with the same lowercase letter in each row are not statistically different ($p > 0.05$)

ตารางที่ 2 จำนวนชิ้นงานที่แตกหักก่อนการทดสอบ

Table 2 Amount of pretest failure sample

	Thickness of Shofu block HC [®]			Thickness of Vita Enamic [®]			Thickness of Cerasmart [®]		
	2 mm	3 mm	4 mm	2 mm	3 mm	4 mm	2 mm	3 mm	4 mm
Dislodge 1 piece/ 1 tooth	2	3	2	1	-	-	1	3	4
Dislodge 2 pieces/1 tooth	-	-	2	-	-	-	-	-	1

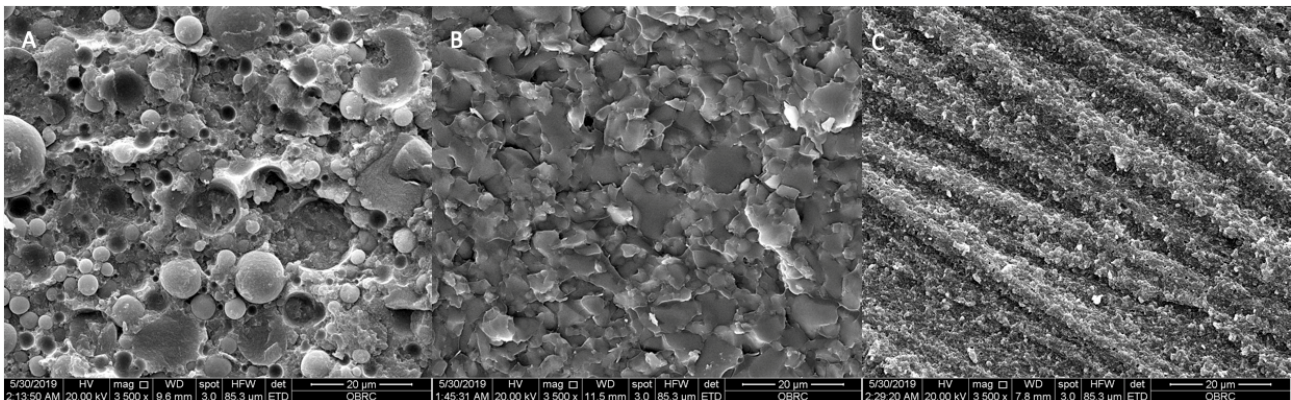


รูปที่ 2 กราฟแสดงประเภทการแตกหักที่ผิวหน้าตัดของชิ้นงานที่ผ่านการทดสอบหาค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคโดยแบ่งกลุ่มตามชนิดของวัสดุ

Figure 2 Graph of failure type of fracture surfaces from micro-tensile bond strength test

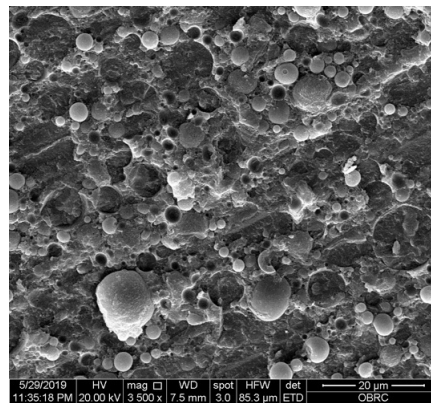
การส่มตัวอย่าง เพื่อนำไปส่องผ่านกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 3,500 เท่า แสดงพื้นผิวหน้าบริเวณที่แตกหักของวัสดุชนิดต่าง ๆ ดังรูปที่ 3 แสดงชนิดการแตกหักในโครงสร้างวัสดุ ทำให้สามารถเห็นลักษณะโครงสร้างภายในชั้นแคดแคมเรซินเซรามิก ลักษณะพื้นผิวที่แตกหักของโซฟุบล็อกเอชซี พบวัสดุทรงกลม 2 ขนาดแตกต่างกันในเมทริกซ์

ที่หลุดออก (รูปที่ 3A) พื้นผิวของ วิต้าอีนามิกพบลักษณะผลึกที่มีรูปร่างไม่แน่นอนอัดแน่นอยู่ในเนื้อวัสดุ (รูปที่ 3B) พื้นผิวของเซราสมาร์ท พบอนุภาคขนาดเล็กอัดแน่นปริมาณมาก (รูปที่ 3C) ส่วนผิวหน้าบริเวณที่แตกหักแบบเกิดการแตกหักระหว่างชั้นรอยต่อของโซฟุบล็อกเอชซี และเรซินซีเมนต์ จะพบว่ามีอนุภาคชนิดอื่นเหลืออยู่ที่ผิวหน้ารอยแตกด้วย (รูปที่ 4)



รูปที่ 3 พื้นผิวหน้าตัดบริเวณที่แตกหักชนิดการแตกหักในชั้นโครงสร้างของแคดแคมเรซินเซรามิกชนิดต่างๆ ผ่านกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 3,500 เท่า (A;Shofu block HC®, B;Vita Enamic®, C;Cerasmart®)

Figure 3 Scanning electron microscope images (3500x) of fracture surfaces (Cohesive failure mode) from micro-tensile bond strength test (A;Shofu block HC®, B;Vita Enamic®, C;Cerasmart®)



รูปที่ 4 พื้นผิวหน้าตัดบริเวณที่แตกหักชนิดการแตกหักในชั้นรอยต่อระหว่าง โซฟุบล็อกเอชซี และโครงสร้างฟัน ผ่านกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดกำลังขยาย 3,500 เท่า

Figure 4 Scanning electron microscope images (3500x) of Shofu block HC® fracture surfaces (Adhesive failure mode) from micro-tensile bond strength test

อภิปรายผลการทดลอง

การศึกษานี้เป็นการศึกษาถึงอิทธิพลของชนิดและความหนาของแคดแคมเรซินเซรามิก ต่อความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคระหว่างแคดแคมเรซินเซรามิก และเนื้อฟัน พบว่า

ความหนาที่แตกต่างกันของวัสดุชนิดเดียวกันไม่มีผลต่อความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคเมื่อยึดติดวัสดุกับเนื้อฟัน ในขณะที่ชนิดของวัสดุที่แตกต่างกันมีผลต่อความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค

แคตแคมเรซินบล็อก ผลิตภัณฑ์ เซราสมาร์ท มีค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคในแต่ละระดับความหนาไม่แตกต่างกัน เมื่อตรวจดูภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดตามรูป 3C พบว่า วัสดุอัดแทรกมีขนาดเล็ก และมีปริมาณมาก ซึ่งจากการศึกษาก่อนหน้านี้ พบว่าวัสดุอัดแทรกมีขนาดเล็กกว่า 500 นาโนเมตร และกระจายอยู่จำนวนมาก³³ ด้วยอนุภาควัสดุอัดแทรกขนาดเล็ก แสงส่องผ่านได้ดี⁷ และยอมให้แสงผ่านได้มากกว่าเซรามิก^{34,35} จึงเอื้อต่อการเกิดปฏิกิริยาสร้างพอลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์ นอกจากนี้ องค์ประกอบของ เซราสมาร์ท ที่มีแบเรียมกลาส เมื่อทาผิวชั้นงานด้วยเซรามิกไพรเมอร์ที่เป็นสารควบคู่ไซเลนภายหลังการเตรียมผิว ด้วยการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์³⁶ ทำให้สามารถเพิ่มแรงยึดติดทางเคมี จึงอาจส่งผลให้ได้ค่าความแข็งแรงพันธะไม่แตกต่างกันในแต่ละระดับความหนาของวัสดุ

แคตแคมเรซินในโครงข่ายกลาสเซรามิก ผลิตภัณฑ์ วิต้า-อีนามิกซึ่งเป็นวัสดุกลุ่มผสมระหว่างเซรามิกและโพลิเมอร์นั้น มีค่าความแข็งแรงพันธะระดับจุลภาคในแต่ละระดับความหนาไม่แตกต่างกัน และไม่แตกต่างกับกลุ่มแคตแคมเรซินบล็อก โครงสร้างของวัสดุกลุ่มนี้มีลักษณะโครงสร้างเป็นโครงข่ายเชื่อมกันของเซรามิกกลุ่มเฟลด์สปาร์กับเรซินโพลิเมอร์ วัสดุอัดแทรกมีขนาดระหว่าง 1 ถึง 5 ไมโครเมตร⁴ ซึ่งอาจมีผลต่อการส่องผ่านของแสงได้ลดลง⁴ เมื่อดูพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด ตามรูป 3B ลักษณะดังกล่าว นอกจากจะทำให้พบเห็นต่อการเกิดการเสื่อมสลายของวัสดุอัดแทรกจากเมทริกซ์³⁷ ด้วยโครงสร้างพื้นฐานที่เป็นเซรามิกกลุ่มเฟลด์สปาร์ทำให้วัสดุกลุ่มนี้สามารถเตรียมผิวด้วยกรดไฮโดรฟลูออริก การใช้กรดไฮโดรฟลูออริกเตรียมผิวชั้นงานวิต้าอีนามิก ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคเพิ่มสูงขึ้น³⁸ กรดไฮโดรฟลูออริก จะกำจัดกลาสเมทริกซ์ออกบางส่วน ทำให้ผิวหน้าวัสดุมีรอยขรุขระเมื่อส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดจะพบรูพรุนขนาดเล็กจำนวนมาก^{14,39} ซึ่งจะเพิ่มความสามารถในการไหลผ่านพื้นผิววัสดุ เพิ่มปริมาณพื้นที่ผิวในการยึดติดทางกล⁴⁰ Gungor และคณะเปรียบเทียบผลของการเตรียมผิววิต้าอีนามิก พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะแรงเฉือนของการเตรียมผิวด้วยกรดไฮโดรฟลูออริก มากกว่าการพ่นด้วยอะลูมิเนียมออกไซด์ ขนาด 50 ไมครอนอย่างมีนัยสำคัญ⁴¹ จึงทำให้วิต้าอีนามิกได้ค่าความแข็งแรงพันธะที่มาก นอกจากนี้การใช้สารควบคู่ไซเลนเตรียมผิวหลังจากใช้กรดกัดจะเพิ่มแรงยึดติดทางเคมี ช่วยเพิ่มความแข็งแรงพันธะให้กับวัสดุวิต้าอีนามิกด้วย 10 กระบวนการเตรียมพื้นผิวทั้งหมดจะทำให้เพิ่มพลังงานพื้นผิว (Surface energy) และส่งเสริมให้เกิดการไหลผ่านที่ติดพื้นผิว เกิดกลไกการยึดติดทางกลระดับจุลภาค (micromechanical interlock) และเกิดการยึดติดได้แข็งแรงกว่า^{30,31} ดังจะ

เห็นได้ว่าค่าความแข็งแรงพันธะของวัสดุวิต้าอีนามิกในการศึกษาฉบับนี้มากกว่าวัสดุอีกสองชนิด

แม้ว่าแคตแคมเรซินบล็อกที่มีเซอร์โคเนียซิลิกาเป็นองค์ประกอบ ผลิตภัณฑ์โซฟุบล็อกเอชซี มีค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาคที่ไม่แตกต่างกันในแต่ละระดับความหนา แต่ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะแรงดึงมีค่าต่ำกว่าวัสดุอีกสองกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญ โดยเฉพาะที่ความหนา 4 มิลลิเมตร ในภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 3,500 เท่า ตามรูปที่ 4 พบว่า มีอนุภาคกลม 2 ขนาด ที่แตกต่างกันอยู่ในเมทริกซ์ คือ ขนาดเล็กขนาด 1 ไมโครเมตร และขนาดใหญ่ 10 ไมโครเมตร⁴² ซึ่งอนุภาควัสดุอัดแทรกที่เป็นเซอร์โคเนียมีความทึบแสง⁴³ รวมทั้งมีขนาดอนุภาคของวัสดุอัดแทรกใหญ่กว่าเซราสมาร์ท⁴⁴ จึงอาจมีผลต่อการส่องผ่านของแสงได้ลดลง นอกจากนี้ โซฟุบล็อกเอชซีมีลักษณะเดียวกับเรซินคอมโพสิตชนิดไฮบริด⁴⁵ ผู้ผลิตแนะนำให้เตรียมผิวด้วยการพ่นอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ และทาไซเลน จากการศึกษาที่พบว่า การที่โซฟุบล็อกเอชซี ถูกเตรียมผิวด้วยการพ่นด้วยอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ อนุภาคของวัสดุอัดแทรกสามารถหลุดออกจากเมทริกซ์ เนื่องจากการไซเลนของวัสดุอัดแทรกเซอร์โคเนียที่ไม่ดีพอ⁴⁶ รวมถึงการที่มีวัสดุอัดแทรกเป็นเซอร์โคเนีย ทำให้การทาสารควบคู่ไซเลนไม่สามารถเพิ่มแรงยึดได้มากพอ ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงมีค่าน้อยกว่าวัสดุกลุ่มอื่น ๆ อย่างไรก็ตามเนื่องจากเซอร์โคเนียสามารถเพิ่มแรงยึดได้ด้วยการทาด้วยสารไพรเมอร์ที่มีส่วนผสมของสารเทินเมทาคริลอิลอีท็อกซีเตติลไดไฮโดรเจนฟอสเฟตหรือเทินเอ็มดีพี [10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate (10-MDP)]⁴⁷ จึงมีความเป็นไปได้ที่จะใช้สารนี้ในการส่งเสริมการยึดติดให้กับผลิตภัณฑ์โซฟุบล็อกเอชซี นอกจากนี้ การปรับระยะเวลาที่ใช้ในการทาเซรามิกไพรเมอร์มีระยะเวลานานขึ้นกว่าระยะเวลาตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด⁴⁸ หรือใช้ความร้อนเพิ่มช่วยเร่งปฏิกิริยาของการเกิดพันธะไฮล๊อกเซน⁴⁹ อาจจะทำให้เพิ่มค่าความแข็งแรงพันธะได้มากขึ้น จึงควรทำการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

บล็อกแคตแคมเรซินเซรามิกที่ใช้ในการวิจัยนี้มีสีเดียวกัน และความโปร่งแสงชนิดโปร่งแสงมาก (HT) ที่ระดับความหนาที่แตกต่างกัน แคตแคมเรซินเซรามิกที่ใช้ในการศึกษานี้ได้แก่ โซฟุบล็อกเอชซี เซราสมาร์ท และวิต้าอีนามิกเนื่องจากเป็นแคตแคมเรซินเซรามิกที่มีใช้ในท้องตลาดปัจจุบัน สารยึดติดที่ใช้ในการศึกษานี้คือ สารยึดติดแบบยูนิเวอร์ซอลสก็อตช์บอนด์ยูนิเวอร์ซอล เนื่องจากสารยึดติดชนิดนี้ ให้ค่าความแข็งแรงพันธะสูง และอ้างว่าสามารถยึดติดได้ทุกพื้นผิววัสดุบูรณะทางอ้อม เนื่องจากมีส่วนผสมของสารควบคู่ไซเลนอยู่ประมาณร้อยละ 10⁵⁰⁻⁵² ร่วมกับการใช้เรซินซีเมนต์-รีไลเอ็กซ์อัลติเมทแอตอีซีฟเรซินซีเมนต์ ซึ่งเป็นเรซินซีเมนต์ชนิด

บ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง ทุกชั้นตัวอย่างผ่านกระบวนการจำลองการใช้งานในช่องปาก เพื่อให้ใกล้เคียงสภาวะทางคลินิกมากที่สุด

แม้ว่าการศึกษานี้จะใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง ซึ่งสามารถเกิดปฏิกิริยาได้ทั้งสองแบบ แต่การทำให้เกิดปฏิกิริยาการบ่มตัวด้วยแสงเป็นสิ่งที่จำเป็นอย่างยิ่งต่อการเกิดพอลิเมอร์^{22,53} การศึกษานี้กำหนดให้ฉายแสงร่วมด้วยโดยกำหนดให้ปลายเครื่องมือฉายแสงอยู่ชิดกับผิวหน้าของวัสดุ และให้ความหนาของวัสดุเป็นตัวกำหนดปัจจัยเรื่องระยะทางของแสงถึงวัสดุ มีการแนะนำให้ใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสงในกรณีที่ต้องการลดปัญหาการเกิดพอลิเมอร์ที่ไม่สมบูรณ์ เช่นกรณีเมื่อยัดติดเซรามิกชนิดลูไซต์ที่หนามากกว่า 2 มิลลิเมตรขึ้นไป²⁴ ซึ่งความโปร่งแสงขึ้นกับค่าการกระจายแสง (refractive index) ของอนุภาคของวัสดุอัดแทรก เมทริกซ์ และความหนาของวัสดุ⁵⁴ จากการศึกษาของ Kilinc และคณะ ในปี 2011 พบว่าเมื่อเซรามิกชนิดลูไซต์ที่หนาเกิน 3 มิลลิเมตรขึ้นไป จะทำให้เกิดการแข็งตัวของชั้นเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสงน้อยกว่าเซรามิกที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญ²⁴ การศึกษานี้จึงเลือกใช้วัสดุที่ระดับความหนาสูงสุดที่ 4 มิลลิเมตร ตามการเตรียมฟันทั่วไป⁵⁵ อย่างไรก็ตาม ความแข็งแรงพันธะแรงดึงยังขึ้นกับวิธีการเตรียมผิวของวัสดุร่วมด้วย ทำให้อิทธิพลจากความหนาของวัสดุไม่มีผลต่อค่าเฉลี่ยความแข็งแรงพันธะแรงดึงอย่างชัดเจนนัก

ทั้งนี้การศึกษานี้ศึกษาในระดับความหนาของแคดแคมเรซินเซรามิก 2 3 และ 4 มิลลิเมตรและใช้เรซินซีเมนต์เพียงยี่ห้อเดียว รวมทั้งการศึกษาจำลองสถานการณ์ในห้องปฏิบัติการเท่านั้น ซึ่งในสภาวะทางคลินิก การผลิตชิ้นงานจะมีระดับความหนาที่แตกต่างกันไป รวมทั้งอาจมีปัจจัยอื่นที่แตกต่างกันไป เช่น สภาพผิวฟันที่ยึดติดแบบต่าง ๆ หรือสัดส่วนพื้นผิวที่ยึดติดกับโครงสร้างฟันต่อพื้นผิวที่ไม่มีการยึดติดกับโครงสร้างฟัน (configuration factor) เป็นต้น ดังนั้นผลลัพธ์อาจแตกต่างจากการศึกษานี้ จึงควรศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับการใช้ร่วมกับเรซินซีเมนต์ชนิดอื่น ๆ หรือการยัดติดระยะยาวในทางคลินิกต่อไป

สรุปผลการวิจัย

เมื่อยึดแคดแคมเรซินเซรามิกที่มีความหนาที่แตกต่างกันกับเนื้อฟัน ด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนชนิดของแคดแคมเรซินเซรามิก มีองค์ประกอบ และการเตรียมผิวเซรามิกที่แตกต่างกัน มีผลต่อค่า

ความแข็งแรงพันธะที่แตกต่างกัน ซึ่งแนะนำว่า สามารถยึดวัสดุวีต้าอีนาไมก และเซรามาร์ท ที่มีความหนาน้อยกว่า หรือเท่ากับ 4 มิลลิเมตร ให้ติดกับเนื้อฟันด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง ส่วนวัสดุโซฟลูอิกเอชซี เป็นวัสดุที่มีปัจจัยเรื่องความหนาที่ส่งผลต่อการลดลงของค่าความแข็งแรงพันธะแรงดึงระดับจุลภาค ดังนั้นจึงควรระมัดระวังในการยัดติดวัสดุที่มีความหนา 4 มิลลิเมตรขึ้นไป ด้วยเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีร่วมกับแสง

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษานี้ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจาก ทุนสำหรับนิสิตหลักสูตรฝึกอบรมเพื่อวุฒิบัตร ราชวิทยาลัยทันตแพทย์แห่งประเทศไทย และผู้วิจัยขอขอบคุณศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่อำนวยความสะดวกในการใช้สถานที่ และเครื่องมือในการทำวิจัย ขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ทันตแพทย์หญิง ดร. สรณันท์ จันทรางศุ ที่ให้คำปรึกษาการใช้สถิติในการวิเคราะห์ข้อมูล รวมทั้งคณาจารย์ภาควิชาทันตกรรมทันตการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยทุกท่าน ที่ให้ความรู้ และคำแนะนำในการทำศึกษานับนี้ตลอดมา

เอกสารอ้างอิง

1. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28(3):227-35.
2. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30(5):564-9.
3. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011;27(6):527-34.
4. Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Yoshihara K, Nagaoka N, Cardoso Vieira LC, et al. Light irradiance through novel CAD-CAM block materials and degree of conversion of composite cements. *Dent Mater* 2018;34(2):296-305.
5. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2010;104(4):239-46.
6. Ayres AP, Andre CB, Pacheco RR, Carvalho AO, Bacelar-Sa RC, Rueggeberg FA, et al. Indirect restoration thickness and time after light-activation effects on degree of conversion of resin cement. *Braz Dent J* 2015;26(4):363-7.
7. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent* 2015;113(6):534-40.

8. Stawarczyk B, Awad D, Ilie N. Blue-light transmittance of esthetic monolithic CAD/CAM materials with respect to their composition, thickness, and curing conditions. *Oper Dent* 2016;41(5):531-40.
9. Yavuz T, Ozyilmaz OY, Dilber E, Tobi ES, Kilic HS. Effect of different surface treatments on porcelain-resin bond strength. *J Prosthodont* 2017;26(5):446-54.
10. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskia CB, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent* 2016;18(4):289-302.
11. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: A Literature Review. *J Esthet Restor Dent* 2005;17(4):224-35.
12. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89(3):268-74.
13. Rodrigues SA, Ferracane JL, Bona A. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dent Mater* 2009;25(4):442-51.
14. Hori S, Minami H, Minesaki Y, Matsumura H, Tanaka T. Effect of hydrofluoric acid etching on shear bond strength of an indirect resin composite to an adhesive cement. *Dent Mater J* 2008;27(4):515-22.
15. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent* 1995;73(5):464-70.
16. Terry DA, Blatz MB. Surface treatments for tooth-colored restorations: Part 2. *Dent Today* 2011;30(3):126,8,30-1.
17. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. *J Prosthet Dent* 2001;85(2):184-9.
18. Mamanee T, Takahashi M, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Initial and long-term bond strengths of one-step self-etch adhesives with silane coupling agent to enamel-dentin-composite in combined situation. *Dent Mater J* 2015;34(5):663-70.
19. Ladha K, Verma M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodont Soc* 2010;10(2):79-88.
20. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent* 2013;34(1):42-4, 6.
21. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *J Appl Oral Sci* 2015;23(4):358-68.
22. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001;85(5):479-84.
23. Pazin MC, Moraes RR, Goncalves LS, Borges GA, Sinforeti AC, Correr-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. *J Oral Sci* 2008;50(2):131-6.
24. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 2011;36(6):661-9.
25. Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF. Monomer conversion of pre-heated composite. *J Dent Res* 2005;84(7):663-7.
26. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmuhlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent* 2016;37(9):630-7.
27. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW, Jr. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 2003;19(8):758-67.
28. Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H. Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater* 1991;7(4):234-9.
29. ISO11405 Dentistry-Testing of adhesion to tooth structure. 2015.
30. Sturz CR, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. *Dent Mater J* 2015;34(6):796-813.
31. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:1-11.
32. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfeifferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on *in vitro* testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength. *Dent Mater* 2017;33:133-43.
33. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 2016;32(11):e275-e83.
34. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *J Dent Res* 2016;95(5):487-95.
35. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014;33(5):705-10.
36. Filho AM, Vieira LC AE, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004;13(1):28-35.
37. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T. Influence of

- thermal cycling on flexural properties and simulated wear of computer-aided design/ computer-aided manufacturing resin composites. *Oper Dent* 2017;42(1):101-10.
38. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Oper Dent* 2016;41(2):171-8.
39. Garboza CS, Berger SB, Guiraldo RD, Piovezan AP, Gonini A, Moura SK, *et al.* Influence of surface treatments and adhesive systems on lithium disilicate microshear bond strength. *Braz Dent J* 2016;27(4):458-62.
40. Ramakrishnaiah R, Alkhwraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *Int J Mol Sci* 2016;17(6).pii: E822.
41. Gungor MB, Nemli SK, Bal BT, Unver S, Dogan A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont* 2016;8(4):259-66.
42. Okada R, Asakura M, Ando A, Kumano H, Ban S, Kawai T, *et al.* Fracture strength testing of crowns made of CAD/CAM composite resins. *J prosth res* 2018;62(3):287-92.
43. Habib E, Wang R, Wang Y, Zhu M, Zhu X. Inorganic fillers for dental resin composites: present and future. *ACS Biomaterial* 2016;2:1-11.
44. Habib E, Wang R, Zhu X. Monodisperse silica-filled composite restoratives mechanical and light transmission properties. *Dent Mater* 2017;33(3):280-7.
45. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hliraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J* 2015;34(6):881-7.
46. Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, *et al.* Sandblasting may damage the surface of composite CAD–CAM blocks. *Dent Mater* 2017;33(3):124-35.
47. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent* 2012;25(2):103-8.
48. Lee Y, Chae M, Kim KH, Kwon TY. Effect of dental silane primer activation time on resin–ceramic bonding. *J adhes sci technol* 2015;29(11):1155-67.
49. de Carvalho RF, Martins ME, de Queiroz JR, Leite FP, Ozcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater J* 2011;30(3):392-7.
50. Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, *et al.* *In vitro* longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent* 2015;40(3):282-92.
51. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda N. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 2013;41(5):404-11.
52. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Wilwerding TM, Latta MA, Miyazaki M. Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates. *Oper Dent* 2017;42(2):E59-E70.
53. Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil* 2003;30(10):1015-21.
54. Nakajima M, Arimoto A, Prasansuttiorn T, Thanatvarakorn O, Foxton RM, Tagami J. Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *J Dent* 2012;40 Suppl 2:e77-82.
55. Harald O, Edward J, V. A. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 6, editor. St.Louis: ELSEVIER; 2013.