

# ผลของระยะเวลาก่อนการฉายแสงต่อกำลังยึด ของเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ภายใต้สภาวะจำลองแรงดันในโพรงเนื้อเยื่อ Effect of Waiting Interval Before Light Curing on Bond Strength of Resin Modified Glass Ionomer Cement Under Simulated Pulp Pressure

พรรณทิพา บุตรดา<sup>1</sup>, ทวีศักดิ์ ประสานสุทธิพร<sup>2</sup>, อรณิชา ธนัทวารกรณ์<sup>3</sup>, สุมนา จิตติเดชารักษ์<sup>2</sup>

<sup>1</sup>โรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

<sup>2</sup>ภาควิชาทันตกรรมบูรณะและปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

<sup>3</sup>คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยกรุงเทพธนบุรี

Pantipa Butda<sup>1</sup>, Taweesak Prasansuttiporn<sup>2</sup>, Ornnicha Thanatvarakorn<sup>3</sup>, Sumana Jittidecharaks<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Dental Hospital, Faculty of Dentistry, KhonKaen University

<sup>2</sup>Department of Restorative Dentistry and Periodontology, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

<sup>3</sup>Faculty of Dentistry, Bangkokthonburi University

ชม. ทันตสาร 2561; 39(1) : 113-125

CM Dent J 2018; 39(1) : 113-125

## บทคัดย่อ

**วัตถุประสงค์:** เพื่อศึกษาเปรียบเทียบผลของระยะเวลาเมื่อเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์สัมผัสกับเนื้อฟันก่อนการฉายแสงต่อกำลังยึดภายใต้สภาวะจำลองแรงดันในโพรงเนื้อเยื่อ

**วิธีการวิจัย:** ฟันกรามถาวรซี่ที่สามจำนวน 90 ซี่ ตัดเคลือบฟันด้านบดเคี้ยวออกจนถึงเนื้อฟัน ตัดปลายรากฟันและนำเนื้อเยื่อในออก ยึดชิ้นส่วนของฟันเข้ากับเครื่องจำลองความดันในโพรงเนื้อเยื่อใน 15 เซนติเมตรน้ำ แบ่งฟันตัวอย่างออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ ตามวัสดุที่ใช้บูรณะคือ ฟลูออโรแอลซีและวิทริบอนด์พลัส จากนั้นแบ่งแต่ละกลุ่มใหญ่

## Abstract

**Objectives:** The aim of this study was to evaluate the effect of waiting interval before light curing on dentin bond strength of resin modified glass ionomer cement under simulated pulpal pressure condition.

**Methods:** Ninety extracted third molars were used in this study. The occlusal enamel was ground to expose a flat surface of dentin. Dental root and pulp were removed. The tooth segments were attached to pulp pressure stimulation in order to produce

Corresponding Author:

ทวีศักดิ์ ประสานสุทธิพร

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร., ภาควิชาทันตกรรมบูรณะและปริทันตวิทยา  
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Taweesak Prasansuttiporn

Assistant Professor, Dr. Department of Restorative Dentistry and  
Periodontology, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University,  
Chiang Mai, 50200, Thailand

E-mail: dent.taweesak@gmail.com

ออกเป็น 5 กลุ่มย่อย ตามระยะเวลาที่วัสดุสัมผัสเนื้อฟัน ก่อนฉายแสง ดังนี้ ฉายแสงทันที รอ 1, 2, 3 หรือ 4 นาที ภายหลังสัมผัสเนื้อฟัน นำฟันตัวอย่างที่ผ่านการบูรณะมา ตัดเป็นชิ้นงานรูปร่างโดยมีพื้นที่หน้าตัดบริเวณรอยต่อ ระหว่างเนื้อฟันและวัสดุบูรณะ 1 ตารางมิลลิเมตร ทดสอบ กำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาคด้วยเครื่องทดสอบวัสดุ เอนกประสงค์ที่ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที นำชิ้นงาน ส่วนพื้นที่แตกมาตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน แบบส่องกราดเพื่อจำแนกลักษณะความล้มเหลว วิเคราะห์ ค่าเฉลี่ยกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาคโดยใช้สถิติความ แปรปรวนแบบทางเดียวและสถิติเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิด ดันแคนและเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ย ระหว่างวัสดุที่ระยะเวลาก่อนการฉายแสงเดียวกันด้วยสถิติ ที่อิสระที่ความเชื่อมั่นร้อยละ 95

**ผลการศึกษา:** ระยะเวลาที่วัสดุสัมผัสกับเนื้อฟันก่อน การฉายแสงมีอิทธิพลต่อค่าเฉลี่ยกำลังยึดแบบดึงระดับ จุลภาคทั้งวัสดุวิทรีบอนด์พลัส ( $p < 0.001$ ) และฟูจิทูแอลซี ( $p = 0.02$ ) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยวัสดุวิทรีบอนด์ พลัสเมื่อฉายแสงภายหลังสัมผัสเนื้อฟัน 2 และ 3 นาที ให้ ค่ากำลังยึดแบบดึงระดับจุลภาคสูงสุด ส่วนวัสดุฟูจิทูแอลซี ให้ค่าสูงสุดเมื่อฉายแสงภายหลังสัมผัสเนื้อฟันทันที รอ 1 และ 2 นาที ลักษณะความล้มเหลวพบว่าวัสดุวิทรีบอนด์ พลัสมีความล้มเหลวระหว่างชั้นเนื้อฟันและวัสดุมากกว่า วัสดุฟูจิทูแอลซีอย่างมีนัยสำคัญ

**สรุป:** ระยะเวลาที่เหมาะสมที่วัสดุแต่ละชนิดสัมผัส กับเนื้อฟันก่อนการฉายแสงแตกต่างกัน สำหรับวัสดุวิทรี บอนด์พลัสควรฉายแสงภายหลังวัสดุสัมผัสเนื้อฟันแล้ว นาน 2 ถึง 3 นาที ส่วนวัสดุฟูจิทูแอลซีควรฉายแสงทันที หรือไม่เกิน 2 นาทีภายหลังวัสดุสัมผัสเนื้อฟัน

**คำสำคัญ:** เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ เวลา ก่อนการฉายแสง สภาวะแรงดันในโพรงเนื้อเยื่อใน กำลัง ยึดแบบดึงระดับจุลภาค

a pressure of 15 cmH<sub>2</sub>O at the dentine surface. The teeth were randomly assigned into 2 groups, 40 of each restorative material: Fuji II LC<sup>®</sup> and Vitrebond<sup>™</sup> Plus. Each material group was divided into 5 subgroups of waiting interval before light curing: immediate, 1-, 2-, 3- and 4-min delayed light-curing. All bonded teeth were sectioned to beam-shaped specimens at a cross-sectional area of 1 mm<sup>2</sup> and then subjected to the microtensile bond test. The debonded specimens were determined for failure mode by scanning electron microscope (SEM). The data were analysed by one-way ANOVA analysis, Duncan's multiple-range test and independent t-test at the confidence level of 95%.

**Results:** There were significant differences among various waiting interval groups (Vitrebond<sup>™</sup> Plus  $p < 0.001$ , Fuji II LC<sup>®</sup>  $p = 0.02$ ). For Vitrebond<sup>™</sup> Plus with 2- and 3-min delayed light-curing showed the highest microtensile bond strength. For Fuji II LC<sup>®</sup> with immediate light curing, 1- and 2-min delayed light-curing showed the highest bond strength. Vitrebond<sup>™</sup> Plus showed more significantly adhesive failure than Fuji II LC<sup>®</sup> at all waiting intervals.

**Conclusions:** The proper waiting intervals before light curing in RMGIs was different. In present study, the proper time to start light-curing was 2-3 min after placement for Vitrebond<sup>™</sup> Plus and immediate to 2-3 min after placement for Fuji II LC<sup>®</sup>.

**Keywords:** resin modified glass ionomer cement, waiting interval, pulp pressure, microtensile bond strength

## บทนำ

เรซินคอมโพสิต (resin composite) และกลาสไอโอ- โนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม (conventional glass-ionomer cement) เป็นวัสดุบูรณะสีเหมือนฟันที่ได้รับความนิยมในทาง ทันตกรรม วัสดุทั้งสองชนิดนี้มีข้อดีและข้อด้อยที่แตกต่างกัน จึงมีการพัฒนาวัสดุชนิดใหม่คือ เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอ- โนเมอร์ซีเมนต์ (resin-modified glass-ionomer cement)<sup>(1)</sup> วัสดุชนิดนี้ได้รวมข้อดีของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิด ดั้งเดิม และเรซินคอมโพสิตไว้ด้วยกัน ทั้งในเรื่องความแข็ง แรงที่เพิ่มขึ้นของวัสดุ ความสวยงาม และเวลาก่อตัวที่ สามารถควบคุมได้ด้วยแสงคล้ายกับเรซินคอมโพสิต<sup>(2)</sup> นอกจากนี้ยังคงคุณสมบัติเด่นที่สำคัญของกลาสไอโอโนเมอร์- ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมไว้คือ ความสามารถในการป้องกันฟันผุ จากการปลดปล่อยฟลูออไรด์และความสามารถในการยึดติด กับโครงสร้างฟัน

การยึดติดกับโครงสร้างฟันของเรซินโมดิฟายด์กลาส- ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เกิดจากวิธีทางกลด้วยการสร้างเรซิน แท็ก (resin tag) ร่วมกับชั้นไฮบริด (hybrid layer) และพันธะ ทางเคมีจากปฏิกิริยากรด-ด่าง (acid-base reaction)<sup>(3,4)</sup> ซึ่ง เกิดภายหลังจากการผสมส่วนผงและส่วนเหลวของวัสดุเข้า ด้วยกัน วัสดุจะมีฤทธิ์เป็นกรดอ่อนไปทำปฏิกิริยากับ โครงสร้างฟัน ทำให้เกิดการละลายของแร่ธาตุบางส่วนออกมา จากโครงสร้างฟัน คาร์บอกซิเลทไอออนของกรดโพลีอะคริลิก จะเข้าไปทำปฏิกิริยากับแร่ธาตุที่ละลายออกมา เกิดการ แลกเปลี่ยนไอออนระหว่างวัสดุและโครงสร้างฟันที่บริเวณ ไกลผิวฟัน นอกจากนี้แร่ธาตุบางส่วนที่เหลืออยู่บนโครงสร้าง ฟันยังเกิดพันธะไอออนิกกับคาร์บอกซิเลทไอออนด้วย<sup>(5)</sup> ซึ่ง กระบวนการทั้งหมดต้องอาศัยเวลาในการดำเนินปฏิกิริยา และต้องมีน้ำเป็นตัวกลางในการเริ่มปฏิกิริยา

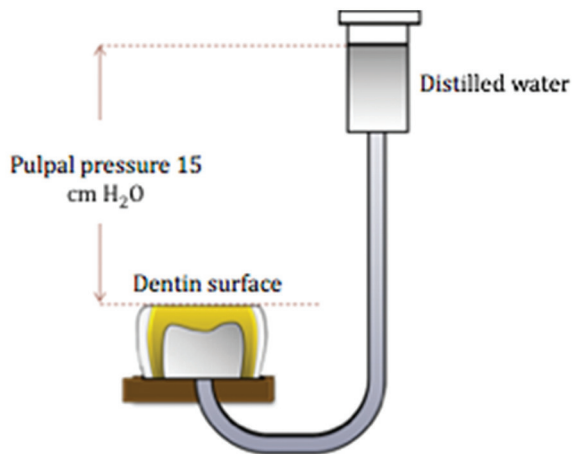
จากการศึกษาต่าง ๆ ที่ผ่านมา พบว่าปัจจัยที่ส่งผลต่อ การยึดติดระหว่างเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ กับเนื้อฟันมีอยู่หลายปัจจัย ได้แก่ การกำจัดชั้นเสมียร์ (smear layer)<sup>(6,7)</sup> การใช้สารปรับสภาพเนื้อฟัน ชนิดและ ความเข้มข้นของสารปรับสภาพเนื้อฟัน<sup>(8-10)</sup> และความชื้น ภายในเนื้อฟัน เป็นต้น ซึ่งการจำลองสภาวะแรงดันในโพรง เนื้อเยื่อในถือเป็นอีกหนึ่งวิธีที่ทำให้ฟันในท้องทดลองมี ความชื้นใกล้เคียงกับในช่องปาก<sup>(11)</sup> จากการศึกษาเปรียบเทียบ

กำลังยึดระหว่างเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ กับเนื้อฟันทั้งในสภาวะจำลองที่มีและไม่มีแรงดันในโพรง เนื้อเยื่อใน พบว่าความชื้นภายในตัวฟันส่งผลต่อค่ากำลังยึด<sup>(12)</sup> นอกจากนี้ขณะเกิดการก่อตัวของเรซินโมดิฟายด์กลาส ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นภายในตัววัสดุ นั้น ประกอบด้วย 2 ปฏิกิริยา คือ ปฏิกิริยากรด-ด่างที่ต้องอาศัย เวลาในการดำเนินปฏิกิริยาและปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization reaction) ซึ่งทั้งสองปฏิกิริยาต่างถ่วงดุล สมดุลซึ่งกันและกันอยู่ หากปฏิกิริยาใดเกิดมากอีกปฏิกิริยา จะเกิดน้อย<sup>(13)</sup> ดังนั้นการหาเวลาที่เหมาะสมเมื่อวัสดุสัมผัส กับเนื้อฟันก่อนการฉายแสงจึงเป็นอีกปัจจัยที่น่าสนใจ และ นำมาสู่การศึกษาในครั้งนี้เพื่อศึกษาเปรียบเทียบผลของระยะ เวลาเมื่อเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์สัมผัสกับ เนื้อฟันก่อนการฉายแสงต่อกำลังยึดภายใต้สภาวะจำลองแรง ดันในโพรงเนื้อเยื่อใน

## วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

นำฟันกรามแท้ซี่ที่สามของมนุษย์จำนวน 90 ซี่ ซึ่งเก็บ รักษาภายหลังถูกถอนด้วยการแช่แข็ง มาตัดบริเวณส่วนตัว ฟันในแนวตั้งฉาก 90 องศา กับแนวแกนฟันให้ได้เนื้อฟันด้าน บดเคี้ยวที่ปราศจากเคลือบฟัน จากนั้นตัดบริเวณรากฟันโดย ตัดต่ำกว่ารอยต่อเคลือบฟันกับเคลือบรากฟันประมาณ 3 มิลลิเมตร ด้วยเครื่องตัดปูนพลาสติกเตอร์ (Model trimmer, Silfradent, Italy) กำจัดเนื้อเยื่อในออก ขัดผิวเนื้อฟันด้าน บดเคี้ยวด้วยกระดาษทรายน้ำ ความละเอียด 600 กริต โดย ขัดผิวฟันไปในทิศทางเดียว ระยะทางในการขัดเท่ากัน จำนวน 60 ครั้งต่อซี่ เพื่อจำลองการเกิดชั้นเสมียร์

จากนั้นทำการยึดชิ้นส่วนของฟันที่ได้กับแผ่นอะคริลิก ที่เจาะรูไว้ด้วยกาวไซยาโนอะคริเลต (cyanoacrylate) นำ สายยางขนาดเล็กต่อเข้ากับแผ่นอะคริลิกบริเวณรูที่เจาะไว้ โดยสายยางนี้ทำหน้าที่เชื่อมต่อระหว่างโพรงเนื้อเยื่อในกับ กระบอกฉีดยาที่บรรจุน้ำกลั่นขนาด 50 มิลลิลิตร วาง กระบอกฉีดยาให้สูงจากตัวฟัน 15 เซนติเมตร เพื่อให้ได้ความ ดันในโพรงเนื้อเยื่อในเท่ากับ 15 เซนติเมตรน้ำ ดังแสดงใน รูปที่ 1 เมื่อได้ฟันตัวอย่างทั้งหมดให้แบ่งออกเป็น 10 กลุ่ม การทดลอง กลุ่มละ 9 ซี่ ตามชนิดของวัสดุบูรณะและระยะเวลา ที่วัสดุสัมผัสเนื้อฟันก่อนการฉายแสง ดังแสดงในตารางที่ 1



**รูปที่ 1** ฟันตัวอย่างภายใต้สภาวะความดันในโพรงเนื้อเยื่อใน 15 เซนติเมตรน้ำ

**Figure 1** Schematic representation of the apparatus used to produce 15 cmH<sub>2</sub>O pulp pressure

**ตารางที่ 1** กลุ่มการทดลองทั้งหมด

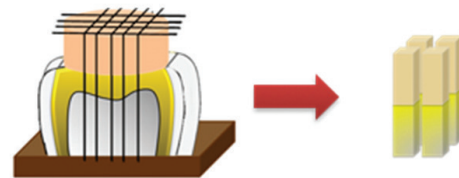
**Table 1** Experimental groups

Group	Material	Waiting interval, delayed light-curing (min)
VBP 0	Vitrebond™ Plus	0 min
VBP 1		1 min
VBP 2		2 min
VBP 3		3 min
VBP 4		4 min
FJ 0	Fuji II LC®	0 min
FJ 1		1 min
FJ 2		2 min
FJ 3		3 min
FJ 4		4 min

นำฟันตัวอย่างทั้ง 10 กลุ่มการทดลอง มาเตรียมพื้นผิวฟัน โดยกลุ่มวิทรีบอนด์พลัสไม่มีการเตรียมพื้นผิวใด ๆ ส่วนกลุ่มฟูจิทูแอลซีเตรียมผิวฟันโดยใช้กรดโทลิวอิกความเข้มข้นร้อยละ 10 ทาปรับสภาพผิวฟัน นาน 20 วินาที ล้างน้ำและเป่าลม จากนั้นนำแบบวงแหวนซิลิโคนสูง 2 มิลลิเมตร เส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร วางบนผิวเนื้อฟัน ผสมวัสดุบูรณะแต่ละชนิดตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต (ตารางที่

2) และนำมาใส่ในแบบวงแหวนซิลิโคนจนเต็ม ปิดทับด้วยแผ่นพลาสติกใส จับเวลาตั้งแต่วิสตุษัมผัสกับเนื้อฟัน เมื่อครบกำหนดเวลาของแต่ละกลุ่มให้ทำการฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี (Bluephase® LED curing light, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) 20 วินาที จากนั้นถอดแบบวงแหวนซิลิโคนออกฉายแสงด้านข้างให้ทั่วชิ้นงานทั้ง 4 ด้าน ด้านละ 20 วินาที เคลือบผิวรอบนอกวัสดุและเนื้อฟันด้วยสารยึดติดสกอตบอนด์มัลติเพอพอซ ฉายแสง 20 วินาที ปลอ่ยชิ้นงานให้เกิดการก่อตัวภายใต้สภาวะความดันในโพรงเนื้อเยื่อในอีก 30 นาที แล้วจึงถอดสายยางออกจากชิ้นงาน และนำฟันตัวอย่างทั้งหมดแช่น้ำเก็บไว้ในตู้รักษาความชื้นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

นำฟันตัวอย่างกลุ่มละ 8 ซี่ มาตัดในแนวแกนฟันด้วยเครื่องตัดใบเลื่อยเพชรความเร็วต่ำ (slow-speed diamond saw; Isomet® 1000; Buehler, Illinois, USA) ให้ได้ลักษณะชิ้นงานรูปแท่ง มีขนาดพื้นที่หน้าตัดของชิ้นงานประมาณ 1 ตารางมิลลิเมตร โดยฟัน 1 ซี่ สามารถตัดแบ่งได้ 4 ชิ้น รวมได้ชิ้นงานทั้งหมด 32 ชิ้นต่อกลุ่ม ดังแสดงในรูปที่ 2 ยึดชิ้นงานลงบนแท่นทดสอบความแข็งแรงยึดแบบดึงระดับจุลภาคด้วยกาวไฮไซโนอะคริเลต (Model repair II blue, Dentsply, USA) จากนั้นทำการทดสอบกำลังยึดแบบดึงระดับจุลภาคด้วยเครื่องทดสอบวัสดุเอนกประสงค์ (Universal Testing Machine (UTM), Instron 5566, Instron (Thailand) Limited, Thailand) ด้วยความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่ออนาที หาค่ากำลังยึดแบบดึงระดับจุลภาคเป็นหน่วยเมกะปาสคาล (MPa)



**รูปที่ 2** แสดงลักษณะชิ้นงานสำหรับการทดสอบค่ากำลังยึดระดับจุลภาค

**Figure 2** Specimen preparation for micro-tensile bond test

**ตารางที่ 2** ชื่อทางการค้า บริษัทผู้ผลิต ส่วนประกอบ และวิธีการใช้งานของวัสดุ

**Table 2** Trade names, manufacturers, compositions and application techniques of materials

Material	Batch number	Composition	Procedure
GC Dentin Conditioner (GC Corp; Tokyo, Japan)	1507101	90% Distilled water 10% Polyacrylic acid	<ul style="list-style-type: none"> <li>Apply dentin conditioner for 20 seconds.</li> <li>Rinse with water and gently air-dry.</li> </ul>
Fuji II LC® CAPSULE (GC Corp; Tokyo, Japan)	1503111	Powder: 100% Aluminosilicate glass Liquid: 20-30% Distilled water 20-30% Polyacrylic acid 30-35% HEMA <10% UDMA <1% Camphorquinone	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mix for 10 seconds.</li> <li>Apply cement into silicone mould.</li> <li>Light cure for 20 seconds.</li> </ul>
Vitrebond™ Plus (3M ESPE; USA)	N735536	Paste A: 70-80% Silane treated glass 10-20% HEMA 1-10% Water <2% Silane treated silica <2% Bis-GMA Liquid B: 40-50% Copolymer of acrylic acid and itaconic acid 30-40% Water 15-25% HEMA	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mix paste and liquid for 15 seconds.</li> <li>Apply cement into silicone mould.</li> <li>Light cure for 20 seconds.</li> </ul>
Scotchbond™ Multi-Purpose Plus (3M ESPE; USA)	N465871	60-70% Bis-GMA 30-40% HEMA <0.5% Triphenylantimony	<ul style="list-style-type: none"> <li>Apply adhesive cover restoration and dentin surface.</li> <li>Light cure for 20 seconds.</li> </ul>

นำชิ้นงานส่วนที่แตกฝั่งเนื้อฟันมาตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดเพื่อดูลักษณะความล้มเหลว (failure mode) บริเวณรอยแตกที่เกิดขึ้นจากการทดสอบกำลังยึดแบบดึงระดับจุลภาค โดยภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดพื้นที่ 1 ตารางมิลลิเมตร ของชิ้นงานส่วนที่แตกฝั่งเนื้อฟัน ถูกแบ่งออกเป็น 100 ส่วน ที่มีขนาดเท่ากัน และจำแนกแต่ละส่วนตามลักษณะความล้มเหลว ซึ่งแบ่งออกเป็น 3 ชนิด ได้แก่ ความล้มเหลวระหว่างชั้นเนื้อฟันและวัสดุ (adhesive failure) ความล้มเหลวในเนื้อวัสดุเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (cohesive failure in resin modified glass ionomer cement) และความล้มเหลวในเนื้อฟัน (cohesive failure in dentine) นำค่าเฉลี่ยกำลังยึดแบบดึงระดับจุลภาคในแต่ละกลุ่มมาวิเคราะห์ผลทางสถิติ โดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way ANOVA) และเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มด้วยการเปรียบเทียบ

เชิงซ้อนชนิดดินแดน (Duncan's multiple-range test) และเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างวัสดุที่ระยะเวลาก่อนการฉายแสงเดียวกันด้วยสถิติทีอิสระ (Independent t-test) ที่ความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และนำผลร้อยละของลักษณะความล้มเหลวบริเวณแตกหัก มาวิเคราะห์ทางสถิติด้วยการทดสอบไคสแควร์ (Chi-square test) โดยใช้โปรแกรม IBM SPSS Ver.22 (IBM company., USA)

นำฟันตัวอย่างที่เหลือกกลุ่มละ 1 ซี่ มาตัดในแนวแกนฟันด้วยเครื่องตัดใบเลื่อยเพชรให้ได้ชิ้นงานรูปแท่ง มีขนาดพื้นที่หน้าตัดของชิ้นงานประมาณ 0.7x1.0 ตารางมิลลิเมตร นำชิ้นงานแต่ละแท่งฝังในแบบหล่อพลาสติก ยึดติดด้วยเรซินอีพ็อกซี (epoxy resin) จากนั้นนำชิ้นงานที่ถูกฝังไปซัดให้เรียบโดยใช้กระดาษทรายน้ำที่มีความละเอียด 400, 600, 800, 1,000, 1,200, 1,500 และ 2,000 กริต ตามลำดับ นำชิ้นงานไปทำความสะอาดด้วยเครื่องอัลตราโซนิค (BioSonic® UC125, WhaledentInc, USA) เป็นเวลา 2 นาที ทำให้แห้ง

โดยวางบนกระดาษกรอง นำชิ้นงานไปเคลือบทองและส่องดูพื้นผิวบริเวณรอยต่อด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดที่กำลังขยาย 700 และ 2,500 เท่า เพื่อดูลักษณะบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและวัสดุ

**ผลการศึกษา**

**ผลการทดสอบกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาค**

ค่าเฉลี่ยกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาค (mean microtensile bond strength) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) ของทั้ง 10 กลุ่มการทดลอง แสดงในตารางที่ 3 พบว่าระยะเวลาที่วัสดุสัมผัสกับเนื้อฟันก่อนการฉายแสงมีอิทธิพลต่อค่าเฉลี่ยกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาคทั้งในวัสดุวิทรีบอนด์พลัสและฟูจิทูแอลซีอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (วิทรีบอนด์พลัส  $p < 0.001$ , ฟูจิทูแอลซี  $p = 0.02$ ) และเมื่อเปรียบเทียบความแตกต่างค่าเฉลี่ยกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาคของวัสดุแต่ละชนิดโดยใช้การเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดต้นแดน พบว่าวัสดุวิทรีบอนด์พลัสกลุ่ม VBP2 และ VBP3 ให้ค่าเฉลี่ยกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาคสูงกว่ากลุ่ม VBP0, VBP1 และ VBP4 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p = 0.99$ ) ส่วนวัสดุฟูจิทูแอลซีกลุ่ม FJ0 ให้ค่าเฉลี่ยกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาคแตกต่างจากกลุ่ม FJ3 และ FJ4 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ไม่แตกต่างจากกลุ่ม FJ1 และ FJ2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p = 0.96$ ) จากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติทีอิสระพบว่าค่าเฉลี่ยกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาคของวัสดุฟูจิทูแอลซีมีค่ามากกว่าวัสดุวิทรีบอนด์พลัสในทุกเวลาที่วัสดุสัมผัสกับเนื้อฟันก่อนการฉายแสงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.001$ )

**ผลการวิเคราะห์ลักษณะความล้มเหลวบริเวณรอยแตกและการวิเคราะห์ทางสถิติ**

พบลักษณะความล้มเหลวของชิ้นงาน 2 ลักษณะ คือ ความล้มเหลวระหว่างชั้นเนื้อฟันและวัสดุ และความล้มเหลวในเนื้อวัสดุ เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ดังตัวอย่างแสดงในรูปที่ 3 ซึ่งร้อยละของความล้มเหลวบริเวณรอยแตกแสดงในรูปที่ 4 โดยลักษณะความล้มเหลวของชิ้นงานวัสดุวิทรีบอนด์พลัสพบความล้มเหลวระหว่างชั้นเนื้อฟันและวัสดุมากที่สุด ส่วนวัสดุฟูจิทูแอลซีพบความล้มเหลวในเนื้อวัสดุเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์มาก

ที่สุด จากการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วยการทดสอบไคสแควร์พบว่าเกิดลักษณะความล้มเหลวระหว่างชั้นเนื้อฟันและวัสดุในวัสดุวิทรีบอนด์พลัสมากกว่าฟูจิทูแอลซีในทุกเวลาที่วัสดุสัมผัสกับเนื้อฟันก่อนการฉายแสงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตารางที่ 3 ค่าเฉลี่ยกำลังยึดติดแบบดึงระดับจุลภาคและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละกลุ่มการทดลอง

Table 3 Mean and standard deviation of micro tensile bond strength (MPa) n = 32

Time intervals, delayed light-curing	Microtensile bond strengths (Mean±SD)	
	Vitrebond™ Plus	Fuji II LC® Capsule
0 min	8.23 ± 2.28 <sup>A1</sup>	30.62 ± 6.40a <sup>2</sup>
1 min	9.22 ± 2.44 <sup>AB1</sup>	30.56 ± 5.11a <sup>2</sup>
2 min	11.39 ± 3.35 <sup>C1</sup>	30.54 ± 6.08a <sup>2</sup>
3 min	11.38 ± 2.46 <sup>C1</sup>	27.28 ± 5.39b <sup>2</sup>
4 min	10.00 ± 2.48 <sup>B1</sup>	27.27 ± 5.83b <sup>2</sup>

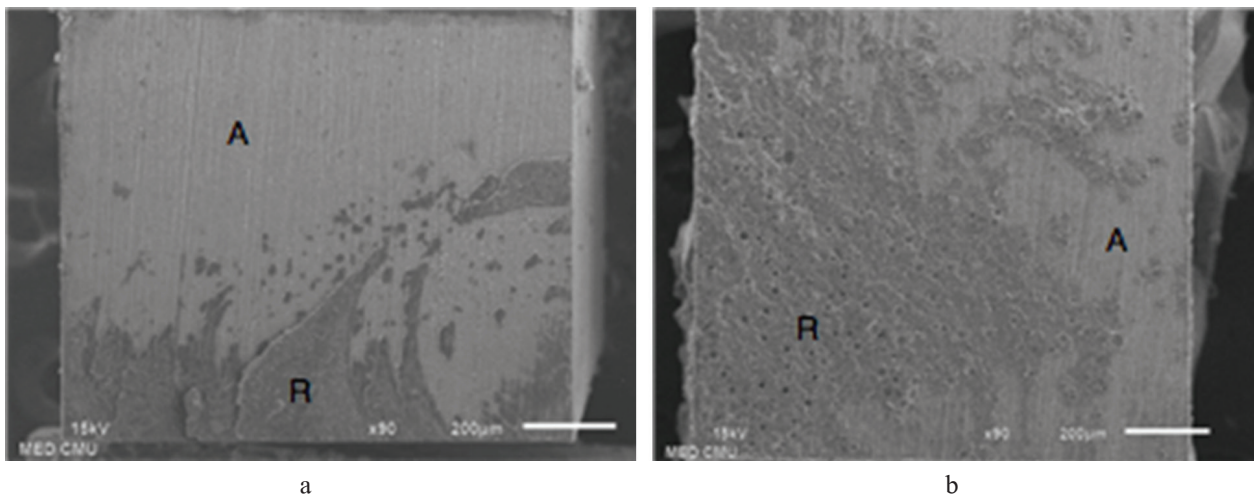
A different letter means a significant difference in each column, a different number means a significant difference in each row. (p<0.05)

**ผลการศึกษาลักษณะบริเวณรอยต่อระหว่างเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และเนื้อฟัน**

เมื่อพิจารณาที่ระยะเวลาต่าง ๆ ก่อนการฉายแสงในวัสดุชนิดเดียวกันพบว่าบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันมีลักษณะไม่แตกต่างกัน และเมื่อพิจารณาที่ชนิดของวัสดุพบว่าบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและฟูจิทูแอลซีพบลักษณะแถบสีเทาเข้มของชั้นไฮบริด ดังตัวอย่างแสดงในรูปที่ 5 โดยมีความหนาประมาณ 1 ไมโครเมตร ในขณะที่ไม่พบลักษณะแถบนี้บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและวิทรีบอนด์พลัส

**บทวิจารณ์**

การศึกษานี้ออกแบบมาเพื่อศึกษาผลของระยะเวลา ก่อนการฉายแสงภายหลังการสัมผัสกับเนื้อฟันต่อกำลังยึดของเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ภายใต้สภาวะจำลองแรงดันในโพรงเนื้อเยื่อ โดยไม่มีสมมติฐานคือ ระยะเวลา



**รูปที่ 3** ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงลักษณะพื้นผิวชิ้นงานภายหลังการทดสอบการยึดติดระดับจุลภาค  
**Figure 3** SEM evaluation of microtensile bond strength fracture surface of RMGIs to dentin

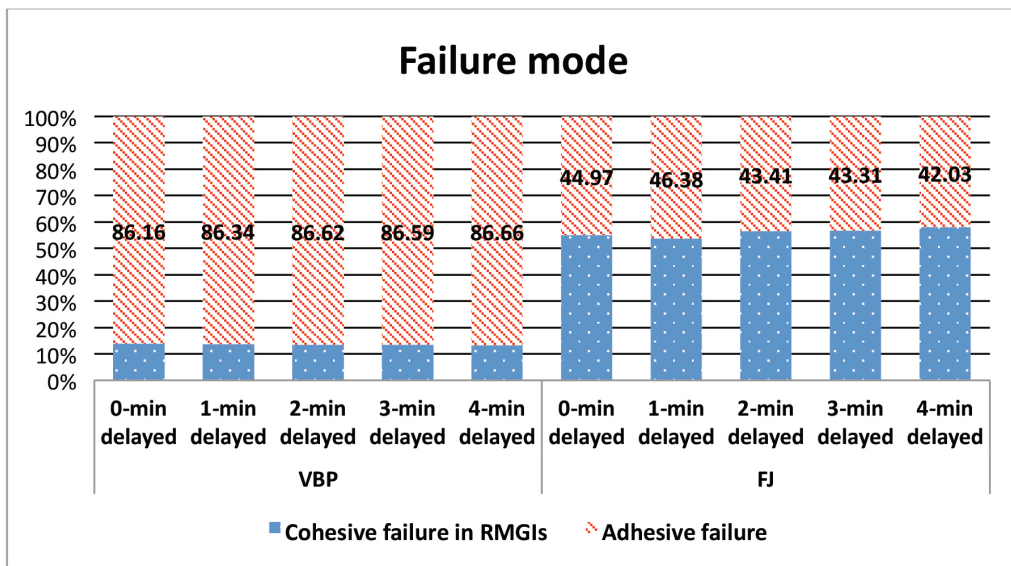
- a) Dentin side of VBP group’s specimen, the largest part of the fracture occurred as adhesive failure between dentin and RMGI (A). The area indicated with R represents the cohesive failure within RMGI.
- b) Dentin side of FJ group’s specimen, the largest part of the fracture occurred as cohesive failure within RMGI (R). The area indicated with A represents the adhesive failure between dentin and RMGI

เวลาที่วัสดุสัมผัสเนื้อฟันก่อนการฉายแสงไม่มีผลต่อกำลังยึดของเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ทั้งสองชนิด จากผลการศึกษาพบว่าระยะเวลาที่วัสดุสัมผัสเนื้อฟันก่อนการฉายแสงมีผลต่อกำลังยึดของเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ทั้งสองชนิด ทำให้ปฏิเสธสมมติฐานการทดลองที่ได้ตั้งไว้

โดยเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ใช้ในการศึกษานี้ประกอบด้วยวิทริบอนด์พลัสซึ่งเป็นวัสดุประเภทรองพื้นโพรงฟัน และฟูจิฟูเอลซีซึ่งเป็นวัสดุประเภทบูรณะวัสดุทั้งสองชนิดเป็นวัสดุที่ยังคงมีการใช้งานทางคลินิกอยู่ในปัจจุบัน ทั้งวิทริบอนด์พลัสและฟูจิฟูเอลซีต่างถูกออกแบบมาเพื่อความสะดวกสบายในการใช้งานทางคลินิก ทั้งจากระบบเครื่องจ่ายชนิดหัวกดของวิทริบอนด์พลัสและผลิตภัณฑ์ในรูปแบบแคปซูลของฟูจิฟูเอลซีซึ่งส่งผลให้วัสดุมีอัตราส่วนของส่วนประกอบที่แน่นอนในแต่ละครั้งที่ใช้งานด้วยเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีปฏิกิริยาในการก่อตัวอย่างน้อย 2 ปฏิกิริยา ประกอบด้วยปฏิกิริยาการหดตัวและปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ โดยแต่ละปฏิกิริยามีลำดับขั้นตอนในการเกิดซ้อนเหลื่อมกัน<sup>(14)</sup> จึงอาจส่งผลให้กลไกการเกิดปฏิกิริยาหนึ่งมีผลกระทบต่ออีกปฏิกิริยาหนึ่งได้ จากการศึกษาของ Berzin และคณะ<sup>(13)</sup> พบว่าปฏิกิริยา

การหดตัวมีอัตราการเกิดและการขยายตัวของปฏิกิริยาน้อยลงเมื่อทำการฉายแสงทันทีภายหลังการผสมวัสดุ ในทางกลับกัน Kakaboura และคณะ<sup>(15)</sup> พบว่าเมื่อทำการฉายแสงเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ล่าช้าภายหลังการผสมวัสดุ วัสดุจะเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากการศึกษาที่กล่าวมาแสดงให้เห็นว่าปฏิกิริยาก่อตัวทั้ง 2 ปฏิกิริยามีผลต่อกัน ซึ่งอาจส่งผลต่อโครงสร้างภายในและคุณสมบัติของวัสดุ โดยคุณสมบัติของเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่สำคัญอีกประการและส่งผลให้ได้รับความนิยมในการใช้งาน คือคุณสมบัติความสามารถการยึดเกาะกับโครงสร้างฟัน ซึ่งกลไกการยึดเกาะระหว่างเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์กับโครงสร้างเนื้อฟันเกิดจากพันธะทางเคมีและพันธะทางกล<sup>(16)</sup>

จากการศึกษาค้นคว้าพบว่าวิทริบอนด์พลัสให้ค่ากำลังยึดสูงเมื่อฉายแสงภายหลังวัสดุสัมผัสเนื้อฟัน 2 และ 3 นาที (กลุ่ม VBP2 และ VBP3) หากฉายแสงเร็วหรือช้ากว่านี้ค่ากำลังยึดติดจะมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนฟูจิฟูเอลซีมีค่ากำลังยึดสูงเมื่อทำการฉายแสงทันที ฉายแสงล่าช้า 1 และ 2 นาทีภายหลังการสัมผัสเนื้อฟัน (กลุ่ม FJ0, FJ1 และ FJ2) หากฉายแสงช้ากว่านี้ค่ากำลังยึดจะลดลง



รูปที่ 4 กราฟแท่งแสดงร้อยละของลักษณะความล้มเหลวที่พบในแต่ละกลุ่มการทดลอง

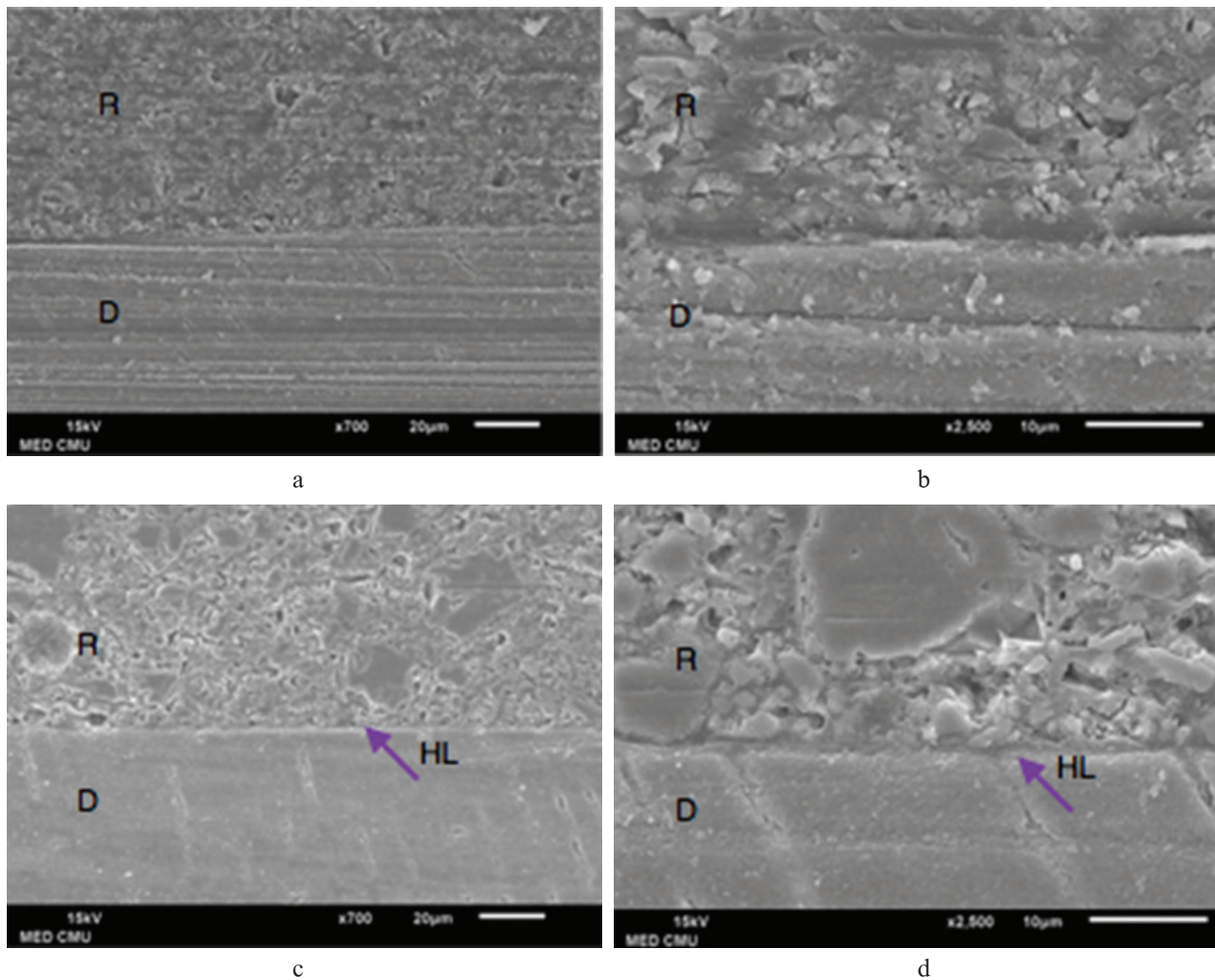
Figure 4 Bar chart represents percentage of failure mode among the groups and materials

อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งจากผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าวัสดุทั้งสองชนิดให้ค่ากำลังยึดที่ตีเมื่อฉายแสงภายหลังการสัมผัสเนื้อฟันที่เวลาแตกต่างกัน ทั้งนี้อาจเป็นผลมาจากสมดุลระหว่างปฏิกิริยากรด-ด่างและปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ในวัสดุแต่ละชนิดมีความแตกต่างกัน เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นวัสดุที่ถูกพัฒนาขึ้นมาโดยการเติมส่วนประกอบที่เป็นเรซินลงไป ในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม<sup>(1)</sup> วัสดุของแต่ละบริษัทจึงมีอัตราส่วนของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และเรซินที่แตกต่างกัน ในส่วนของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์อาศัยปฏิกิริยากรด-ด่างในการเกิดพันธะทางเคมียึดกับโครงสร้างฟัน ซึ่งเกิดจากความเป็นกรดอ่อนของวัสดุภายหลังจากการผสมส่วนผงและส่วนเหลวเข้าด้วยกัน โดยกรดโพลีอะคริลิกจะแตกตัวเกิดเป็นไฮโดรเจนไอออนและคาร์บอกซิเลท ไอออน ไฮโดรเจนไอออนเมื่อสัมผัสผิวฟันจะทำปฏิกิริยาละลายแคลเซียมไอออนและฟอสเฟตไอออนออกมาจากผลึกไฮดรอกซีแอฟพาไทด์ซึ่งเป็นส่วนประกอบของโครงสร้างฟันออกมา จากนั้นคาร์บอกซิเลทไอออนจากกรดโพลีอะคริลิกจะเข้าไปแทนที่ฟอสเฟตไอออนที่ละลายออก และทำปฏิกิริยากับแคลเซียมที่เหลืออยู่ในโครงสร้างฟันเกิดเป็นพันธะไอออนิกขึ้น<sup>(5)</sup> ซึ่งกระบวนการทั้งหมดต้องอาศัยเวลาในการดำเนินปฏิกิริยา

ในส่วนของคุณภาพเป็นเรซินที่ได้จากการเติมมอนอเมอร์ ได้แก่ ไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลต (2-hydroxyethyl methacrylate; HEMA) 2,2-บิส [4-(2-ไฮดรอกซี-3-เมทาคริโลอิลออกซี โพรพอกซี)ฟีนิล] โพร เพนหรือบิสจีเอ็มเอ (2,2-bis [4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxy propoxy) phenyl] propane: Bis-GMA) ไตรเอทิลีนไกลคอลไดเมทาคริเลต (Triethylene glycol dimethacrylate: TEGDMA) เป็นต้น ลงไปในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม องค์ประกอบที่เป็นส่วนเรซิน สามารถแทรกซึมเข้าไปในโครงสร้างของฟันเกิดเป็นเรซินแท้และชั้นไฮบริดทำให้มีการยึดทางกลดีขึ้น เรซินสามารถก่อกำเนิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ได้ทันทีเมื่อสารเริ่มปฏิกิริยา ได้แก่ แคมโฟโรควิโนน ถูกกระตุ้นด้วยแสงที่มีความยาวคลื่นจำเพาะ โดยแคมโฟโรควิโนนและเอมีนทำปฏิกิริยาเกิดเป็นอนุมูลอิสระไปทำลายพันธะคู่ของคาร์บอนบริเวณปลายทั้งสองข้างของไดเมทาคริเลตมอนอเมอร์ให้กลายเป็นพันธะเดี่ยวเกิดเป็นโครงร่างตาข่ายพอลิเมอร์ ปฏิกิริยานี้เกิดขึ้นในเวลาไม่กี่วินาที ภายหลังจากกระตุ้นด้วยแสง<sup>(5)</sup>

การที่ผลการทดลองของวิบริบอนด์พลัสไม่ให้ค่ากำลังยึดสูงสุดเมื่อทำการฉายแสงทันทีที่วัสดุสัมผัสเนื้อฟัน อาจเนื่องมาจากการยึดติดของวัสดุกับเนื้อฟันอาศัยความเป็น





รูปที่ 5 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน

Figure 5 SEM evaluation of RMGIs-dentin interface

a) and b) showed VBP-dentin interface at magnification 700X and 2,500X respectively.

c) and d) showed FJ-dentin interface at magnification 700X and 2,500X respectively. There were the thin hybrid layer about 0.5-1 micron in FJ-dentin interface at the arrow point while this could not be detected in VBP-dentin interface.

D = dentin, HL = hybrid layer, R = resin modified glass ionomer cement.

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มากกว่าในส่วนของเราซิน ดังนั้นต้องให้เวลาวัสดุเพื่อให้วัสดุเกิดพันธะเคมีจากปฏิกิริยากรด-ด่าง หากปฏิกิริยากรด-ด่างถูกรบกวนหรือขัดขวางจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ในช่วงแรกของการก่อตัวโดยการฉายแสง อาจส่งผลให้กำลังยึดลดลงเนื่องจากการก่อตัวจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ทำให้น้ำเมทริกซ์ของเราซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีลักษณะเป็นเจล ยากต่อการเคลื่อนที่หรือแพร่เพื่อให้เกิดปฏิกิริยากรด-ด่าง เกิด

การขัดขวางหรือทำให้เกิดพันธะทางเคมีระหว่างเนื้อฟันและวัสดุลดลงไปด้วย<sup>(13)</sup>

ส่วนฟูจิตูแอลซีให้ค่ากำลังยึดสูงเมื่อทำการฉายแสงทันทีที่ภายหลังวัสดุสัมผัสเนื้อฟัน อาจเกิดจากการยึดติดของวัสดุกับเนื้อฟันในช่วงแรกนั้นอาศัยความเป็นเรซินมากกว่า ส่วนของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ดังนั้นหากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ถูกรบกวนหรือขัดขวาง การยึดติดของวัสดุอาจลดลงจากการเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ที่ไม่สมบูรณ์

ตั้งการศึกษาของ Kakaboura และคณะ<sup>(15)</sup> พบว่าเมื่อทำการฉายแสงเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ล่าช้า ภายหลังจากการผสมวัสดุ ค่าการบ่มตัวจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุจะลดลงและมีปริมาณคาร์บอนพันธะคู่จะเหลืออยู่จำนวนมาก เมื่อเทียบกับการฉายแสงทันทีภายหลังจากการผสมวัสดุ จากการศึกษาของ Dursun และคณะ<sup>(17)</sup> พบว่าหากฉายแสงเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ล่าช้า ภายหลังจากการผสมวัสดุ สามารถตรวจพบการละลายตัวที่มากขึ้นของเรซินโมโนเมอร์ออกมาจากวัสดุ แสดงให้เห็นว่าค่าการบ่มตัวของวัสดุจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ลดลง Berzin และคณะ<sup>(13)</sup> ให้ข้อสันนิษฐานว่าหากฉายแสงวัสดุ ภายหลังจากการผสมนานเกินระยะเวลาการทำงาน ค่าการบ่มตัวจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุจะลดลงร้อยละ 15 ของค่าการบ่มตัวเมื่อทำการฉายแสงภายหลังจากการผสมทันที ซึ่งปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์อาจได้รับผลกระทบจากสถานะแวดล้อมที่มีซ้ำจากปฏิกิริยาการด่างของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์<sup>(18)</sup> เนื้อเมทริกซ์ของวัสดุภายหลังจากการเกิดปฏิกิริยาการด่างจะมีลักษณะเป็นพอลิอะคริเลท ซึ่งอาจขัดขวางการเคลื่อนตัวของเรซินโมโนเมอร์ของปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน นอกจากนี้วัสดุจะมีความทึบแสงมากขึ้นเมื่อวัสดุเกิดปฏิกิริยาการด่าง ซึ่งอาจขัดขวางการผ่านของแสงทำให้กระตุ้นการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันได้น้อยลง<sup>(13)</sup>

โดยทั่วไปภายหลังจากการกรอแต่งโพรงฟันจะเกิดขึ้นเสมียร์และเสมียร์หลักปกคลุมบริเวณพื้นผิวโพรงฟันและในท่อเนื้อฟัน ซึ่งชั้นเสมียร์มีความหนาประมาณ 1 ถึง 5 ไมโครเมตร เสมียร์หลักมีความหนาประมาณ 1 ถึง 10 ไมโครเมตร<sup>(19)</sup> การศึกษาในห้องปฏิบัติการส่วนใหญ่จำลองการเกิดชั้นเสมียร์โดยใช้กระดาษทรายขัดบริเวณผิวฟัน ซึ่งในการศึกษานี้ใช้กระดาษทรายน้ำความละเอียด 600 กริต ในการจำลองชั้นเสมียร์ที่ผิวเนื้อฟัน จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่ากระดาษทรายความละเอียด 600 กริต สามารถจำลองชั้นเสมียร์ได้หนาประมาณ 1.2 ไมโครเมตร<sup>(20)</sup> ข้อเสียสำคัญของการมีชั้นเสมียร์ปกคลุมผิวฟันคือ ลดการยึดติดระหว่างสารยึดติดหรือวัสดุบูรณะกับเนื้อฟัน เนื่องจากความสามารถในการซึมผ่านชั้นเสมียร์ของสารยึดติดหรือวัสดุบูรณะเพื่อลงไปยังติดกับโครงสร้างเนื้อฟันข้างใต้ลดลง จึงเกิดแนวทางในการจัดการกับชั้นเสมียร์ชั้น 2 แนวทาง ได้แก่ การกำจัดชั้นเสมียร์

ทั้งหมดก่อนการยึดติด หรือการใช้ระบบสารยึดติดที่สามารถแทรกซึมเข้าไปในชั้นเสมียร์และปรับชั้นเสมียร์ให้เหมาะแก่การยึดเกาะต่อไป<sup>(19,21)</sup>

ฟูจิฟูแอลซีมีการใช้กรดโพลีอะคริลิกก่อนการบูรณะ เป็นสารปรับสภาพผิวฟันก่อนการบูรณะด้วยวัสดุเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์<sup>(7)</sup> เนื่องจากช่วยเพิ่มภาวะการเปียกให้กับผิวฟัน<sup>(22)</sup> ช่วยให้พื้นผิวฟันสะอาดจากการกำจัดชั้นเสมียร์ที่ปกคลุมผิวเนื้อฟันและละลายแร่ธาตุบางส่วนบริเวณพื้นผิวส่วนบนของเนื้อฟันออกไป ทำให้วัสดุสามารถแทรกซึมเข้าไปเกิดเป็นชั้นไฮบริดและเรซินแท็ก ส่งผลให้เกิดการยึดทางกลเพิ่มขึ้น อีกทั้งยังเพิ่มการยึดด้วยพันธะเคมีจากไฮดรอกซีแอพพาไทด์ที่เหลืออยู่บางส่วนบนโครงข่ายเส้นใยคอลลาเจนในโครงสร้างเนื้อฟันด้วย<sup>(16)</sup> จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่าการใช้สารปรับสภาพผิวกรดโพลีอะคริลิกความเข้มข้นร้อยละ 10 ก่อนการบูรณะด้วยฟูจิฟูแอลซีส่งผลให้กำลังยึดสูงกว่าการไม่ใช้สารปรับสภาพผิว<sup>(7,23,24)</sup> แต่ทั้งนี้การกำจัดชั้นเสมียร์อาจทำให้น้ำภายในตัวฟันที่เกิดจากการจำลองความดันในโพรงเนื้อเยื่อในมีการแทรกซึมขึ้นมาตามท่อเนื้อฟัน ซึ่งปริมาณน้ำที่มากเกินไปบริเวณผิวฟันอาจส่งผลต่อปฏิกิริยาการก่อตัวของวัสดุ<sup>(21)</sup> หากปล่อยให้วัสดุสัมผัสกับเนื้อฟันนานก่อนการฉายแสง อาจส่งผลให้ปริมาณน้ำที่มากขึ้นไปขัดขวางการเกิดปฏิกิริยาการก่อตัว ไม่ให้เกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์อย่างสมบูรณ์ จากผลการทดลองค่ากำลังยึดของฟูจิฟูแอลซีจึงลดลงเมื่อฉายแสงล่าช้าภายหลังวัสดุสัมผัสเนื้อฟัน

วิธีบอนด์พลัสเกิดการยึดเกาะโดยตรงกับชั้นเสมียร์ เนื่องจากไม่มีการใช้สารปรับสภาพผิวฟันก่อนการบูรณะ ข้อดีของการคงอยู่ของชั้นเสมียร์ คือลดการเคลื่อนที่ของของเหลวภายในท่อเนื้อฟัน และลดความสามารถในการซึมผ่านของสารเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อ<sup>(21)</sup> ความต้านทานการไหลออกของของเหลวภายในท่อเนื้อฟันประกอบด้วย 3 ส่วน คือ ความต้านทานจากภายในเนื้อเยื่อ ความต้านทานภายในท่อเนื้อฟัน และความต้านทานจากผิวฟันหรือจากชั้นเสมียร์<sup>(25)</sup> โดยร้อยละ 86 ของความต้านทานการไหลของของเหลวภายในท่อเนื้อฟันเกิดจากความต้านทานจากชั้นเสมียร์<sup>(26)</sup> โครงสร้างของชั้นเสมียร์มีลักษณะเป็นช่องว่างขนาดเล็กระหว่างอนุภาคที่อยู่ติดกัน<sup>(21)</sup> จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่า เมื่อฉายแสงเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์

ซีเมนต์ล่าช้าภายหลังการสัมผัสกับเนื้อฟัน โดยที่ผิวเนื้อฟันปราศจากการเตรียมผิวด้วยสารปรับสภาพใด ๆ ความแนบสนิทบริเวณรอยต่อของวัสดุกับเนื้อฟันเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ฉายแสงทันทีภายหลังการสัมผัสกับเนื้อฟัน อาจเป็นผลมาจากไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตซึ่งเป็นมอนอเมอร์ที่ชอบน้ำและมีขนาดโมเลกุลเล็กมีเวลาในการแทรกซึมลงไปภายในชั้นเคลือบ<sup>(27)</sup> และเกิดพันธะเคมีระหว่างคาร์บอกซิลอออนในวัสดุกับแคลเซียมอออนที่เป็นส่วนประกอบในชั้นเคลือบ<sup>(28)</sup> ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดลองในครั้งนี้ เมื่อระยะเวลาที่วิทรีบอนด์พลัสสัมผัสเนื้อฟันก่อนการฉายแสงนานขึ้นค่ากำลังยึดมีค่ามากขึ้น ซึ่งค่ากำลังยึดที่ได้ส่วนหนึ่งอาจเป็นแรงที่เกิดจากแรงยึดภายในชั้นเคลือบเอง ซึ่งจากการศึกษาของ Pashley และคณะ<sup>(21)</sup> พบว่าแรงยึดภายในชั้นเคลือบมีค่าประมาณ 5 เมกะปาสคาล นอกจากนี้ส่วนประกอบในส่วนเหลวของวิทรีบอนด์พลัสถูกสังเคราะห์ให้บริเวณปลายสายของกรดโพลีอะคริลิกเป็นกลุ่มเมทาคริเลตร่วมกับมอนอเมอร์ที่ชอบน้ำหรือเรียกว่ากรดโมดิฟายด์โพลีอะคริลิก หรือวิทรีบอนด์โคพอลิเมอร์ (vitrebond copolymer) ซึ่งการสังเคราะห์ด้วยวิธีนี้ทำให้พอลิเมอร์ที่เกิดขึ้นจากปฏิกิริยากรด-ด่างและปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์มีการเชื่อมต่อกันเป็นพอลิเมอร์สายเดี่ยว ซึ่งทางบริษัทผู้ผลิตอ้างว่าการสังเคราะห์นี้ให้พอลิเมอร์มีการเชื่อมต่อเป็นสายเดี่ยวส่งผลให้วัสดุเกิดการยึดติดที่ดีกับเนื้อฟันทั้งในสภาวะที่มีความชื้นหรือแห้ง

จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่าค่ากำลังยึดของวิทรีบอนด์พลัสมีค่าต่ำกว่าฟูจิฟูแอลซีในทุกช่วงเวลาการทดลองอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อพิจารณารูปแบบความล้มเหลวในแต่ละวัสดุ พบว่าวิทรีบอนด์พลัสมีความล้มเหลวระหว่างชั้นเนื้อฟันและวัสดุมากที่สุดในทุกช่วงเวลาของการทดลอง ฟูจิฟูแอลซีพบความล้มเหลวในเนื้อวัสดุเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์มากกว่า ทั้งนี้อาจมีผลมาจากวิทรีบอนด์พลัสอาศัยแรงยึดทางพันธะเคมีระหว่างชั้นเคลือบที่ปกคลุมอยู่บริเวณรอยต่อกับวัสดุเป็นหลัก การแทรกซึมลงไปเพื่อให้เกิดชั้นไฮบริดหรือเรซินแท็กเป็นไปได้อย่างยาก จากการศึกษาก่อนหน้าในวัสดุวิทรีบอนด์พบว่าไม่ปรากฏชั้นไฮบริดบริเวณรอยต่อของวัสดุกับเนื้อฟัน ซึ่งสอดคล้องกับภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดบริเวณรอยต่อระหว่างวิทรีบอนด์พลัสและเนื้อฟันในการศึกษานี้ที่ไม่พบลักษณะของชั้นไฮบริด (รูปภาพที่ 5a และ b) จากการศึกษาดัง ๆ จึง

สันนิษฐานว่าการยึดติดของวัสดุวิทรีบอนด์มาจากพันธะเคมีระหว่างวัสดุกับชั้นเคลือบเป็นหลัก ร่วมกับการยึดทางกลจากความขรุขระขณะเตรียมผิวฟันและความขรุขระที่เกิดขึ้นจากความไม่กรดของตัววัสดุเอง<sup>(29)</sup> ดังนั้นลักษณะความล้มเหลวที่เกิดขึ้นจึงเกิดในบริเวณที่มีแรงยึดติดน้อย ซึ่งสำหรับวิทรีบอนด์พลัสคือตำแหน่งบริเวณรอยต่อของวัสดุและเนื้อฟัน ในขณะที่ฟูจิฟูแอลซีอาศัยแรงยึดทั้งจากพันธะเคมีและทางกลบนผิวฟันที่ถูกเตรียมผิวด้วยกรดโพลีอะคริลิก ทำให้ผิวเนื้อฟันสะอาด แร่ธาตุบางส่วนบริเวณพื้นผิวส่วนบนของเนื้อฟันถูกกำจัดออกทำให้วัสดุสามารถแทรกซึมเข้าไปแทนที่ที่เกิดการยึดทางกลเพิ่มขึ้น<sup>(16)</sup> ค่ากำลังยึดบริเวณรอยต่อจึงมากกว่า ลักษณะความล้มเหลวที่เกิดขึ้นจึงเกิดภายในเนื้อวัสดุเอง สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมาที่พบความล้มเหลวส่วนใหญ่เกิดขึ้นภายในเนื้อวัสดุ โดยเฉพาะบริเวณชั้นที่เรียกว่าชั้นดูดซับ ชั้นนี้มีลักษณะไม่มีโครงสร้าง (structureless) ไม่มีรูปร่าง (amorphous)<sup>(30,31)</sup> และการเกิดชั้นดูดซับสัมพันธ์กับความชื้นของเนื้อฟันในบริเวณที่ทำการบูรณะ ชั้นดูดซับพบเฉพาะในเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่ไม่พบในกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม อาจเนื่องจากเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตเป็นส่วนประกอบ ไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตเป็นมอนอเมอร์ที่ชอบน้ำและมีคุณสมบัติในการดูดซับน้ำ ในขณะที่กำลังเกิดปฏิกิริยาก่อนตัวของเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์บริเวณรอยต่อของวัสดุกับเนื้อฟันที่มีความชื้น ไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตจะดูดซับน้ำจากเนื้อฟันข้างใต้เข้ามาเป็นผลให้ปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตในรูปแบบของชั้นไฮโดรเจล ชั้นดูดซับแม้จะเป็นบริเวณที่เกิดความล้มเหลวง่ายแต่ก็พบว่า เป็นชั้นที่ช่วยลดความเครียดจากการหดตัวของวัสดุจากปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ของวัสดุได้<sup>(32)</sup>

**บทสรุป**

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษาสรุปได้ว่าระยะเวลาที่เหมาะสมที่เรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์แต่ละชนิดสัมผัสกับเนื้อฟันก่อนการฉายแสงแตกต่างกัน สำหรับวิทรีบอนด์พลัสควรฉายแสงภายหลังวัสดุสัมผัสเนื้อฟันแล้วนาน 2 ถึง 3 นาที ส่วนฟูจิฟูแอลซีควรฉายแสงทันทีหรือไม่เกิน 2 นาทีภายหลังวัสดุสัมผัสเนื้อฟัน

## เอกสารอ้างอิง

1. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*. 1998; 19(6): 521-527.
2. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater*. 1989; 5(5): 355-358.
3. Fruits TJ, Coury TL, Miranda FJ, Duncanson MG, Jr. Uses and properties of current glass ionomer cements: a review. *Gen Dent*. 1996; 44(5): 410-418; quiz 421-412.
4. Kupradit P. Resin modified glass ionomer cement in operative dentistry. *KDJ*. 2003; 6(2): 109-120.
5. Albers HF. *Tooth-colored Restoratives: Principles and Techniques*: PMPH-USA; 2002.
6. Abdalla AI. Morphological interface between hybrid ionomers and dentin with and without smear-layer removal. *J Oral Rehabil*. 2000; 27(9): 808-814.
7. Mauro SJ, Sundfeld RH, Bedran-Russo AKB, Fraga Briso ALF. Bond strength of resin-modified glass ionomer to dentin: the effect of dentin surface treatment. *J Minim Interv Dent*. 2009; 2(1): 45-53.
8. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of changing enamel conditioner concentration on the shear bond strength of a resin-modified glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000; 118(3): 311-316.
9. Hamama HH, Burrow MF, Yiu C. Effect of dentine conditioning on adhesion of resin-modified glass ionomer adhesives. *Aust Dent J*. 2014; 59(2): 193-200.
10. Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M. Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements. *Ann Stomatol (Roma)*. 2014; 5(1): 15-22.
11. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent*. 2010; 12(5): 343-371.
12. Pereira PN, Sano H, Ogata M, et al. Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin-modified glass ionomer cements. *J Dent*. 2000; 28(5): 347-354.
13. Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res*. 2010; 89(1): 82-86.
14. Wilson AD, Nicholson JW. *Acid-base Cement: Their Biomedical and Industrial Applications*. Cambridge University Press 2005. p.420.
15. Kakaboura A, Eliades G, Palaghias G. An FTIR study on the setting mechanism of resin-modified glass ionomer restoratives. *Dent Mater*. 1996; 12(3): 173-178.
16. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003; 28(3): 215-235.
17. Dursun E, Nguyen JF, Tang ML, Attal JP, Sadoun M. HEMA release and degree of conversion from a resin-modified glass ionomer cement after various delays of light activation. *Dent Mater*. 2016; 32(5): 640-645.
18. Nicholson JW, Anstice HM. The physical chemistry of light-curable glass-ionomers. *J Mater Sci Mater Med*. 1994; 5(3): 119-122.
19. Van Landuyt K, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding to dentin: smear layer and the process of hybridization. In: Eliades G, Watts D, Eliades T, editors. *Dental Hard Tissues and Bonding Interfacial Phenomena and Related Properties*. Springer: Heidelberg, Germany; 2005. p. 89-122.
20. Tani C, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent*. 2002; 4(4): 283-289.

21. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997; 25(5): 355-372.
22. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res.* 1982; 61(12): 1416-1422.
23. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. *J Dent.* 2000; 28(5): 361-366.
24. Imbery TA, Namboodiri A, Duncan A, Amos R, Best AM, Moon PC. Evaluating dentin surface treatments for resin-modified glass ionomer restorative materials. *Oper Dent.* 2013; 38(4): 429-438.
25. Pashley DH, Livingston MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol.* 1978; 23(9): 807-810.
26. Dippel HW, Borggreven JM, Hoppenbrouwers PM. Morphology and permeability of the dentinal smear layer. *J Prosthet Dent.* 1984; 52(5): 657-662.
27. Shafiei F, Yousefipour B, Farhadpour H. Marginal microleakage of a resin-modified glass-ionomer restoration: Interaction effect of delayed light activation and surface pretreatment. *Dent Res J (Isfahan).* 2015; 12(3): 224-230.
28. Garg N, Garg A. Bonding to Enamel and Dentin. In: Garg N, editor. *Textbook of Operative Dentistry.* Ajanta Offset & Packagings Ltd, New Delhi: Japee Brothers Medical Publisher Ltd; 2012. p. 291-294.
29. Coutinho E, Yoshida Y, Inoue S, et al. Gel phase formation at resin-modified glass-ionomer/tooth interfaces. *J Dent Res.* 2007; 86(7): 656-661.
30. Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. Failure of resin-modified glass-ionomers subjected to shear loading. *J Dent.* 1999; 27(5): 373-381.
31. Tay FR, Sidhu SK, Watson TF, Pashley DH. Water-dependent interfacial transition zone in resin-modified glass-ionomer cement/dentin interfaces. *J Dent Res.* 2004; 83(8): 644-649.
32. Sidhu SK, Pilecki P, Cheng PC, Watson TF. The morphology and stability of resin-modified glass-ionomer adhesive at the dentin/resin-based composite interface. *Am J Dent.* 2002; 15(2): 129-136.

