

การเปรียบเทียบผลการต้านทานการละลายแร่ธาตุที่เนื้อฟันส่วนรากของวัสดุเคลือบซีลิลิเกตและกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์

Comparison of Demineralization Resistance on Root Dentin of Calcium Silicate Based-material and Glass Ionomer Cement

กิติณี วัฒนสุขชัย¹, รังสิมา สกุลณะมรรคา¹

Kitinee Wattanasookchai¹, Rangsim Sakoolnamarka¹

¹ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ

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

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการต้านทานการละลายแร่ธาตุของเนื้อฟันส่วนรากที่สัมผัสกับวัสดุกลุ่มเคลือบซีลิลิเกตและกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ภายใต้สภาวะจำลองที่ส่งเสริมให้เกิดการละลายแร่ธาตุ ทดสอบโดยใช้เนื้อฟันส่วนรากจากฟันกรามน้อยแท้ของมนุษย์จำนวน 60 ซี่ โดยแบ่งฟันแบบสุ่มออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ กลุ่มที่ 1 คือกลุ่มควบคุมลบที่ไม่ได้รับการบูรณะ กลุ่มที่ 2 บูรณะด้วยกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม กลุ่มที่ 3 บูรณะด้วยเรซินมอร์ตไฟยัดกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ กลุ่มที่ 4 บูรณะด้วยเคลือบซีลิลิเกต เตรียมโพรงฟันขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ลึก 1 มิลลิเมตร และบูรณะด้วยวัสดุประจำกลุ่มตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต วัดค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคเริ่มต้นที่ระยะ 50 100 150 และ 200 ไมโครเมตรจากขอบรอยต่อของวัสดุ จากนั้นนำชิ้นงานไปผ่านสภาวะจำลองที่ส่งเสริมให้เกิดการละลายแร่ธาตุ และวัดค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคสุดท้ายอีกครั้ง สุ่มชิ้นงาน 2 ชิ้นจากแต่ละกลุ่มเพื่อศึกษาปริมาณแร่ธาตุที่เนื้อฟันจากบริเวณรอยต่อของวัสดุบูรณะ วิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางแบบวัดซ้ำ ตามด้วยการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดบอนเฟอโรนีและสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวตามด้วยการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูคี กำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95 ผลการศึกษาพบว่าเนื้อฟันส่วนรากที่บูรณะด้วยวัสดุกลุ่มที่ 4 มีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยกว่ากลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุก ๆ ระยะที่ทดสอบ ขณะที่กลุ่มที่ 2 และ 3 มีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคไม่แตกต่างกันในทุก ๆ ระยะที่ทดสอบ แต่แตกต่างจากกลุ่มที่ 1 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการศึกษาปริมาณแร่ธาตุพบว่าเนื้อฟันในกลุ่มที่ 4 มีเคลือบซีล (ร้อยละโดยน้ำหนัก) และอัตราส่วนเคลือบซีลต่อฟอสฟอรัสสูงที่สุด จากผลการศึกษาจึงสรุปได้ว่าเนื้อฟันส่วนรากที่บูรณะด้วยวัสดุกลุ่มเคลือบซีลิลิเกต มีความสามารถในการต้านทานการละลายแร่ธาตุสูงกว่าเนื้อฟันส่วนรากที่บูรณะด้วยกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ และเรซินมอร์ตไฟยัดกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ถึงระยะ 200 ไมโครเมตรจากขอบรอยต่อของวัสดุบูรณะ

คำสำคัญ: กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์, การต้านทานการละลายแร่ธาตุ, ความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูน, เนื้อฟันส่วนราก, วัสดุเคลือบซีลิลิเกต

Abstracts

The objective of this study was to compare the effect of calcium silicate based-material and glass ionomer cement on root dentin demineralization resistance. Sixty root dentin specimens from human permanent premolars were prepared to obtain standardized cavities and randomly divided into 4 groups (n=15): group 1-negative control (no restoration), group 2- conventional glass ionomer cement, group 3-resin modified glass ionomer cement and group 4- calcium silicate based-materials. The surface knoop microhardness test was performed on root dentin at 50, 100, 150 and 200 μ m from restoration margin. The specimens were subjects to pH-cycling model then, surface knoop microhardness test was measured again. Two specimens from each group were randomly selected to assess mineral composition in dentin adjacent to restorative materials using energy dispersive X-ray spectroscopy. Data were analyzed using two-way repeated measures ANOVA, one-way ANOVA and Tukey HSD test, repeated measures ANOVA and Bonferroni post-hoc test with the level of significance at $p < 0.05$. Surface microhardness loss of root dentin from group 4 was significantly lower than the other groups in every distance from restoration margin. Surface microhardness loss of root dentin from group 2 and 3 was not significantly different but the surface microhardness loss from both groups was significantly different from group 1. From the results of this study, root dentin restored with calcium silicate based-material had higher demineralization resistance than root dentin restored with glass ionomer cement until 200 μ m from restoration margin.

Keywords: Glass ionomer cement, Demineralization resistance, Knoop microhardness, Root dentin, Calcium silicate based-material

Received Date: Aug 16, 2019

Revised Date: Sep 1, 2019

Accepted Date: Oct 9, 2019

doi: 10.14456/jdat.2020.7

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

กิติณี วัฒนสุขชัย ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 34 ถนนอังรีดูนังต์ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย
โทรศัพท์ 02-218-8795, 064-454-5985 อีเมล toraupor13@gmail.com

Correspondence to:

Kitinee Wattanasookchai, Department of Operative Dentistry, Chulalongkorn University 34 Henri-Dunant Road, Pathumwan, Bangkok, 10330 Thailand. Tel: 02-218-8795, 064-454-5985 Email: toraupor13@gmail.com

บทนำ

ฟันที่มีขอบเขตลุกลามทำให้ขอบของโพรงฟันบางส่วนอยู่ที่เนื้อฟันส่วนรากหรือเคลือบรากฟัน การบูรณะจะมีความยุ่งยากซับซ้อนจากการปนเปื้อนเลือด น้ำลายหรือน้ำเหลืองเหลือง นำไปสู่การรั่วซึมระดับจุลภาค ภาวะเสียวฟันภายหลังการบูรณะ และการเกิดฟันผุชนิดทุติยภูมิ (secondary caries) ซึ่งเป็นหนึ่งในสาเหตุหลักที่ทำให้การบูรณะฟันเกิดความล้มเหลว¹ ดังนั้นวัสดุบูรณะที่ให้การยึดติดและความแนบสนิทตามขอบกับเนื้อฟันส่วนรากที่ดี และสามารถ

ต้านทานการเกิดฟันผุที่ขอบของวัสดุบูรณะได้จึงเป็นคุณสมบัติอันพึงประสงค์เพื่อลดโอกาสในการเกิดความล้มเหลวดังกล่าว

กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นวัสดุที่มีข้อบ่งชี้สำหรับการบูรณะฟันที่บริเวณราก หรือใช้เป็นวัสดุบูรณะที่บริเวณโพรงฟันส่วนใกล้เหงือกในการบูรณะด้วยวิธีแซนด์วิชแบบเปิด (open sandwich restoration)² หนึ่งในคุณสมบัติเด่นของวัสดุกลุ่มนี้คือความสามารถในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ ซึ่งเป็นปัจจัยที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพ

ในการต้านทานการเกิดฟันผุที่บริเวณขอบของวัสดุ^{3,4} อย่างไรก็ตาม การบูรณะด้วยกلاسส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ในบริเวณที่ควบคุมความชื้นจากเลือด น้ำลายและน้ำเหลืองเหงือกได้ยาก อาจส่งผลเสียต่อคุณสมบัติเชิงกลและเชิงกายภาพของวัสดุเนื่องจากกلاسส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีความไวต่อการรับหรือสูญเสียน้ำในช่วงแรกของปฏิกิริยาการแข็งตัว^{5,6}

วัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตมีคุณสมบัติเด่นที่ทำให้ใช้งานได้หลากหลายในทางคลินิกและได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องคือความสามารถในการแข็งตัวและให้การผนึกขอบที่ดีแม้แต่นิสภาพแวดล้อมที่มีความชื้น นอกจากนี้ยังมีคุณสมบัติเชิงชีววิทยาที่ดี และมีคุณสมบัติการออกฤทธิ์ทางชีวภาพ^{7,8} ไบโอเดนทีน (Biodentine™, Septodont, Saint Maur des Fossés, France) เป็นวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตที่ได้รับการพัฒนาให้มีเวลาในการแข็งตัวลดลง มีคุณสมบัติเชิงกลและกายภาพที่ดีขึ้น ใช้งานในคลินิกได้ง่ายขึ้น มีข้อบ่งชี้หลักคือทดแทนเนื้อฟันที่ได้รับความเสียหายทั้งในส่วนตัวฟันและรากฟัน Han และ Okiji ในปี 2013 รายงานว่าเนื้อฟันที่สัมผัสกับไบโอเดนทีนนาน 90 วันสามารถดูดซึมแคลเซียมเข้าสู่เนื้อฟันได้ในช่วง 166 ± 22.5 ไมโครเมตร⁹ ทำให้เนื้อฟันบริเวณที่สัมผัสกับวัสดุมีอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสสูงขึ้น¹⁰ หลายการศึกษายืนยันความสามารถในการคืนกลับแร่ธาตุสู่เคลือบฟันและเนื้อฟันของวัสดุกลุ่มนี้¹¹⁻¹³ อย่างไรก็ตามยังไม่พบการศึกษาเกี่ยวกับความสามารถในการต้านทานการละลายแร่ธาตุของเนื้อฟันบริเวณรอยต่อที่สัมผัสกับวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกต จึงเป็นที่มาของการวิจัยครั้งนี้

การวัดค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคเป็นวิธีที่สามารถใช้เพื่อประเมินการรับหรือสูญเสียแร่ธาตุจากโครงสร้างฟันโดยคำนึงถึงทั้งส่วนประกอบอินทรีย์และอินทรีย์ของฟันร่วมกัน¹⁴ การเปลี่ยนแปลงค่าความแข็งผิวที่ลดลงของเคลือบฟันหรือเนื้อฟันเป็นหนึ่งในสัญญาณที่นำไปสู่การเกิดฟันผุ การวัดค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคเป็นวิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลายเพื่อศึกษาความสามารถในการยับยั้งการละลายแร่ธาตุและการเกิดฟันผุของเนื้อฟันส่วนรากบริเวณที่ใกล้กับวัสดุบูรณะที่มีฟลูออไรด์เป็นองค์ประกอบ¹⁴⁻¹⁹

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการต้านทานการละลายแร่ธาตุของเนื้อฟันส่วนรากบริเวณที่สัมผัสกับวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตและกلاسส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ภายใต้สภาวะจำลองที่ส่งเสริมให้เกิดการละลายแร่ธาตุโดยประเมินจากค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูนของเนื้อฟันส่วนรากที่เปลี่ยนแปลง สมมติฐานการวิจัยคือเนื้อฟันส่วนรากบริเวณที่สัมผัสกับวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตสามารถต้านทานการละลายแร่ธาตุในสภาวะจำลองที่ส่งเสริมให้เกิดการละลายแร่ธาตุได้ไม่แตกต่างจากเนื้อฟันส่วนรากบริเวณที่สัมผัสกับกلاسส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์

วัสดุอุปกรณ์และวิธีดำเนินการวิจัย

ฟันที่ใช้ในการทดลองเป็นฟันกรามน้อยแท้บนหรือล่างที่มีการสร้างรากที่สมบูรณ์ ปราศจากรอยผุ รอยแตกหัก รอยร้าวหรือมีวัสดุบูรณะและจะถูกถอนเพื่อการจัดฟันจากผู้ป่วยในช่วงอายุ 18 – 45 ปี²⁰ จำนวน 60 ซี่ ก่อนการเก็บฟันผู้ป่วยจะได้รับทราบข้อมูลและให้ความยินยอม พร้อมทั้งได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ของคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (HREC-DCU 2018-081) เก็บฟันในสารละลายไทมอลความเข้มข้นร้อยละ 0.1 และจะต้องนำมาทดสอบภายใน 2 เดือน²¹ กำจัดเนื้อเยื่อและคราบสกปรกบนผิวฟันด้วยเครื่องมือชุดหินปูนและผงขัดที่ปราศจากฟลูออไรด์

ตัดฟันที่บริเวณคอฟันและที่รากฟันห่างจากปลายรากหนึ่ง ในสามของความยาวรากฟันด้วยเครื่องตัดฟันความเร็วต่ำ (Slow speed cutting machine; IsoMet™1000, Buehler, IL, USA) เพื่อให้ได้เนื้อฟันส่วนรากขนาดประมาณ 4×5 มิลลิเมตร (รูปที่ 1a) จากนั้นยึดเนื้อฟันส่วนรากลงในโพลีเอสเตอร์เรซินโดยให้ผิวรากฟันด้านประชิดโผล่พ้นเรซินเล็กน้อย (รูปที่ 1b) ขัดพื้นผิวด้วยกระดาษทรายซิลิกอนคาร์ไบด์เบอร์ 600 และ 1000 ด้วยเครื่องขัดผิววัสดุ (Automatic polishing machine; NANO 2000, Pace Technologies, USA) ให้เกิดพื้นผิวเรียบบนผิวรากฟันขนาดประมาณ 4×4 มิลลิเมตร (รูปที่ 1c) จากนั้นขัดพื้นผิวให้เรียบเงาด้วยหัวขัดผ้าร่วมกับผงขัดอะลูมินาขนาด 0.05 ไมโครเมตร ทำความสะอาดชิ้นงานด้วยน้ำกลั่นในเครื่องทำความสะอาดด้วยคลื่นความถี่สูง (Ultrasonic cleaner; VGT-1990 QTD, GT Sonic, China) 5 นาที

กำหนดพื้นที่วงกลมที่กึ่งกลางผิวรากฟันสำหรับเตรียมโพรงฟันขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ด้วยดินสอดำ แล้ววัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูน ด้วยเครื่องวัดความแข็งผิว (Microhardness tester; FM700e type D, FUTURE-TECH, Japan) โดยใช้หัวกดนูนไคมอน (Knoop diamond) ให้แรงกดที่ 10 กรัม เป็นเวลา 15 วินาที 22 กดบนเนื้อฟันห่างจากเส้นดินสอดำเป็นระยะ 50 100 150 และ 200 ไมโครเมตร คำนวณค่าความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูน (KHN) จากสมการ

$$KHN = \frac{14229K}{L^2}$$

โดย K คือแรงกด (Applied load) หน่วยเป็นกรัม L คือความยาวของรอยกด (Indentation length) หน่วยเป็นไมโครเมตร จากนั้นคำนวณค่าเฉลี่ยความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูนของทั้ง 4 ระยะ เนื้อฟันที่มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 52.3 - 73.75²²⁻²⁴ จะได้รับคัดเลือกเพื่อทำการศึกษาต่อไป สารและวัสดุที่ใช้ในการทดลองแสดงดังตารางที่ 1

แบ่งฟันแบบส้อมออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มละ 15 ซี่ กลุ่มที่ 1 คือกลุ่มควบคุมลบที่ไม่ได้รับการบูรณะ กลุ่มที่ 2-4 เตรียมโพรงฟัน ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ลึก 1 มิลลิเมตร บนผิวรากฟัน ด้วยหัวกรอกากเพชรรูปทรงกระบอกเบอร์ 835 314 และ 018

(Jota; Rüthi/SG, Switzerland) ร่วมกับเครื่องขึ้นรูปชิ้นงานควบคุม ด้วยคอมพิวเตอร์ (CNC specimen former; IMT Former A-11, Thailand) (รูปที่ 1d) เปลี่ยนหัวกรอกทุก ๆ 5 โพรงฟัน

ตารางที่ 1 แสดงสารและวัสดุที่ใช้ในการทดลอง

Table1 Description of materials used in this study

Materials type	Manufacturer	Compositions	Batch number
Ketac™ Fil Plus Aplicap™ (Glass ionomer cement)	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Copolymer of acrylic acid and maleic acid 35-55%, water 40-55%, tartaric acid 5-10% (by weight)	665331
GC Fuji II LC® Capsule (Resin-modified glass ionomer cement)	GC Corp., Tokyo, Japan	(Fluoro)aluminosilicate glass powder 100%, distilled water 20-30%, polyacrylic acid 20-30%, 2-hydroxyethyl methacrylate 30-35% urethane dimethacrylate <10%, camphorquinone <1% (by weight)	1801241
Bondentine™ (Calcium silicate cement)	Septodont; St. Maur- des-Fossés, France	Tricalcium silicate, dicalcium silicate, calcium carbonate and oxide, zirconium oxide and iron oxide, water, calcium chloride and water-soluble polymer	B22786
Ketac™ Glaze (Light-cured varnish)	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Dicyclopentylidimethylene diacrylate >95%, 2-propenoic acid, 2-methyl-, [(3-methoxypropyl) amino] di-2,1-ethanediyl ester 1-5% (by weight)	630016
Demineralizing solution	-	Ca ²⁺ 2.0 mmol/L, PO ₄ ³⁻ 2 mmol/L in buffer solution of CH ₃ COO ⁻ at pH 4.3	-
Remineralizing solution	-	Ca ²⁺ 1.5 mmol/L, PO ₄ ³⁻ 0.9 mmol/L, KCl 150 mmol/L, Tris[hydroxymethyl]aminomethane 2.0 mmol/L at pH 7.0	-

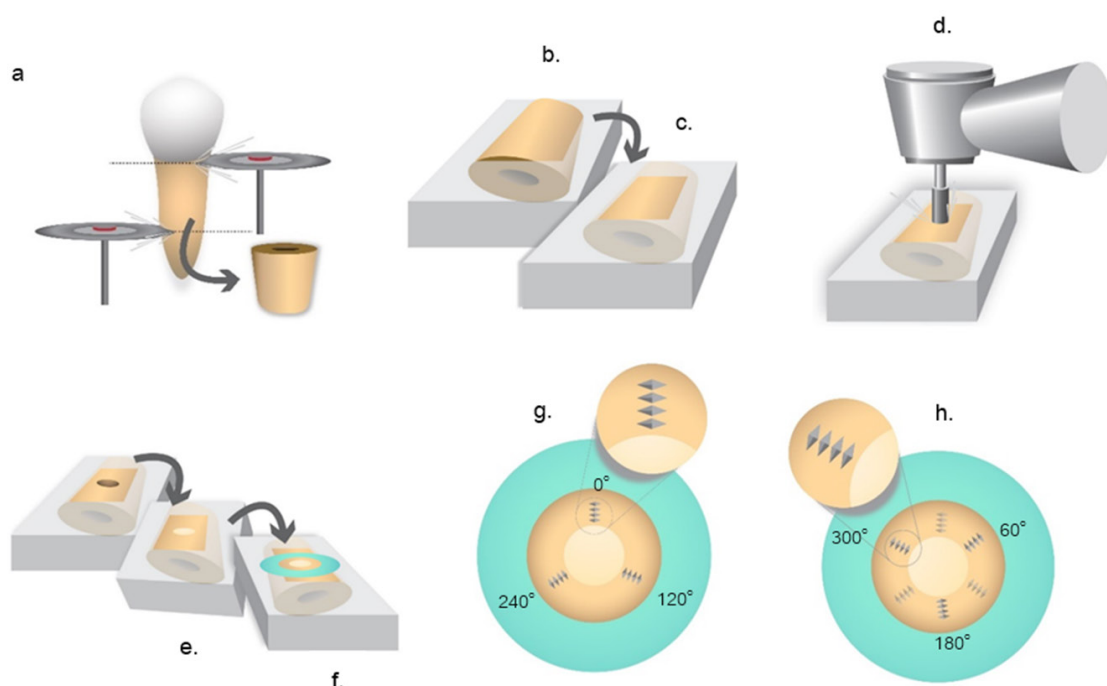
บูรณะโพรงฟัน (รูปที่ 1e) กลุ่มที่ 2 ด้วยกลาสส์ไอโอโนเมอร์ ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิม (Ketac™ Fil Plus Aplicap™; 3M ESPE, St Paul, MN, USA) ปรับสภาพโพรงฟันด้วยสารปรับสภาพโพรงฟัน (Ketac™ conditioner; 3M ESPE, St Paul, MN, USA) 10 วินาที ล้างน้ำสะอาด 10 วินาที เป่าด้วยลมสะอาดเบา ๆ 2-3 วินาที โดยระวังไม่ให้เนื้อฟันแห้ง ผสมวัสดุตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต ฉีดวัสดุลงในโพรงฟันที่เตรียมไว้จนเต็ม ปิดพื้นผิวโพรงฟันด้วยแผ่นใสโพสเทอเรียลและแผ่นแก้ว กดด้วยน้ำหนัก 1,000 กรัม เป็นเวลา 30 วินาที รอ 7 นาทีนับจากเวลาที่เริ่มผสม จึงนำแผ่นใสโพสเทอเรียล

และแผ่นแก้วออก ปกป้องพื้นผิวด้วย คีแทค เกลส (Ketac™ Glaze, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) และฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสง (Elipar TriLight, 3M ESPE, USA) ที่ความเข้มแสง 800 มิลลิวัตต์ ต่อตารางเซนติเมตร เป็นเวลา 10 วินาที กลุ่มที่ 3 บูรณะด้วยเรซินมอดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (GC Fuji II LC® Capsule; GC Corp., Tokyo, Japan) โดยปรับสภาพโพรงฟันเช่นเดียวกับกลุ่มที่ 2 ภายหลังจากฉีดวัสดุลงโพรงฟันและกดเพื่อกำจัดวัสดุส่วนเกินแล้ว ฉายแสง 20 วินาที ก่อนการปกป้องพื้นผิวด้วยการทา คีแทค เกลสตามวิธีดังกล่าวข้างต้น กลุ่มที่ 4 บูรณะด้วย

แคลเซียมซิลิเกต (Biodentine™; Septodont, Saint Maur des Fossés, France) ผสมวัสดุตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต นำวัสดุที่ผสมเสร็จใส่เข้าไปในโพรงฟันจนเต็มและกดเพื่อกำจัดวัสดุส่วนเกินตามวิธีดังกล่าวข้างต้น รอ 12 นาทีนับจากเวลาที่เริ่มผสมจึงนำแผ่นใสโพลีเอสเตอร์และแผ่นแก้วออก เก็บชิ้นงานทั้งหมดไว้ในความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100 อุณหภูมิ 37 ± 1 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 48 ชั่วโมง จากนั้นกำจัดวัสดุส่วนเกินในกลุ่มที่ 2-4 ออกด้วยกระดาษทรายซิลิกอนคาร์ไบด์เบอร์ 1000 ร่วมกับเครื่องขัดผิววัสดุที่มีน้ำหล่อเลี้ยง เป็นเวลา 15 วินาที และขัดพื้นผิวให้เรียบเงาด้วยหัวขัดผ้าร่วมกับผงขัดอะลูมินา

ขนาด 0.05 ไมโครเมตร ทำความสะอาดชิ้นงานด้วยน้ำกลั่นในเครื่องทำความสะอาดด้วยคลื่นความถี่สูง 5 นาที

เคลือบปิดเนื้อฟันส่วนรากโดยเว้นระยะห่างจากขอบวัสดุ 2 มิลลิเมตรโดยรอบด้วยน้ำยาเคลือบเล็บ (Nail vanish; Revlon, USA) (รูปที่ 1f) วัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูนปรีมแรก (KHN) ด้วยเครื่องวัดความแข็งผิวด้วยวิธีที่กล่าวข้างต้น โดยกดบนเนื้อฟันโดยรอบวัสดุ 3 ตำแหน่ง ที่ตำแหน่ง 0 120 และ 240 องศา แต่ละตำแหน่งกด 4 จุด ห่างจากขอบรอยต่อของวัสดุบูรณะเป็นระยะ 50 100 150 และ 200 ไมโครเมตรตามลำดับ (รูปที่ 1g)



รูปที่ 1 (a) แนวการตัดให้ได้ชิ้นฟันส่วนราก (b) ยึดส่วนรากฟันลงในเรซินโดยผิวรากฟันโพลีเอสเตอร์เรซินเล็กน้อย (c) ภายหลังการขัดให้ได้พื้นผิวที่เรียบ 4×4 มิลลิเมตร (d) การเตรียมโพรงฟัน (e) บูรณะโพรงฟันด้วยวัสดุประจักษ์กลุ่ม (f) เคลือบปิดเนื้อฟันส่วนรากด้วยน้ำยาเคลือบเล็บให้เหลือเป็นหน้าต่างของเนื้อฟันโดยรอบวัสดุ 2 มิลลิเมตร (g) แสดงรอยกดเริ่มแรก (KHN) 3 ตำแหน่งที่ 0 120 และ 240 องศา ห่างจากรอยต่อของวัสดุบูรณะ 50 100 150 และ 200 ไมโครเมตรตามลำดับ (h) แสดงรอยกดสุดท้าย (KHN) ที่ตำแหน่ง 60 180 และ 300 องศา ตามลำดับ

Figure 1 (a) Section of a root specimen; (b) embedded root specimen in resin; (c) polished surface with flat and smooth surface 4×4 mm.; (d) cavity preparation; (e) restored the prepared cavity with restorative material in each group; (f) root dentin was covered by nail vanish except 2 mm. around restoration margin; (g) twelve indentations of initial knoop microhardness (KHN) at position 0° , 120° and 240° from restoration margin 50, 100, 150 and 200 μm , respectively; (h) twelve indentations of final knoop microhardness (KHN) at position 60° , 180° and 300° .

แช่ชิ้นงานทั้งหมดในสารละลายกระตุ้นการคืนกลับแร่ธาตุเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ล้างด้วยน้ำปราศจากประจุ 10 วินาที ซับชิ้นงานให้แห้ง แล้วแช่ชิ้นงานในสารละลายกระตุ้นการละลายแร่ธาตุเป็นเวลา 1 ชั่วโมง ล้างด้วยน้ำปราศจากประจุอีกครั้งแล้วซับชิ้นงานให้แห้ง แล้วแช่ชิ้นงานกลับในสารละลายกระตุ้นการคืนกลับแร่ธาตุ 23 ชั่วโมง

นับเป็น 1 รอบของการทดลอง ทำซ้ำ 3 รอบ โดยเปลี่ยนสารละลายใหม่ในทุก ๆ รอบและทำภายใต้อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส^{18,19} สารละลายทั้งหมดเตรียมโดยภาควิชาชีวเคมี คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตามสูตรดังแสดงในตารางที่ 1

วัดความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูนสุดท้าย (KHN) ดังวิธีที่กล่าวข้างต้นแต่เปลี่ยนตำแหน่งการวัดเป็นที่ 60 180 และ 300 องศา (รูปที่ 1h) โดยเก็บชิ้นงานอื่น ๆ ขณะรอการทดสอบในกล่องความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 100

สุ่มชิ้นงาน 2 ชิ้นจากแต่ละกลุ่มเพื่อมาศึกษาปริมาณแร่ธาตุที่เนื้อฟันจากบริเวณรอยต่อของวัสดุบูรณะออกมาเป็นระยะ 200 ไมโครเมตร ผ่านกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (Scanning Electron Microscope, QUANTA™250, FEI company, Hillsboro, OR, USA) ร่วมกับเอเนอร์จี ดิสเพอร์ซีฟ เอกซเรย์ สเปกโตรสโคปี (Energy dispersive x-ray spectroscopy, X-MaxN, Oxford Instrument plc, Abingdon, UK) ด้วยการสแกนเชิงเส้นตรง (Line scan) 3 ตำแหน่งสุ่มต่อชิ้นงาน

ค่าการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคแบบนูน ใช้เพื่อวิเคราะห์ทางสถิติด้วยโปรแกรมเอสพีเอสเอสเวอร์ชัน 22.0 ทดสอบการกระจายของข้อมูลด้วย สถิติชาปีโร-วิลค์ (Shapiro-Wilk test) ข้อมูลมีการกระจายแบบปกติจึงทำการวิเคราะห์ข้อมูลปัจจัยที่ศึกษา คือชนิดของวัสดุและระยะจากรอยต่อของวัสดุบูรณะทั้ง 4 ระยะ ที่มีต่อค่าการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคและปฏิสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยทั้งสองด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางแบบวัดซ้ำ (two-way repeated measures ANOVA) จากนั้นพิจารณาแยกผลของปัจจัยวัสดุบูรณะต่อค่าเฉลี่ยการสูญเสียความ

แข็งผิวระดับจุลภาคที่ระยะจากขอบรอยต่อของวัสดุบูรณะทั้ง 4 ระยะด้วย สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (one-way ANOVA) ตามด้วยการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดทูกีย์ (Tukey HSD post-hoc analysis) และพิจารณาแยกผลของปัจจัยระยะจากขอบรอยต่อของวัสดุบูรณะทั้ง 4 ระยะต่อค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคในวัสดุบูรณะแต่ละชนิด ด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวแบบวัดซ้ำ (one-way repeated measures ANOVA) ตามด้วยการเปรียบเทียบเชิงพหุคูณชนิดบอนเฟอรอนี (Bonferroni post-hoc analysis) กำหนดระดับนัยสำคัญที่ร้อยละ 95

ผลการศึกษา

เมื่อทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยสถิติชาปีโร-วิลค์ พบว่าข้อมูลในแต่ละกลุ่มทดสอบมีการกระจายตัวแบบปกติ ($p>0.05$)

ผลจากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วย สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทางแบบวัดซ้ำพบว่าทั้งชนิดของวัสดุและระยะจากรอยต่อของวัสดุบูรณะทั้ง 4 ระยะ มีผลต่อค่าการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคที่เปลี่ยนแปลงไปอย่างมีนัยสำคัญ และปัจจัยชนิดของวัสดุและระยะจากรอยต่อของวัสดุบูรณะทั้ง 4 ระยะ มีปฏิสัมพันธ์กัน ($p<0.001$)

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ย \pm ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคของวัสดุแต่ละกลุ่มที่ระยะห่างจากรอยต่อของวัสดุบูรณะทั้ง 4 ระยะ
Table 2 Shows mean \pm SD of microhardness loss value in each group at 4 distances from restoration margin

Group	Mean \pm SD of microhardness loss value in each distance from restoration margin			
	50 μ m	100 μ m	150 μ m	200 μ m
Negative control	22.16 \pm 5.47 ^{A,a}	21.90 \pm 5.40 ^{A,a}	21.40 \pm 5.44 ^{A,a}	20.76 \pm 4.96 ^{A,a}
Conventional glass ionomer cement	12.75 \pm 3.27 ^{B,a}	14.05 \pm 2.67 ^{B,a}	14.00 \pm 3.31 ^{B,a}	14.04 \pm 3.54 ^{B,a}
Resin-modified glass ionomer cement	12.15 \pm 4.12 ^{B,a}	15.04 \pm 4.65 ^{B,b}	14.86 \pm 4.44 ^{B,b}	16.57 \pm 4.68 ^{B,b}
Calcium silicate cement	4.53 \pm 3.81 ^{C,a}	7.46 \pm 3.48 ^{C,b}	7.74 \pm 3.56 ^{C,b}	9.41 \pm 3.71 ^{C,c}

ตัวอักษรพิมพ์ใหญ่ที่เหมือนกันในคอลัมน์เดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตัวอักษรพิมพ์เล็กที่เหมือนกันในแถวเดียวกันแสดงว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

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 ($p>0.05$)

จากตารางที่ 2 เมื่อพิจารณาแยกผลของปัจจัยวัสดุบูรณะต่อค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคจากรอยต่อของวัสดุบูรณะทั้ง 4 ระยะ พบว่า มีความแตกต่างของค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคของปัจจัยวัสดุบูรณะแต่ละชนิดในทุกระยะ ($p<0.001$) โดยกลุ่มควบคุมลบมีค่าเฉลี่ยการสูญเสีย

ความแข็งผิวระดับจุลภาคสูงที่สุดอย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) กลุ่มแคลเซียมซิลิเกตมีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งผิวระดับจุลภาคน้อยกว่าวัสดุในกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) ในทุกระยะจากรอยต่อของวัสดุบูรณะ ขณะที่กลุ่มกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมและเรซินมอดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีค่าเฉลี่ย

การสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p>0.05$) ในทุก ๆ ระยะจากรอยต่อของวัสดุบูรณะ

เมื่อพิจารณาแยกผลของระยะจากรอยต่อของวัสดุบูรณะ ทั้ง 4 ระยะต่อค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคในวัสดุบูรณะแต่ละชนิดพบว่า กลุ่มควบคุมและกลุ่มกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมมีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคที่ระยะ 50 100 150 และ 200 ไมโครเมตรจากขอบรอยต่อไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p>0.05$) กลุ่มเรซินมอดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคที่ระยะ 50 ไมโครเมตรน้อยกว่าที่ระยะอื่นอย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) กลุ่มแคลเซียมซิลิเกตมีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคที่ระยะ 50 ไมโครเมตรน้อยที่สุด ($p<0.05$) ขณะที่ระยะ 100 และ 150 ไมโครเมตรไม่แตกต่างกัน ($p>0.05$) แต่ต่างจากระยะ 200 ไมโครเมตร ($p<0.05$)

ผลจากการวิเคราะห์แร่ธาตุของเนื้อฟัน (ร้อยละโดยน้ำหนัก) พบว่าเนื้อฟันในทุกกลุ่มมีแร่ธาตุพื้นฐานเช่นออกซิเจน ซิลิกา และฟอสฟอรัสในปริมาณใกล้เคียงกัน พบฟลูออไรด์ในเนื้อฟันที่บูรณะด้วยกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ทั้งสองกลุ่ม พบในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตปริมาณน้อย แต่ไม่พบในกลุ่มควบคุม สำหรับเนื้อฟันที่บูรณะด้วยแคลเซียมซิลิเกตพบว่าปริมาณของธาตุแคลเซียมและอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสสูงที่สุด

บทวิจารณ์

การวัดค่าความแข็งแรงระดับจุลภาคเป็นวิธีที่สามารถใช้เพื่อประเมินการรับหรือสูญเสียแร่ธาตุจากโครงสร้างฟันโดยคำนึงถึงส่วนประกอบอินทรีย์ร่วมด้วย เมื่อศึกษาการละลายแร่ธาตุของเคลือบฟันพบความสัมพันธ์โดยตรงระหว่างค่าความแข็งแรงระดับจุลภาคแบบนูนกับองค์ประกอบที่เป็นแร่ธาตุของเคลือบฟันที่วัดได้จากไมโครเรดิโอกราฟแบบสัมผัส สรุปได้ว่าทั้ง 2 วิธีที่ใช้เพื่อวัดการละลายแร่ธาตุมีความเชื่อมโยงกัน¹⁴ จากการศึกษาพบว่าปริมาณองค์ประกอบของแคลเซียมและฟอสฟอรัสในเนื้อฟันส่งผลต่อความแข็งแรงระดับจุลภาคของเนื้อฟัน¹⁶

กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ประสบความสำเร็จในการลดการเกิดรอยโรคฟันผุจำลองบนผิวรากฟันที่ใกล้กับวัสดุบูรณะ เมื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงความแข็งแรงระดับจุลภาคของเนื้อฟันส่วนรากบริเวณรอยต่อที่สัมผัสกับวัสดุบูรณะที่มีฟลูออไรด์เป็นองค์ประกอบ พบว่าเนื้อฟันที่สัมผัสกับกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมมีความแข็งแรงระดับจุลภาคเปลี่ยนแปลงไปน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับเรซินมอดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ คอมโพเมอร์ เรซินคอมโพสิตที่มีและไม่มีฟลูออไรด์^{16,18,19,25} ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษานี้ที่พบว่าภายหลังการเผชิญสภาวะ

จำลองการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด-ด่างที่กระตุ้นให้คล้ายคลึงกับช่องปากของผู้ที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดฟันผุสูง^{18,19} ทั้งกลุ่มกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมและเรซินมอดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคที่เนื้อฟันส่วนรากบริเวณรอยต่อของวัสดุบูรณะน้อยกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$) จนถึงระยะ 200 ไมโครเมตร โดยน่าจะเป็นผลจากความสามารถของวัสดุทั้งสองในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ไอออนซึ่งมีบทบาทในการยับยั้งการละลายแร่ธาตุและส่งเสริมการคืนกลับของแร่ธาตุ^{17,26,27} โดยผลจากการวิเคราะห์แร่ธาตุของเนื้อฟันพบฟลูออไรด์ในเนื้อฟันที่บูรณะด้วยกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ทั้งสองกลุ่มมากกว่าในกลุ่มอื่น เนื่องจากฟลูออไรด์เป็นองค์ประกอบในส่วนผงของวัสดุ ระหว่างเกิดปฏิกิริยาฟลูออไรด์จะถูกปล่อยออกมาในส่วนเหลวและถูกกักอยู่ในชั้นเมทริกซ์เจล เมื่อวัสดุแข็งตัว การปลดปล่อยฟลูออไรด์สู่สิ่งแวดล้อมเกิดจากฟลูออไรด์ที่เกาะอยู่อย่างหลวม ๆ (Loosely bound fluoride) ในฟลูออไรด์ที่เหลือน้อยในผงแก้ว ซิลิกาเจลเฟส หรือโพลีซอลท์เมทริกซ์²⁸ ฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์จะเกิดขึ้นแลกเปลี่ยนไอออน (Ion exchange layer) ที่รอยต่อระหว่างเนื้อฟันที่ถูกละลายแร่ธาตุและกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ โดยไอออนที่ตรวจพบการแลกเปลี่ยนระหว่างชั้นเนื้อฟันและวัสดุ ได้แก่โซเดียม แมกนีเซียม อะลูมิเนียม ซิลิกอนและฟลูออไรด์^{29,30} สอดคล้องกับผลการวิเคราะห์แร่ธาตุในเนื้อฟันที่บูรณะด้วยกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ของการศึกษานี้ ทั้งนี้กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมและเรซินมอดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้ไม่แตกต่างกัน³¹ และพบความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างปริมาณฟลูออไรด์ในวัสดุบูรณะและการยับยั้งการละลายแร่ธาตุของเนื้อฟันที่บริเวณรอยต่อ³² นอกจากนี้ยังพบว่าทั้งกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมและเรซินมอดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคในแต่ละระยะไม่แตกต่างกัน สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้²⁵

ผลจากการศึกษานี้บ่งชี้ว่าวัสดุแคลเซียมซิลิเกตช่วยให้เนื้อฟันส่วนรากที่สัมผัสกับวัสดุมีความต้านทานต่อการละลายแร่ธาตุได้ดีกว่ากลุ่มอื่น ๆ เมื่อประเมินผลจากค่าความแข็งแรงระดับจุลภาคแบบนูนที่เปลี่ยนแปลงไป น่าจะเกิดจากการที่วัสดุสามารถปลดปล่อยแคลเซียมไอออนและไฮดรอกซิลไอออนได้หลังจากวัสดุแข็งตัว เมื่อวัสดุอยู่ในสารละลายที่มีฟอสเฟตไอออนเป็นองค์ประกอบ จะเกิดการสะสมแคลเซียมและฟอสเฟตบนพื้นผิวของวัสดุ³³ หรือที่เนื้อฟันบริเวณรอยต่อกับวัสดุ¹⁰ และเกิดผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่พื้นผิวของซีเมนต์³⁴ ซึ่งในการศึกษานี้จากการสังเกตด้วยตาเปล่าชิ้นงานในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตพบการสะสมของตะกอนสีขาวที่มีลักษณะ

ไม่สม่ำเสมอและไม่เป็นแบบแผนที่แน่นอนบนพื้นผิวของวัสดุและเนื้อฟันส่วนรากบริเวณรอยต่อที่ใกล้เคียงกับวัสดุผลจากการวิเคราะห์แร่ธาตุในการศึกษานี้พบว่าเนื้อฟันที่บริเวณรอยต่อมีปริมาณของธาตุแคลเซียม (ร้อยละโดยน้ำหนัก) และอัตราส่วนแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสสูงกว่ากลุ่มอื่น ๆ สอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมา¹⁰ โดยที่ปริมาณองค์ประกอบของแคลเซียมและฟอสฟอรัสในเนื้อฟันส่งผลต่อความแข็งแรงระดับจุลภาคของเนื้อฟัน¹⁶ จึงน่าจะเป็นเหตุผลที่สนับสนุนว่าวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตช่วยส่งเสริมให้เนื้อฟันส่วนรากบริเวณรอยต่อที่ใกล้เคียงกับวัสดุสามารถต้านทานต่อการละลายแร่ธาตุได้อย่างไรก็ตามเมื่อแยกพิจารณาในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตพบว่าค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคที่ระยะ 50 ไมโครเมตรมีค่าน้อยที่สุด ($p<0.05$) ขณะที่ระยะ 100 และ 150 ไมโครเมตรมีค่าไม่แตกต่างกัน ($p>0.05$) แต่แตกต่างจากระยะ 200 ไมโครเมตร ($p<0.05$) ซึ่งน่าจะอธิบายได้จากการเกิดการสะสมของแร่ธาตุที่ไม่สม่ำเสมอและไม่เป็นแบบแผนที่แน่นอน ร่วมกับตำแหน่งที่ทำการวัดค่าความแข็งแรงระดับจุลภาคแบบนูนเป็นตำแหน่งสูง

วัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตมีการใช้อย่างแพร่หลายในศาสตร์เอ็นโดดอนต์ วัสดุในกลุ่มนี้ได้รับการพัฒนามาอย่างต่อเนื่องเพื่อลดข้อด้อยต่าง ๆ โดยที่วัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตรุ่นใหม่เช่นไบโอเดนทีนมีข้อข้อชี้เพื่อใช้ทดแทนเนื้อฟันที่ได้รับความเสียหายทั้งในส่วนตัวฟันและรากฟัน อย่างไรก็ตามในแง่การใช้งานเพื่อทดแทนเนื้อฟันในทางทันตกรรมบูรณะกลับยังไม่เป็นที่นิยมเท่าที่ควรเนื่องจากเวลาแข็งตัวยังนานอยู่เมื่อเทียบกับวัสดุกลุ่มอื่นที่สามารถใช้งานได้ทันลักษณะเดียวกัน นอกจากนี้ยังมีราคาที่สูงเกินไปจนแคปซูลแล้วจำเป็นต้องใช้ครั้งเดียวให้หมดไม่สามารถเก็บวัสดุที่ผสมแล้วไว้ใช้ครั้งต่อไปได้ ดังนั้นการเลือกใช้งานทางคลินิกจึงขึ้นกับดุลพินิจของทันตแพทย์ให้เหมาะสมกับลักษณะงานและเกิดความคุ้มค่ามากที่สุด จากการศึกษาทางคลินิกพบว่าไบโอเดนทีนสามารถใช้บูรณะชั่วคราวเพื่อทดแทนเคลือบฟันในฟันหลังโดยคงรูปร่างกายวิภาค สัมผัสด้านประชิดและความแนบบริเวณขอบได้นานถึง 6 เดือน และสามารถต้านทานการกร่อนได้ดี³⁵ การศึกษาเชิงทดลองทางคลินิก (randomized controlled trial) ถึงผลสำเร็จทางคลินิก (clinical performance) ของไบโอเดนทีนเมื่อใช้บูรณะฟันผุบริเวณรากในผู้ป่วยสูงอายุพบว่าอัตราการอยู่รอด ที่ 6 เดือนและ 1 ปี มีค่าเพียงร้อยละ 58.6 และ 47.2 ตามลำดับ ความล้มเหลวส่วนใหญ่เกิดจากการสูญเสียวัสดุบูรณะบางส่วนหรือทั้งหมดจากโพรงฟัน³⁶

จากผลการศึกษาพบว่าเนื้อฟันส่วนรากบริเวณที่สัมผัสกับวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตมีค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคน้อยกว่าวัสดุในกลุ่มอื่นอย่างมีนัยสำคัญ ($p<0.05$)

ในทุกระยะจากขอบรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและวัสดุบูรณะ จึงปฏิเสธสมมติฐานการวิจัย โดยการวิจัยนี้เป็นการศึกษาทดลองในห้องปฏิบัติการจึงไม่อาจจำลองสภาพจริงที่เกิดขึ้นทางคลินิกได้ทั้งหมด เช่น องค์ประกอบของน้ำลาย ความเป็นกรด-ด่าง ความสามารถในการสะท้อนความเป็นกรดของน้ำลายซึ่งล้วนแต่มีผลต่อความรุนแรงในการละลายแร่ธาตุจากเนื้อฟัน และในการทดสอบความแข็งแรงระดับจุลภาคที่ต้องขัดผิวเนื้อฟันให้ได้พื้นผิวที่เรียบแบน ทำให้ไม่ได้พื้นผิวด้านนอกของเนื้อฟันซึ่งเป็นขอบของวัสดุบูรณะอย่างแท้จริง อย่างไรก็ตามผลจากการวิจัยนี้ช่วยบอกแนวโน้มของวัสดุในการส่งเสริมการต้านทานการละลายแร่ธาตุที่เนื้อฟันส่วนรากบริเวณรอยต่อของวัสดุบูรณะ เพื่อเพิ่มทางเลือกในการเลือกใช้วัสดุกรณีที่โพรงฟันลึกและขอบเขตบางส่วนของโพรงฟันอยู่บริเวณเนื้อฟันส่วนรากที่ควบคุมความชื้นได้ยาก และมักเกิดความล้มเหลวจากการเกิดฟันผุนิดทุติยภูมิ

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษาเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการพบว่าเนื้อฟันส่วนรากที่บูรณะด้วยวัสดุกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตมีความสามารถในการต้านทานการละลายแร่ธาตุสูงกว่าเนื้อฟันส่วนรากที่บูรณะด้วยกลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และเรซินมอดิฟายด์กลาสส์ไอโอโนเมอร์ซีเมนต์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระยะ 50 100 150 และ 200 ไมโครเมตรจากขอบรอยต่อของวัสดุบูรณะเมื่อประเมินในรูปของค่าเฉลี่ยการสูญเสียความแข็งแรงระดับจุลภาคแบบนูน

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผศ.ดร. สรณันท์ จันทรางศุ ผู้ที่ให้คำปรึกษาและแนะนำด้านการใช้สถิติในงานวิจัย รวมถึงเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ เจ้าหน้าที่ภาควิชาชีวเคมีและเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยชีววิทยาช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์และอำนวยความสะดวก ในการใช้เครื่องมือ และการผสมสารเคมีที่ใช้ในการทำวิจัยครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Moraschini V, Fai CK, Alto RM, dos Santos GO. Amalgam and resin composite longevity of posterior restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2015;43(9):1043-50.
2. Donovan T. Protocol for the prevention and management of root caries. *J Esthet Restor Dent* 2008;20(6):405-11.
3. Hsu CY, Donly KJ, Drake DR, Wefel JS. Effects of aged fluoride-

- containing restorative materials on recurrent root caries. *J Dent Res* 1998;77(2):418-25.
4. Tam LE, Chan GP, Yim D. *In vitro* caries inhibition effects by conventional and resin-modified glass-ionomer restorations. *Oper Dent* 1997;22(1):4-14.
 5. Cho E, Kopel H, White SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int* 1995;26(5):351-8.
 6. Gemalmaz D, Yoric B, Ozcan M, Alkumru HN. Effect of early water contact on solubility of glass ionomer luting cements. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):474-8.
 7. Prati C, Gandolfi MG. Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dent Mater* 2015;31(4):351-70.
 8. Thanavibul N, Panichuttra A, Ratisoontorn C. Effects of Blood Contamination on Apatite Formation, pH and Ion Release of Three Calcium Silicate-based Materials. *J Dent Assoc Thai* 2019;69(3):324-33.
 9. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Int Endod J* 2013;46(9):808-14.
 10. Kim JR, Nosrat A, Fouad AF. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. *J Dent* 2015;43(2):241-7.
 11. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Boyde A, Festy F, Watson TF. Calcium silicate cement-induced remineralisation of totally demineralised dentine in comparison with glass ionomer cement: tetracycline labelling and two-photon fluorescence microscopy. *J Microsc* 2015;257(2):151-60.
 12. Dong Z, Chang J, Deng Y, Joiner A. *In vitro* remineralization of acid-etched human enamel with Ca₃SiO₅. *Appl Surf Sci* 2010;256(8):2388-91.
 13. Dong Z, Chang J, Joiner A, Sun Y. Tricalcium silicate induces enamel remineralization in human saliva. *J Dent Sci* 2013;8(4):440-3.
 14. Featherstone JD, ten Cate JM, Shariati M, Arends J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. *Caries Res* 1983;17(5):385-91.
 15. Kirsten GA, Takahashi MK, Rached RN, Giannini M, Souza EM. Microhardness of dentin underneath fluoride-releasing adhesive systems subjected to cariogenic challenge and fluoride therapy. *J Dent* 2010;38(6):460-8.
 16. Pereira PN, Inokoshi S, Yamada T, Tagami J. Microhardness of *in vitro* caries inhibition zone adjacent to conventional and resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* 1998;14(3):179-85.
 17. Kirsten GA, Rached RN, Mazur RF, Vieira S, Souza EM. Effect of open-sandwich vs. adhesive restorative techniques on enamel and dentine demineralization: an *in situ* study. *J Dent* 2013;41(10):872-80.
 18. Hara AT, Magalhaes CS, Serra MC, Rodrigues AL, Jr. Cariostatic effect of fluoride-containing restorative systems associated with dentifrices on root dentin. *J Dent* 2002;30(5-6):205-12.
 19. Borges FT, Campos WR, Munari LS, Moreira AN, Paiva SM, Magalhaes CS. Cariostatic effect of fluoride-containing restorative materials associated with fluoride gels on root dentin. *J Appl Oral Sci* 2010;18(5):453-60.
 20. Montoya C, Arango-Santander S, Pelaez-Vargas A, Arola D, Ossa EA. Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. *Arch Oral Biol* 2015;60(12):1811-20.
 21. Aydin B, Pamir T, Baltaci A, Orman MN, Turk T. Effect of storage solutions on microhardness of crown enamel and dentin. *Eur J Dent* 2015;9(2):262-6.
 22. Chuenarrom C, Benjakul P, Daosodsai P. Effect of indentation load and time on knoop and vickers microhardness tests for enamel and dentin. *Mater Dent* 2009;12(4):473-6.
 23. Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res* 2003;66(4):850-3.
 24. Yoldas O, Dogan C, Seydaoglu G. The effect of two different calcium hydroxide combinations on root dentine microhardness. *Int Endod J* 2004;37(12):828-31.
 25. Hara AT, Turssi CP, Serra MC, Nogueira MC. Extent of the cariostatic effect on root dentin provided by fluoride-containing restorative materials. *Oper Dent* 2002;27(5):480-7.
 26. Hara AT, Turssi CP, Ando M, Gonzalez-Cabezas C, Zero DT, Rodrigues AL, et al. Influence of fluoride-releasing restorative material on root dentine secondary caries *in situ*. *Caries Res* 2006;40(5):435-9.
 27. Sumalnop R, Tasajan W, Maneenut C. Effect of fluoride releasing materials on demineralization of adjacent white spot lesion: *in vitro* study. *J Dent Assoc Thai* 2003;53(4):219-28.
 28. Dhondt CL, De Maeyer EAP, Verbeeck RMH. Fluoride Release from Glass Ionomer Activated with Fluoride Solutions. *J Dent Res* 2001;80(5):1402-6.
 29. Gjorgjevska ES, Nicholson JW, Apostolska SM, Coleman NJ, Booth SE, Slipper IJ, et al. Interfacial properties of three different bioactive dentine substitutes. *Microsc Microanal* 2013;19(6):1450-7.
 30. Gjorgjevska E, Nicholson JW, Grcev AT. Ion migration from fluoride-releasing dental restorative materials into dental hard tissues. *J Mater Sci Mater Med* 2012;23(7):1811-21.
 31. Momoi Y, McCabe JF. Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dent Mater* 1993;9(3):151-4.
 32. Donly KJ, Segura A. Fluoride release and caries inhibition associated with a resin-modified glass-ionomer cement at varying fluoride loading doses. *Am J Dent* 2002;15(1):8-10.
 33. Camilleri J. Staining Potential of Neo MTA Plus, MTA Plus, and Biodentine Used for Pulpotomy Procedures. *J Endod* 2015;41(7):1139-45.
 34. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater* 2013;29(5):580-93.
 35. Koubi G, Colon P, Franquin JC, Hartmann A, Richard G, Faure MO, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):243-9.
 36. Hayes M, da Mata C, Tada S, Cole M, McKenna G, Burke FM, et al. Evaluation of Biodentine in the Restoration of Root Caries. *JDR Clin Trans Res* 2016;1(1):51-8.