



## รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

### โครงการ

ความแข็งแรงและความเหนียวด้านการแตกหักของอินเตอร์เฟซของระบบ  
โลหะ-เซรามิก และ เซรามิก-เซรามิก

โดย ทพ.ดร. ชูชัย อนันต์มานะ และคณะ

กันยายน 2555

สัญญาเลขที่ MRG53-ชูชัย อนันต์มานะ

## รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

### โครงการ

ความแข็งแรงและความเหนียวด้านการแตกหักของอินเตอร์เฟซของระบบโลหะ-  
เซรามิก และ เซรามิก-เซรามิก

ผู้วิจัย	สังกัด
1. ทพ.ดร. ชูชัย อนันต์มานะ มหาวิทยาลัยมหิดล	ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์
2. ทพ. พรธิดา วิสุทธิพัฒน์นากร มหาวิทยาลัยมหิดล	ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์

สนับสนุนโดยสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา  
สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย  
และมหาวิทยาลัยมหิดล

(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกอ. และ สกว. ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

บทคัดย่อ

รหัสโครงการ: MRG53-ชูชัย อนันต์มานะ

ชื่อโครงการ: ความแข็งแรงและความเหนียวด้านการแตกหักของอินเตอร์เฟสของระบบ โลหะ-เซรามิก และ เซรามิก-เซรามิก

ทพ.ดร. ชูชัย อนันต์มานะ

ทพ. พรธิดา วิสุทธิวัฒนากร

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

อีเมล: drchuchai@gmail.com

ระยะเวลาโครงการ: 2 ปี

บทคัดย่อ 1:

ผลของพื้นที่หน้าตัดขวางต่อค่าความแข็งแรงยึดและความเหนียวด้านการแตกหักของ อินเตอร์เฟส ในเซรามิกล้วนสองระบบ

วัตถุประสงค์: วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อทดสอบสมมุติฐาน ข้อแรก ขนาดของพื้นที่หน้าตัดขวางไม่มีผลต่อค่าความเหนียวด้านการแตกหักและค่าความแข็งแรงของอินเตอร์เฟสของเซรามิกเซรามิกและข้อที่สองเทคนิคการเคลือบแก้วสองเทคนิคบนเซรามิกแกนไม่มีผลต่อค่าความเหนียวด้านการแตกหักและค่าความแข็งแรงของอินเตอร์เฟสของเซรามิกเซรามิก

วิธีการทดลอง: เคลือบแกนเซรามิกเซอร์โคเนียด้วยวิธี “slurry-condensed” และ “hot-press” และนำมาตัดเป็นแท่งขนาด  $1\text{ mm}^2$   $1.44\text{ mm}^2$  และ  $2.25\text{ mm}^2$  ตามลำดับ นำชิ้นตัวอย่างมาทดสอบด้วยการดึงจนแตกหักและได้ค่าความแข็งแรงของอินเตอร์เฟส จากนั้นนำพื้นผิวที่แตกหักของชิ้นตัวอย่างมาสำรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบออปติคัล และกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด นำมาคำนวณค่าความเหนียวด้านการแตกหัก โดยค่าความเหนียวด้านการแตกหักคำนวณได้จากขนาดของรอยแตกวิกฤต ค่าความแข็งแรงของอินเตอร์เฟสขณะแตกหัก นำค่าความเหนียวด้านการแตกหักและค่าความแข็งแรงของอินเตอร์เฟส มาทดสอบทางสถิติด้วยวิธีทดสอบค่าความแปรปรวนแบบสองทาง และ “Tukey HSD” ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

ผลการทดลอง:จากการทดลองพบว่าขนาดของพื้นที่หน้าตัดขวางไม่มีผลต่อค่าความเหนียวด้านการแตกหักแต่มีผลต่อค่าของความแข็งแรงของอินเตอร์เฟสในเซรามิกทั้งสองกลุ่มนอกจากนั้นยังพบว่าวิธีการเคลือบเซรามิกมีผลต่อค่าความเหนียวด้านการแตกหักแต่ไม่มีผลต่อค่าความแข็งแรงของอินเตอร์เฟส

คำหลัก : ความเหนียวต้านทานการแตกหัก เซรามิก อินเตอร์เฟส

## Abstract

---

**Project Code : MRG-53 Chuchai Anunmana**

**Project Title : Interfacial Strength and Toughness of Bilayer All-ceramic systems**

**Investigator : Dr. Chuchai Anunmana**

**Dr. Porntida Suttiwattankon**

**E-mail Address : drchuchai@gmail.com**

**Project Period : 2 years**

**Abstract 1: Effect of Cross-sectional Area on Interfacial Bond Strength and Interfacial Toughness of Two Bilayered Dental Ceramic Systems**

**Objectives:** The goal of this study was to test the null hypothesis that 1) there was no effect of cross-sectional areas on the interfacial fracture toughness and bond strength of bilayered dental ceramics, and 2) there was no difference in the interfacial fracture toughness and bond strength of two veneering techniques.

**Methods:** Zirconia core ceramics were veneered and cut to produce specimens with three different cross-sectional areas (1.00 mm<sup>2</sup>, 1.44 mm<sup>2</sup>, and 2.25 mm<sup>2</sup>) using two different techniques; slurry-condensed and hot-pressing techniques. The specimens were tested in tension until fracture at the interface and reported as interfacial bond strength. Fracture surfaces were observed with the optical and electron microscopes, and the interfacial toughness was determined from critical crack size, and failure stress. Mean interfacial toughness and mean interfacial bond strength was statistically tested using Two-Factor ANOVA and Tukey HSD ( $p < 0.05$ ).

**Results:** The results show that cross-sectional area had no effect on the interfacial toughness whereas such factor had a significant effect on interfacial bond strength in both ceramic groups. In addition, it also demonstrated that different types of veneering techniques yield the difference in the interfacial toughness; however, there was no difference in the interfacial bond strength of those two veneering techniques.

**Significance:** The study revealed that cross-sectional area had no effect on the interfacial toughness, but had a significant effect on interfacial bond strength. The interfacial toughness may be a more reliable indicator for interfacial bond quality than interfacial bond strength.

**Keywords:** interfacial toughness, ceramic, interface, bond strength

## บทคัดย่อ

รหัสโครงการ: MRG53-ชูชัย อนันต์มานะ

ชื่อโครงการ: ความแข็งแรงและความเหนียวต้านการแตกหักของอินเตอร์เฟสของระบบ โลหะ-เซรามิก และ เซรามิก-เซรามิก

ทพ.ดร. ชูชัย อนันต์มานะ

ทพ. พรธิดา วิสุทธิวัฒนากร

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

อีเมล: drchuchai@gmail.com

ระยะเวลาโครงการ: 2 ปี

บทคัดย่อ 2:

เปรียบเทียบวิธีการหาค่าความเหนียวต้านการแตกหักอย่างง่ายของเซรามิกทางทันตกรรมสองชนิด

วัตถุประสงค์: วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อเปรียบเทียบค่าความเหนียวต้านการแตกหักที่ได้จากเทคนิคอย่างง่ายสามวิธีได้แก่ indentation fracture (IF), indentation strength (IS), fractographic approach กับวิธีทดสอบมาตรฐาน ได้แก่ surface crack in flexure (SCF)

วิธีการทดลอง: เตรียมชิ้นทดสอบแท่งทั้งหมด 24 ชิ้น ขนาด 3 มม x 4 มม x 25 มม. จากวัสดุสองชนิด - 12 ชิ้น จาก IPS Empress® Esthetic and 12 ชิ้น จาก IPS e.max® Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ตามวิธีมาตรฐาน (ISO 6872). นำชิ้นทดสอบหกชิ้นต่อกลุ่มทดลองมาทดสอบด้วยวิธีแรก “indentation fracture technique” (กลุ่มที่หนึ่ง), “indentation strength technique” (กลุ่มที่สอง) และ “fractographic approach” (กลุ่มที่สาม). นอกจากนี้ นำชิ้นทดสอบอีกหกชิ้นมาทดสอบด้วยวิธีมาตรฐาน “surface crack in flexure technique” (กลุ่มที่สี่) นำค่าความเหนียวต้านทานการแตกหักที่ได้มาวิเคราะห์ทางสถิติด้วยวิธีทดสอบความแปรปรวนแบบทางเดียว และ Dunnett ที่ระดับนัยสำคัญ 0.01.

ผลการทดลอง: สำหรับวัสดุ Empress Esthetic® กลุ่มที่หนึ่ง สอง สาม และสี่ มีค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความเหนียวต้านทานการแตกหัก เท่ากับ  $1.25 \pm 0.11$ ,  $1.06 \pm 0.04$ ,  $0.93 \pm 0.05$ , and  $0.98 \pm 0.05 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  ตามลำดับ กลุ่มที่สองและสาม มีค่าไม่แตกต่างจากกลุ่มที่สี่ ( $p = 0.15$  และ  $0.41$ )

ขณะที่กลุ่มที่หนึ่งแตกต่างจากกลุ่มที่สองอย่างมีนัยสำคัญ ( $p < 0.01$ ) สำหรับวัสดุ

e.max®Ceram

ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความเหนียวต้านทานการแตกหัก เท่ากับ  $0.89 \pm 0.05$ ,  $1.10 \pm 0.08$ ,  $0.88 \pm 0.10$ , and  $0.75 \pm 0.05 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  ตามลำดับ กลุ่มที่หนึ่ง สอง มีค่าแตกต่างจากกลุ่มที่สองอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนกลุ่มที่สามมีค่าไม่แตกต่างจากกลุ่มที่สอง ( $p = 0.026$ )

สรุปผลการทดลอง: ค่าความเหนียวต้านทานการแตกหักที่ได้จากเทคนิค **fractography** มีค่าไม่แตกต่างจากวิธีทดสอบมาตรฐาน “**surface crack in flexure**” ส่วนเทคนิค “**indentation**” มักจะให้ค่าที่สูงกว่าวิธีทดสอบมาตรฐาน

คำหลัก: ความเหนียวต้านทานการแตกหัก

## Abstract

---

**Project Code : MRG-53 Chuchai Anunmana**

**Project Title : Interfacial Strength and Toughness of Bilayer All-ceramic systems**

**Investigator : Dr. Chuchai Anunmana**

**Dr. Porntida Suttiwattankon**

**E-mail Address : drchuchai@gmail.com**

**Project Period : 2 years**

**Abstract 2: Comparing simplified methods for determining  $K_{IC}$  of two dental ceramics**

**Objectives:** The objective of this study was to compare the fracture toughness value ( $K_{IC}$ ), which is derived from simplified techniques using indentation fracture (IF), indentation strength (IS), fractographic approach to the one from a standard testing using surface cracks in flexure (SCF).

**Methods:** Twenty-four dental ceramics bar specimens, twelve IPS Empress<sup>®</sup> Esthetic and twelve IPS e.max<sup>®</sup> Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were prepared according to ISO 6872. Six specimens (3 mm x 4 mm x 25 mm) in each material were tested by indentation fracture technique (group I), indentation strength technique (group II) and fractographic approach (group III) respectively. Additionally, another six specimens were tested by standard technique, surface crack in flexure technique (group IV). One-way ANOVA with Dunnett was performed to analyze fracture toughness values of different techniques at a significance level of 0.01.

**Results:** The Empress Esthetic<sup>®</sup>, the mean and SD of fracture toughness values in group I, II, III, and IV were  $1.25 \pm 0.11$ ,  $1.06 \pm 0.04$ ,  $0.93 \pm 0.05$ , and  $0.98 \pm 0.05$  MPa.m<sup>1/2</sup> respectively. Group II and III were not significantly different from group IV, ( $p = 0.15$  and  $p = 0.41$ ) while group I significantly differed from group IV ( $p < 0.01$ ). The e-max<sup>®</sup>Ceram, the mean and SD of fracture toughness values in group I, II, III, and IV were  $0.89 \pm 0.05$ ,  $1.10 \pm 0.08$ ,  $0.88 \pm 0.10$ , and  $0.75 \pm 0.05$  MPa.m<sup>1/2</sup> respectively. Group I and II were significantly different from group IV whereas group III was not different from group IV ( $p = 0.026$ ).

**Conclusion:** The  $K_{IC}$  using fractography approach did not differ from the standard technique, surface crack in flexure technique (SCF) while indentation techniques seemed to give a higher value of  $K_{IC}$  than standard technique.

**Keywords:** Fracture toughness/Indentation/Fractography

## Executive Summary

### 1. ความสำคัญและที่มาของปัญหา

วัสดุบูรณะฟันเซรามิกเป็นที่นิยมใช้อย่างแพร่หลายสำหรับการทำครอบฟันและสะพานฟันติดแน่นเพราะให้ความสวยงามใกล้เคียงฟันธรรมชาติ

โดยทั่วไปในการบูรณะฟันโดยใช้ครอบฟันหรือสะพานฟันด้วยวัสดุเซรามิก

วัสดุสำหรับทำครอบฟันชนิดนี้แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม

กลุ่มที่ 1: ครอบฟันหรือสะพานฟันชนิดโลหะ-เซรามิก

วัสดุกลุ่มนี้ใช้โลหะเป็นฐานหรือแกนฟันสำหรับรองรับพอร์ซเลนที่เคลือบอยู่ด้านนอกเพื่อให้มีสีใกล้เคียงฟันธรรมชาติในกรณีที่ต้องการความสวยงาม

กลุ่มที่ 2: ครอบฟันหรือสะพานฟันชนิดเซรามิกล้วน

กลุ่มนี้ใช้เซรามิกที่มีความแข็งแรงสูงแต่ก็มีความทึบแสง (opacity)

เป็นฐานสำหรับรองรับพอร์ซเลนที่เคลือบอยู่ด้านนอกที่มีความสวยงามและความโปร่งแสง (translucency) มากกว่า

ครอบฟันชนิดโลหะ-เซรามิกได้ถูกนำมาใช้และประสบความสำเร็จมาหลายทศวรรษ

ส่วนครอบฟันชนิดเซรามิกล้วนซึ่งได้ถูกนำมาใช้เมื่อไม่นานมานี้แต่ให้ความสวยงามมากกว่าครอบฟันชนิดโลหะ-เซรามิกเนื่องจากไม่มีโลหะเป็นฐานและให้สีใกล้เคียงฟันธรรมชาติมากกว่า

อย่างไรก็ตามมีรายงานว่าอัตราความสำเร็จ (success rate) ของครอบฟันชนิดเซรามิกล้วน

ต่ำกว่าครอบฟันชนิดโลหะ-เซรามิก สาเหตุที่พบบ่อยอย่างหนึ่งเนื่องมาจากการกระแทกหรือการหลุดออก (chipping or delamination) ของเคลือบแก้วชั้นนอก (outer glass veneer)

และมีบางการศึกษาความล้มเหลวของครอบฟันชนิดเซรามิกล้วนทั้งในทางคลินิกและในห้องปฏิบัติการพบว่าจุดเริ่มต้นของการแตกหักของครอบฟันและสะพานฟันของผู้ป่วยมาจากรอยต่อระหว่างแกนและเคลือบแก้วชั้นนอก

นอกจากนี้วิธีทดสอบส่วนใหญ่ยังไม่กล่าวถึงตำแหน่งของจุดแตกหักเมื่อทดสอบหรือตำแหน่งของการแตกหักมักอยู่ที่ตำแหน่งอื่นที่ไม่ใช่ในช่องรอยต่อของวัสดุที่เชื่อมยึดติดกัน (interfacial zone)

นอกจากนั้นความแตกต่างระหว่างสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามอุณหภูมิ (coefficient of thermal expansion-CTE)

ของแกนและวีเนียร์อาจมีผลต่อความคงทนและอายุการใช้งานของวัสดุที่นำมาใช้ทำเป็นครอบฟันทั้งชนิดโลหะ-เซรามิก และครอบฟันชนิดเซรามิกล้วน

### 2. วัตถุประสงค์ของโครงการ:

เพื่อทดสอบความทนแรงดึงและความเหนียวด้านการแตกหักของอินเตอร์เฟซหรือรอยต่อระหว่างเซรามิกและโลหะเปรียบเทียบกับรอยต่อระหว่างเซรามิกกับเซรามิกโดยใช้ fracture mechanics principles รายละเอียดดังต่อไปนี้

- ทดสอบความแข็งแรงและความเหนียวด้านการแตกหักของรอยต่อระหว่างโลหะเจือทองและพอร์ซเลน
- ทดสอบความแข็งแรงและความเหนียวด้านการแตกหักของรอยต่อระหว่างโลหะเจือพัลเลเดียมและพอร์ซเลน
- ทดสอบความแข็งแรงและความเหนียวด้านการแตกหักของรอยต่อระหว่างโลหะเจือพื้นฐานและพอร์ซเลน
- ทดสอบความแข็งแรงและความเหนียวด้านการแตกหักของรอยต่อระหว่างเซอร์โคเนียเซรามิก (zirconia-based ceramic) และพอร์ซเลน

- ทดสอบสมมุติฐานว่าความแตกต่างระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวของแกนเซรามิกและพอร์ซเลน  
นี้มีผลต่อค่าความแข็งแรงด้านการแตกหักของรอยต่อระหว่างแกนเซรามิกและพอร์ซเลน

### 3. ระเบียบวิธีการวิจัย

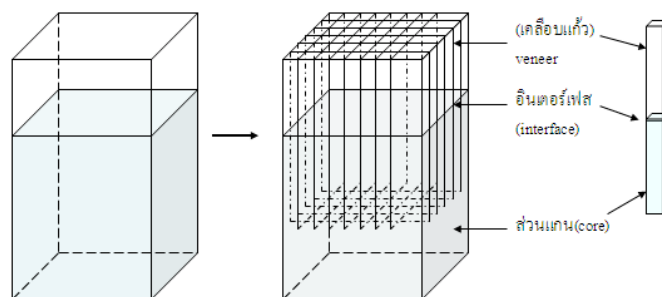
วัสดุอุปกรณ์:

1. โลหะเจือทอง (Gold alloy-Bio Herador® N, Hanau, Germany)
2. โลหะเจือพัลเลเดียม (Palladium-based alloy-Option White, Densply, CeramCo, NJ. USA)
3. โลหะเจือพื้นฐาน (Based metal alloy-Wiron 99, Bego, Germany)
4. ผงพอร์ซเลนที่ใช้คู่กับโลหะเจือ (VMK 95, Vita, Germany)
5. เซรามิกทำแกนฟันชนิดเซอรโคเนีย (Zirconia-based core ceramics)
6. ผงพอร์ซเลนที่ใช้คู่กับแกนเซรามิก (1.Cercon Ceram Kiss, Densply, USA 2.Zirox®, Wieland, USA 3. IPS e.max® Ceram, Ivoclar Vivadent, USA)
7. เลื่อยความเร็วต่ำพร้อมใบเลื่อยชนิดกากเพชร (Low-speed diamond saw)
8. เครื่องทดสอบความแข็งผิวชนิดจุลภาค (Microhardness indenter) พร้อมกล้องจุลทรรศน์กำลังขยายต่ำ (optical microscope)
9. เครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine)
10. กาวสำหรับยึดชิ้นทดสอบ
11. กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (Scanning electron microscope)

วิธีทดลอง:

เตรียมแท่งเซรามิกและโลหะขนาด 10 มม x 10 มม x 6 มม

สำหรับเป็นแกนตามข้อแนะนำของการใช้วัสดุแต่ละชนิด โดยเตรียมแท่งเซรามิกเซอรโคเนียโดยใช้ CAD-CAM technique จาก presintered block และยึดพอร์ซเลนที่ใช้คู่กันสำหรับวัสดุแต่ละชนิดให้หนาประมาณ 4 มิลลิเมตร ตามข้อแนะนำของการใช้วัสดุแต่ละชนิด นำบล็อกโลหะ-เซรามิกและเซรามิกล้วนไปขัดให้ได้ขนาด 10 มม x 10 มม x 10 มม และนำไปตัดให้ได้ชิ้นทดสอบขนาด 1 มม x 1 มม x 8 มม (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 แสดงวิธีการตัดเพื่อให้ได้ชิ้นทดสอบสำหรับการทดสอบแรงดึงขนาดจุลภาค (microtensile test) กลุ่มทดสอบความทนแรงดึง: นำชิ้นทดสอบจำนวน 10 ชิ้น ในแต่ละกลุ่มไปทดสอบด้วยวิธีทดสอบ microtensile นำชิ้นทดสอบไปยึดกับ sample holder ด้วยกาวไซยาโนอะคริเลต (cyanoacrylate adhesive) และทดสอบด้วยการดึงจนชิ้นทดสอบแตกหักด้วย เครื่องทดสอบสากลด้วยอัตราความเร็วเท่ากับ 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที

คำนวณความเค้นจากแรงที่ทำให้แตกหักหารด้วยพื้นที่หน้าตัดของชิ้นทดสอบและบันทึกค่าความเค้นและตำแหน่งที่เกิดการแตกหักจากการทดสอบเพื่อการวิเคราะห์ผล

กลุ่มทดสอบความเหนียวต้านการแตกหัก: ทดสอบจำนวน 10 ชิ้นเท่ากัน

แต่ก่อนทดสอบนำชิ้นทดสอบแต่ละชิ้นไปทำให้เกิดรอยแยกขนาดเล็ก (controlled flaw)

ที่รอยต่อหรืออินเตอร์เฟสโดยใช้หัวกดวิคเกอร์ (Vickers microhardness indenter) ด้วยแรงกดขนาด 9.8

นิวตันโดยใช้กล้องจุลทรรศน์กำลังขยายต่ำที่กำลังขยาย 400x

เพื่อให้เมื่อทดสอบด้วยแรงดึงชิ้นทดสอบจะแตกหักจากอินเตอร์เฟส

ซึ่งการทดสอบลักษณะนี้แสดงถึงคุณภาพในการยึดติดที่แท้จริง (true bonding quality)

ระหว่างส่วนแกนและส่วนเคลือบแก้วชั้นนอก

นำชิ้นทดสอบทั้งหมดไปตั้งให้แตกหักเช่นเดียวกับกลุ่มทดสอบความทนแรงดึง บันทึกค่าความเค้นที่เกิดขึ้น ตรวจสอบพื้นผิวของรอยแตกหักและวัดขนาดของรอยแตกขณะวิกฤตด้วยกล้องจุลทรรศน์กำลังขยายต่ำด้วยกำลังขยายที่ 100x ถึง 200x

เพื่อไปคำนวณค่าความเค้นและความเหนียวด้านการแตกหักของอินเตอร์เฟสจากสมการที่ 1

บางชิ้นทดสอบอาจเลือกวิธีการตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดถ้าหากว่ารอยแตกวิกฤตไม่ชัดเจนเนื่องจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนสามารถตรวจสอบในแนวลึกได้ดีกว่า

ชิ้นทดสอบที่เกิดการแตกหักที่บริเวณอื่นนอกเหนือจากที่ตำแหน่งอินเตอร์เฟสจะไม่นำมาคำนวณหาค่าความเหนียวด้านการแตกหักสำหรับกลุ่มนี้

หาค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มไปทดสอบหาความแตกต่างทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ( $\alpha = 0.05$ )

กลุ่มทดสอบผลความแตกต่างของค่าสัมประสิทธิ์การของอุณหภูมิระหว่างแกนเซรามิกและพอร์ซเลนต่อความทนแรงดึง นำแกนเซรามิกสองชนิด (1. Zeno®, CTE=10.5 ppm/K 2. Cercon®, CTE=10.5 ppm/K)


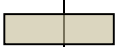
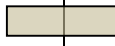
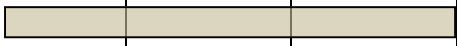


ยึดกับพอร์ซเลนสามชนิด (1.Cercon Ceram Kiss, CTE=9.2 ppm/K 2.Zirox® 3.IPS e.max® Ceram)

ที่มีสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามอุณหภูมิแตกต่างกัน

ตัดชิ้นตัวอย่างและทดสอบเช่นเดียวกับกลุ่มทดสอบความทนแรงดึง

การทดสอบทางสถิติ- หาคความแตกต่างทางสถิติระหว่างกลุ่มด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way analysis of variance) และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มด้วยการทดสอบดันแคน (Duncan multiple range test) ที่ระดับนัยสำคัญ (0.05)

#### 4. แผนการดำเนินงานวิจัยตลอดโครงการในแต่ละช่วง 6 เดือน

การดำเนินงาน	มิ.ย – ธ.ค 2553	ม.ค - มิ.ย 2554	มิ.ย – ธ.ค 2555	ม.ค - มิ.ย 2555
เตรียมแท่งวัสดุส่วนแกน				
ยึดพอร์ซเลนกับส่วนแกน				
ดำเนินการทดลองนำ				
การทดลองตามระเบียบวิธีการวิจัย				
เขียนผลงานวิจัย				
เสนอผลงานวิจัยเพื่อตีพิมพ์				

5. ผลงาน/หัวข้อเรื่องที่คาดว่าจะตีพิมพ์ในวารสารวิชาการระดับนานาชาติในแต่ละปี

ปีที่ 1: ชื่อเรื่องที่คาดว่าจะตีพิมพ์ “Interfacial bond strength and toughness of bilayer ceramic restoration”

ชื่อวารสารที่คาดว่าจะตีพิมพ์ “International Journal of Prosthodontics”

ปีที่ 2: ชื่อเรื่องที่คาดว่าจะตีพิมพ์ “Effect of thermal mismatch on bond strength of all-ceramic system”

ชื่อวารสารที่คาดว่าจะตีพิมพ์ “Dental Materials”

6. งบประมาณโครงการ

	ปีที่ ๑	ปีที่ ๒	รวม
๑. หมวดค่าตอบแทน			
- หมวดค่าตอบแทนหัวหน้าโครงการ	120,000	120,000	240,000
๒. หมวดค่าวัสดุ			
- ค่าโลหะเจือทอง	20,000	20,000	40,000
- ค่าโลหะเจือพัลเลเดียม	10,000	10,000	20,000
- ค่าโลหะเจือพื้นฐาน	5,000		5,000
- ค่าเซรามิกสำหรับทำแกนรองรับเคลือบแก้วชั้นนอก	10,000	20,000	30,000
- ค่าเซรามิกเคลือบแก้วชั้นนอก	10,000	10,000	20,000
- ค่าไบเล็ยชนิดกากเพชร	15,000	15,000	30,000
- ค่าวัสดุสิ้นเปลือง	5,000	5,000	10,000
๓. หมวดค่าใช้จ่าย			
- ค่าทดสอบการแตกหักและความเหนียวต้านการแตกหักแรงดึง	5,000		5,000
- ค่าจ้างผลิตแท่งโลหะและเซรามิก			
- ค่าจ้างสำหรับเตรียมแท่งขึ้นทดสอบ	10,000	10,000	20,000
- ค่าการวิเคราะห์ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอน	10,000	10,000	20,000
- ค่าการวิเคราะห์ด้วยอิเล็กตรอน	5,000	5,000	10,000
	2,500	2,500	5,000
๔. อื่นๆ	12,500	12,500	25,000
รวมงบประมาณ	240,000	240,000	480,000

## การทดลองที่ได้ทำจริง

Title: Effect of Cross-sectional Area on Interfacial Bond Strength and Interfacial Toughness of Two Bilayered Dental Ceramic Systems

Introduction: Esthetic dental restorations have long been used with success. Introduced in the late 1940s, porcelain-fused to-metal (PFM) fixed partial dentures (FPDs) have been continued to be the most common complete-coverage anterior restorations. This type of restoration has lessened in popularity due to esthetics, biocompatibility, and a concern of metals. Recently, the newly developed high strength core ceramics, such as zirconia and alumina were introduced as alternatives for metals. Zirconium dioxide or zirconia ( $ZrO_2$ ) has a flexural strength similar to that of steel, and it has been used as an alternative to metal for substructure of fixed dental prostheses. Nevertheless, high strength cores are used to support more esthetic, more translucent, but weaker glass veneers. In addition, since all-ceramic restorations are usually fabricated as bilayer structures, failures were frequently reported as delamination or chipping of the glass veneer as a risk of using these materials. An increasing number of clinical failures have been reported as the crack extension in the veneering glass [1-6].

Shear and microtensile bond test have been used to test the bond strength of two substrates, however, shear bond test creates the fracture surface away from the interface because of the nonuniform stress distribution [7] and specimen geometry [8]. Microtensile bond test first developed to determine the bond strength between tooth structure and adhesive materials [9], and was also used to test bond strength of core-veneer ceramics [10]. Microtensile test produces relatively uniform stress distribution. However, most of the tests did not identify the failure origins or all the failures were included in the bond strength values. When the interfacial strength is comparable to the cohesive strength of the strength of substrates, the failures tend to appear in the weaker substrate because of the higher probability of finding critical flaws due to the larger volume of the substrate than the interface. Moreover, the microtensile bond strength value is inversely related to the surface area of test specimens [11-14].

Veneering techniques either slurry-condensed (SC) or hot-pressing (HP) techniques have been studied and developed aiming to obtain the ultimate bond strength with zirconia substructure. Recent studies tried to overcome limitations of manual layering, such as voids or defects from nonhomogeneous material condensation, and therefore enhance the core-veneer bond strength of zirconia restoration with hot-pressing technology [1, 10, 15-17]. However, the depth of layered esthetics may be limited when pressable glass veneer was used because of the one-shade ingot [18].

Concept of fracture toughness is generally accepted as an appropriate method comparing with the strength approach to determine the mechanical property. Because the strength value can vary with specimen dimensions and flaw distribution, the value will be higher if the smaller sizes of specimens are investigated. This is because the higher probability of finding the critical flaw in the larger specimens. The fracture toughness is assumed to be constant regardless of specimen dimension.

Fractographic analysis and fracture mechanics had been applied to dentistry in order to study experimentally and/or clinically failed specimens [19, 20]. Ceramics are prone to fracture that occurs with limited or no plastic deformation. Fortunately, their fracture patterns and fracture surface markings provide usefully interpretable information. An important step in fractographic analysis is pattern recognition. Fracture leaves telltale fracture patterns on the fracture surfaces. The existence of four distinct regions surrounding the failure initiation site in brittle materials, showed in figure 1, are: 1) the mirror region, 2) the mist region, 3) the hackle region, and 4) the macroscopic crack branching region, which is the bifurcation of the main crack [11]. These patterns lead observer back to the origin of fracture. The fracture toughness ( $K_{IC}$ ) of a material represents the resistance of a material to rapid crack propagation, and it was determined from the critical flaw size of the fracture surface and fracture strength using the equation:

$$K_{IC} = Y\sigma_c^{1/2}$$

Where, Y is a numerical constant that accounts for loading and crack geometry. The value of the constant (Y) is equal 1.24 for the surface crack [20], 1.4 for the corner crack [21], and 1.3 for the inner crack [22].  $\sigma$  is the failure stress, and c is the radius of an equivalent semicircular critical crack. c can be calculated from:

$$c = (ab)^{1/2}$$

where a is depth and b is half-width of the critical crack (figure.1). If the critical crack and stress at failure can be determined, the value of the fracture toughness can also be calculated.

Microtensile bond test was created in order to produce a relatively uniform stress distribution as it minimized the influence of interfacial defects because of a small bonding area, resulting in a more accurate evaluation of the bond strength [15]. Subsequently, it has also been used to test the bond strength of core/veneer ceramic systems [10, 15-17, 23]. The core/veneer interfacial bond quality plays an important role in the mechanical properties of layered restorations. The microtensile bond strength test is a useful method to study the bilayered bond quality when subjected to the tensile stresses. However, the obtained stresses may not represent the actual interfacial bond strength since all failures were generally included in the analysis even though some of

those might have failed cohesively. In addition, the microtensile bond strength was reported to be inversely related to the cross-sectional area of the test specimens [11-14]. Since the bond strength can vary with specimen dimensions and flaw distributions, a report of higher bond strength in a small-sized specimen can be misleading if one compares it with a relatively larger specimen. None of the test procedures used so far is able to evaluate the actual value of bond strengths for any material and neither is it possible to compare data from one researcher to another [8].

**Objective:** The objective of the study is to test the hypothesis that (1) There is no effect of cross-sectional areas on the interfacial fracture toughness and bond strength of bilayered dental ceramics, (2) There is no effect of different types of veneering techniques on the interfacial fracture toughness and bond strength of bilayered dental ceramics.

**Materials and methods:** Yttria-stabilized zirconia core ceramics (IPS e.max® ZirCAD) were prepared and sintered as blocks with dimension of 10 mm x10 mm x 5 mm. After sintering, the zirconia blocks were then veneered with two different veneering techniques; a hot-pressing technique [HP] (IPS e.max® ZirPress) and a slurry-condensed technique [SC] (IPSe.max® Ceram), according to manufacturer's recommendation. The bonding surfaces of the zirconia blocks were cleaned thoroughly with a steam jet and air dry. Subsequently a thin layer of ZirLiner (IPS e.max® Ceram ZirLiner, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) was applied and fired prior to each veneering procedure. Zirconia blocks with ZirLiner were fired in the furnace according to the manufacturer's instruction. Materials, types, and processing temperatures for both veneering techniques were listed in table1. Once the ceramic block with ZirLiner was completely sintered and left cool down to room temperature, veneering ceramic (IPS e.max® Ceram) was mixed to a creamy consistency and applied on a zirconia core for SC technique. Once removal of excess water and condensation were performed, the blocks were then sintered according to manufacturer's recommendation. After the blocks cooled, other increments were applied to gain approximately 2.5 mm thick layer.

For HP technique, ZirLiner was applied and sintered on zirconia, the same as SC technique. Subsequently, modeling wax was added to a thickness of 2.5 mm. The blocks were sprued and put in the investing silicone ring. Once the investment was completely set, it was put in the furnace in order to burn the wax away. ZirPress (IPS e.max® ZirPress) ingots were placed, followed by the plunger into the access hole. Once firing cycle was complete, investment was removed by blasting with glass beads followed by Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> particles. Subsequently, the sprues were cut and bilayered ceramic blocks were ready for cutting process.

After veneering processes, bilayered ceramic blocks were serially cut with a low-speed diamond saw (IsoMet® Lowspeed saw, Buehler Ltd., Illinois, USA) resulting in microtensile test bars with cross section of  $1 \times 1 \text{ mm}^2$ ,  $1.2 \times 1.2 \text{ mm}^2$ , and  $1.5 \times 1.5 \text{ mm}^2$  which were equivalent to cross-sectional areas of  $1.0 \text{ mm}^2$ ,  $1.44 \text{ mm}^2$ , and  $2.25 \text{ mm}^2$ , respectively, for both HP and SC groups. Specimens from the external border of the block were discarded to avoid the effect of surface stresses induced by polishing and thermal contraction. Test specimens finally had equal length of core and veneer ceramics, which was approximately 2.5 mm each. Microtensile bar specimen preparation was showed in figure 2.

The specimen was attached to the flat grips using cyanoacrylate adhesive (Model Repair II Blue, Dentsply-Sankin K.K., Japan) and tested in tension until fracture using the universal testing machine (Instron 5566, Instron Ltd., Buckinghamshire, England) at a crosshead speed of 0.5mm/min. Microtensile bar specimens were randomly selected from each group and tested to yield 10 specimens that developed interfacial fracture ( $n=10$ ). Interfacial bond strengths for specimens with different types of veneering materials (HP or CS) and with different cross-sectional areas ( $1.0$ ,  $1.44$ , or  $2.25 \text{ mm}^2$ ) were recorded. The specimen fragments were transferred and stored individually to minimize the abrasion and other surface damage to the fracture surfaces.

Fracture surfaces were observed with an optical microscope (Nikon eclipse E400 POL, Nikon Corporation, Tokyo, Japan) at 100x and 200x magnifications to find the fracture origin. Critical crack size images were captured by a digital camera and measured by image analysis software (Image-Pro Plus version 3.0, Media Cybernetics, MD, USA). A calibration glass slide was used to calibrate the measurement at certain magnifications. In addition, scanning electron microscope (JSM-5410LV, JEOL Ltd., Tokyo, Japan) was also used to verify the location of a critical crack in complicated specimens because of the greater depth of field.

The apparent interfacial toughness was also calculated for specimens with different types of veneering materials (HP or SC) and with different cross-sectional areas ( $1.0$ ,  $1.44$ , or  $2.25 \text{ mm}^2$ ). Mean apparent interfacial toughness and mean interfacial bond strength of HP and SC groups with varying cross-sectional areas were statistically tested with Two-Factor ANOVA and Tukey HSD at 95 percent confident interval ( $p < 0.05$ ).

Results: Figure 3 shows the SEM micrograph of the fracture surface and a critical crack of a microtensile tested specimen. The mean interfacial bond strength, mean interfacial toughness, and standard deviation (SD) for different types of veneering techniques and

different cross-sectional areas of bilayered dental ceramics was shown in Table 2. Ten specimens were selected where failures developed at the interface.

Two-Factor ANOVA and Tukey HSD revealed that cross-sectional area had no effect on the interfacial toughness ( $F=1.191$ ,  $p=0.312$ ) whereas such factor had a significant effect on interfacial bond strength ( $F=13.94$ ,  $p<0.001$ ) in both ceramic groups. Figure 4 shows a boxplot of microtensile bond strength between two veneering techniques with different cross-sectional areas. The smaller cross sectional area had greater bond strength value than those of larger cross-sectional area. It also demonstrated that different types of veneering techniques had a significant effect on the interfacial toughness ( $F=10.136$ ,  $p=0.02$ ) but not on the bond strength ( $F=3.874$ ,  $p=0.054$ ). Figure 5 showed boxplot of interfacial toughness with different cross-sectional areas between two veneering techniques. In this study, the interfacial toughness of CS group was greater than that of HP group. There was no interaction between cross-sectional areas and types of veneering ceramics on bond strength ( $F=0.634$ ,  $p=0.534$ ) or on interfacial toughness ( $F=0.008$ ,  $p=0.992$ ).

Discussion: In this study, fracture primarily occurred near the interface of core/veneer with residual veneer remaining on the core, and no evidence of fracture occurred in the core material. This was partly in agreement with a previous research in that all zirconia frameworks remained intact and the crack origin for SC technique was located at the zirconia-veneer interface. They also reported that HP technique failed cohesively as crack origin was located in the glass veneer ceramic [10, 15] which was not the same as the present study. Failure of ceramics is related to structural flaws which stresses concentrate and act as critical crack initiation sites [24]. Structural defects may have formed at the interface because the liner material required higher liquid-powder ratio relative to the consistency of normal veneering slurry. Other defects may be caused by microspaces in the glass phase of the veneer due to transformation from tetragonal to monolithic phase of zirconium oxide at the core-veneer interface which is accompanied by generating localized stress [25]. In a study, more than 90 percent of their failure mode was interfacial failure [23]. It was found that for zirconia-glass veneer combinations, the low thermal diffusivity of the zirconia resulted in the highest temperature difference between framework and veneering porcelain causing high residual stresses at the interface [26]. The residual stress in bilayered ceramics is primarily relative to the thermal expansion mismatch of the two materials. The differences in coefficient of thermal expansion (CTE) resulted in cracking, depended on whether the glass veneer has a higher or lower CTE compared to that of core [27]. The thermal expansion of the glass veneer is generally slightly lower than that of the framework in order to create circumferential compressive stresses at the glass veneer

interface with compensating tensile stresses at the interface of the core. The coefficient of thermal expansion (CTE) of the core and the veneering materials may cause the result of bond strength between HP and SC techniques to be not different. When the CTE of core/veneer is much different, residual stresses are usually present [26, 28, 29]. The magnitude of the residual stresses in the glass veneer is directly related to the thermal expansion mismatch between coping and veneering material [26]. Steiner et al. investigated the effect of thermal mismatch between IPS Empress ceramic core and glass veneers with varying CTE. It was found that veneers did not develop crack if the mismatch was less than 1 ppm/K [30]. Another study claimed that a mismatch value of 0.25 ppm/K was considered safe while one with mismatch higher than 1ppm/K could be dangerous to bond strength of core/veneer [31]. As reported by manufacturer's data sheets, CTE (100-400 °C) of IPS e.max® ZirCAD, IPS e.max® ZirPress, and IPS e.max® Ceram were 10.8, 9.8, and 9.5 ppm/K, respectively. Thus core/veneer thermal contraction mismatch between ZirCAD/ZirPress and ZirCAD/Ceram were quite similar (1 and 1.3 ppm/K, respectively) which were considered high for bond strength beyond the safe zone. This was confirmed by finite element models which predicted that CTE mismatch of all-ceramic prostheses greater than 1 ppm/K will showed high likelihood of failures [32].

The fracture strength of brittle materials such as ceramics is not generally reproducible. As flaws are already present in a material, there are greater opportunities to find a larger or more critical flaw while testing larger specimens. In addition, when the test conditions change, for example, stressing rate, temperature, and testing environment, those result in variation of strength [33]. The strength of a given material depends on the size of the initiating crack present during processing in contrast to the fracture toughness, which is generally independent of the size of the initiating crack [20]. In this study, it showed that interfacial bond strength was sensitive to cross-sectional area of the specimens which was agreed by many researchers that it was inversely related to the cross-sectional area of the test specimens [11-14]. Moreover, average stress underestimated the actual bond strength at a particular part of the component [7, 8]. The core/veneer bond strength and interfacial quality played an important factor that could significantly influence the mechanical properties of layered restorations. Most of the previous tests did not use fractography approach to identify the failure origin. All failures had been generally included in the analysis of bond strength even though some of those have failed cohesively. When the interfacial strength is comparable to the cohesive strength of the substrates, the failures tend to appear in the substrate because of the higher probability of critical flaws in the larger volume of the substrate rather than those found along the interface [33]. Since the bond strength can vary with specimen

dimensions and flaw distributions, a report of higher bond strength in a small-sized specimen can be misleading if one compares it with a relatively larger specimen. The present study showed that interfacial bond strength between these two veneering techniques yielded no significantly different results. Previous studies reported that the strength of the HP technique was greater than that of the SC technique [15]. It was believed that HP veneer had better surface contact with the framework [17] due to the applied pressure during processing thus there was less chance for microgap formation which may be caused by deformation and cooling stress [10]. This study showed that cross-sectional areas had no effect on interfacial toughness. Interfacial toughness should be independent of specimen dimensions and was more reliable than bond strength for determining the bond quality between core and veneer ceramics. It might be a more appropriate approach to determine bonding quality. However, there were limited studies that used this technique to determine the interfacial toughness of bonded bilayered ceramic structures. We believed that this concept could be applied to other varieties of brittle bilayered materials as well. In recent studies, fractography had been applied to dentine [34], indirect dental resin composites [35], and even ornamental stones [36]. They also recommended that toughness approach should possibly be used to compare studies instead of strength since toughness values are intrinsic to the materials [34, 35]. In this study, it showed that interfacial toughness between different types of veneering techniques were statistically different. Interfacial toughness of SC technique was higher than that of HP technique which was inconsistent with other studies which claimed that HP technique, a method believed to yield more homogeneous structure than SC technique, should be stronger [37]. However this value might be mainly subjected to materials used in the study. There should be further studies on the interfacial toughness to compare the reliability of this technique with other different test methods and on many types of materials and products. However none of the available techniques were proved to be straightforward. Selection of the test methods should be based on a thorough understanding of the advantages, disadvantages, technical difficulties, and limitations inherent to each technique.

### **Acknowledgement**

This study was supported by Research Grant MRG5380265 from Thailand Research Fund and Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Mahidol University.

The authors would like to thank Dental Vision Co., Ltd, Bangkok, Thailand for providing some materials in the study.

## ภาคผนวก

### บรรณานุกรม

1. Edelhoff D, Florian B, Florian W and Johnen C, HIP zirconia fixed partial dentures—clinical results after 3 years of clinical service. Quintessence Int 2008;39:459-71.
2. Kelly JR, Tesk JA and Sorensen JA, Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. J Dent Res 1995;74:1253-8.
3. Raigrodski AJ, et al., The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent 2006;96:237-44.
4. Sailer I, et al., Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quintessence Int 2006;37:685-93.
5. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M and Hammerle CH, A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res 2007;18 Suppl 3:86-96.
6. Tinschert J, et al., Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DCZirkon: 3-year results. Int J Prosthodont 2008;21:217-22.
7. DeHoff PH, Anusavice KJ and Wang Z, Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater 1995;11:126-31.
8. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC and Cardew G, A critique of bond strength measurements. J Dent 1989;17:61-7.
9. Brudevold F, Buonocore M and Wileman W, A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. J Dent Res 1956;35:846-51.
10. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ and Feilzer AJ, Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater 2006;22:857-63.
11. Phrukkanon S, Burrow MF and Tyas MJ, The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. Dent Mater 1998;14:212-21.
12. Sano H, et al., Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater 1994;10:236-40.
13. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ and Feilzer AJ, The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. J Dent Res 2004;83:420-4.
14. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE and Ferrari M, Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. Dent Mater 2004;20:643-54.

15. Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM and Feilzer AJ, Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. *Int J Prosthodont* 2008;21:237-40.
16. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ and Feilzer AJ, Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont* 2008;17:401-408.
17. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ and Feilzer AJ, Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: double veneer technique. *J Prosthodont* 2008;17:9-13.
18. Griggs JA, Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51:713-27.
19. Mecholsky JJ, Jr., Fractography: determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater* 1995;11:113-6.
20. Mecholsky JJ, Jr., Fracture mechanics principles. *Dent Mater* 1995;11:111-2.
21. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A and Kocak A, Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008;24:1077-82.
22. Quinn GD, Fractography of ceramics and glasses. 2007, Washington: U.S. government printing office.
23. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ and Feilzer AJ, Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005;21:984-91.
24. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD and Xu K, Fracture toughness ( $K_{Ic}$ ) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater* 1999;15:342-8.
25. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP and Swain MV, Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449-56.
26. Swain MV, Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009;5:1668-77.
27. Anusavice KJ, DeHoff PH, Hojjatie B and Gray A, Influence of tempering and contraction mismatch on crack development in ceramic surfaces. *J Dent Res* 1989;68:1182-7.
28. Anusavice KJ, Phillips' Science of Dental Materials. 11 ed, ed. K.J. Anusavice. 2003: Saunders. 805.
29. Coffey JP, Anusavice KJ, DeHoff PH, Lee RB and Hojjatie B, Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of PFM systems. *J Dent Res* 1988;67:61-5.
30. Steiner PJ, Kelly JR and Giuseppetti AA, Compatibility of ceramic-ceramic systems for fixed prosthodontics. *Int J Prosthodont* 1997;10:375-80.

31. Nielsen JP and Tuccillo JJ, Calculation of interfacial stress in dental porcelain bonded to gold alloy substrate. *J Dent Res* 1972;51:1043-7.
32. DeHoff PH and Anusavice KJ, Viscoelastic finite element stress analysis of the thermal compatibility of dental bilayer ceramic systems. *Int J Prosthodont* 2009;22:56-61.
33. Lawn BR, *Fracture of Brittle Solids*, in Cambridge solid state science. 1993, Cambridge University Press.
34. Yan J, Taskonak B and Mecholsky JJ, Jr., Fractography and fracture toughness of human dentin. *J Mech Behav Biomed Mater* 2009;2:478-84.
35. Quinn JB and Quinn GD, Material properties and fractography of an indirect dental resin composite. *Dent Mater* 2010;26:589-99.
36. Yi X, Sum Z, Ouchterlony F and Stephansson O, Fracture-toughness of Kallax gabbro and specimen size effect. *Int J Rock Mech Min Sci Geomech Abstr* 1991;28:219-23.
37. El-Mowafy O and Brochu JF, Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc* 2002;68:233-7.

Table 1: Materials, types, and processing temperatures

Materials	Types	Processing temperature
IPS emax® ZirCAD (ZC)	Y-TZP zirconia core ceramic (4-6 wt %Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	Sintering at 1500 °C
IPS emax® ZirPress (HP)	Fluorapatite glass	Hot pressing at 910 °C
IPS emax® Ceram (SC)	Low-fusing fluorapatite glass	Sintering at 760 °C

Table 2: Mean interfacial bond strength and mean interfacial toughness (SD in parenthesis) of two veneering techniques and three different cross-sectional areas of bilayered dental ceramics

Veneering techniques	Interfacial bond strength (MPa)			Interfacial toughness (MPa·m <sup>1/2</sup> )		
	1.0 mm <sup>2</sup>	1.44 mm <sup>2</sup>	2.25 mm <sup>2</sup>	1.0 mm <sup>2</sup>	1.44 mm <sup>2</sup>	2.25 mm <sup>2</sup>
SC	21.24(3.16)	16.82(3.81)	12.70(2.85)	0.32(0.09)	0.32(0.09)	0.27(0.10)
HP	17.55(6.13)	14.78(5.12)	12.01(3.14)	0.23(0.10)	0.21(0.07)	0.19(0.08)

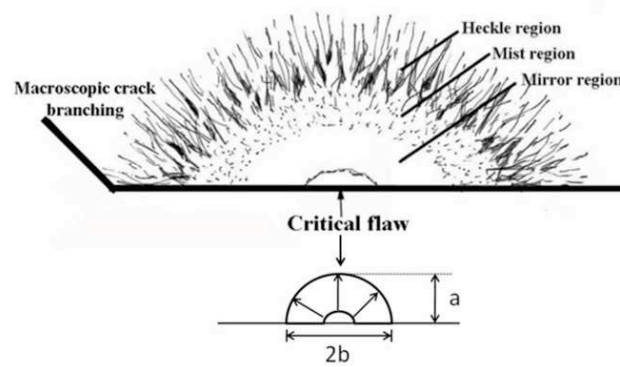


Figure 1: Schematics of four distinct regions surrounding the failure initiation site in brittle materials; critical flaw, the mirror region, the mist region, the hackle region, and the macroscopic crack branching region

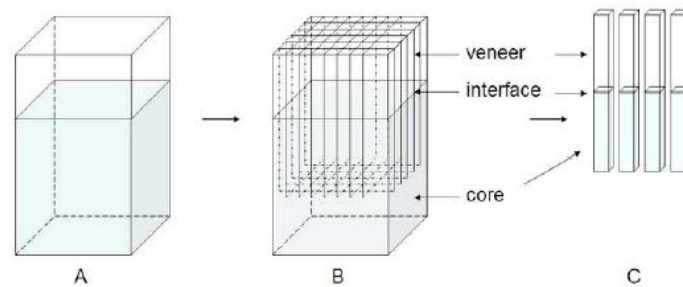


Figure 2: Schematics of microtensile bar specimen preparation; A) zirconia core ceramic block was veneered with either HP or CS techniques, B) Bilayered ceramic block was serially cut into desired shape. Specimens from the external border were discarded, C) Final bilayered microtensile bar specimens

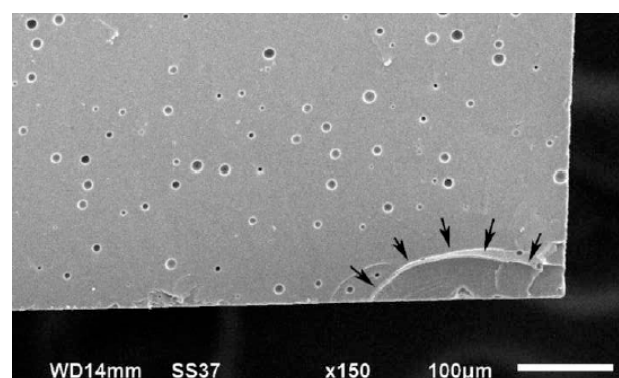


Figure 3. Schematics of a fracture surface of a microtensile tested specimen. Arrows demonstrate a critical crack boundary

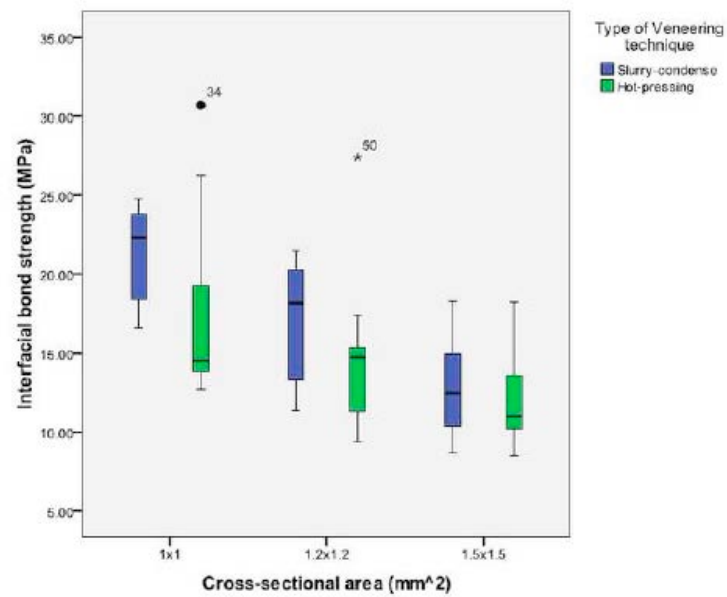


Figure 4. Boxplot of interfacial bond strength of two veneering techniques with three different cross-sectional areas

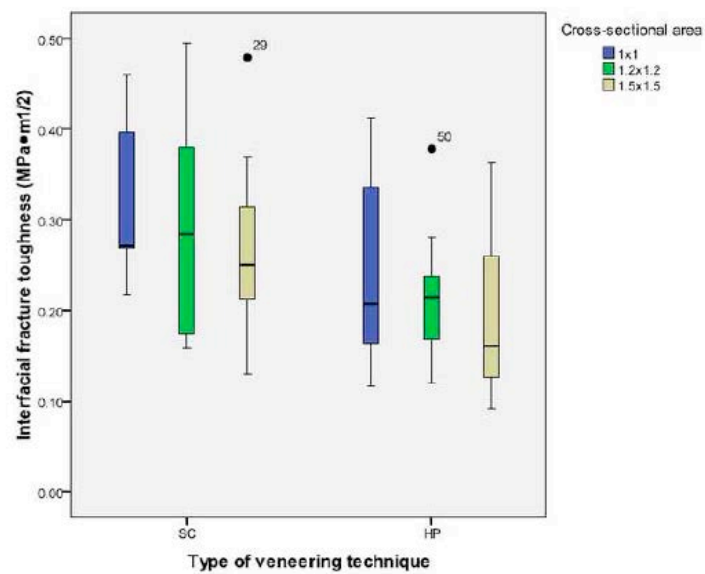


Figure 5. Boxplot of interfacial toughness of two veneering techniques with three different cross-sectional areas

## Output

ขณะนี้งานวิจัยชิ้นนี้ได้เขียนส่งตีพิมพ์ในวารสาร “Dental Materials” และได้รับการวิจารณ์จาก reviewers สองท่าน และกำลังทำการแก้ไขและทำการทดลองเพิ่มเติม เมื่อได้รับการตอบรับแล้วจะแจ้งให้ทาง สกว. ทราบต่อไป

## เนื้อหางานวิจัยประกอบด้วย

1. บทคัดย่อภาษาไทย และภาษาอังกฤษ
2. Executive summary
3. วัตถุประสงค์
4. วิธีทดลอง
5. ผลการทดลอง
6. สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง และข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยในอนาคต
7. ภาคผนวก

## Output จากโครงการวิจัยที่ได้รับทุนจาก สกว.

1. ผลงานตีพิมพ์ในวารสารวิชาการนานาชาติ (ระบุชื่อผู้แต่ง ชื่อเรื่อง ชื่อวารสาร ปี เล่มที่ เลขที่ และหน้า) หรือผลงานตามที่ได้คาดไว้ในสัญญาโครงการ
2. การนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์
  - เชิงพาณิชย์ (มีการนำไปผลิต/ขาย/ก่อให้เกิดรายได้ หรือมีการนำไปประยุกต์ใช้โดยภาครัฐกิจ/บุคคลทั่วไป)
  - เชิงนโยบาย  
(มีการกำหนดนโยบายอิงงานวิจัย/เกิดมาตรการใหม่/เปลี่ยนแปลงระเบียบข้อบังคับหรือวิธีทำงาน)
  - เชิงสาธารณะ (มีเครือข่ายความร่วมมือ/สร้างกระแสความสนใจในวงกว้าง)
  - เชิงวิชาการ (มีการพัฒนาการเรียนการสอน/สร้างนักวิจัยใหม่)
3. อื่นๆ (เช่น ผลงานตีพิมพ์ในวารสารวิชาการในประเทศ การเสนอผลงานในที่ประชุมวิชาการ หนังสือ การจดสิทธิบัตร)