



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ: สมบัติและประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของเซรามิกที่ใช้ใน
ทางทันตกรรมชนิดเซอร์โคเนีย

โดย นางสาว กัลยา ศุภุทธมงคล

15 มิถุนายน 2553

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ: สมบัติและประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของเซรามิกที่ใช้ใน
ทางทันตกรรมชนิดเซอร์โคเนีย

โดย นางสาว กัลยา ศุพุททมงคล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

สนับสนุนโดยสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา

และสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย

(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกอ. และ สกว. ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

Abstract

Project Code : MRG 5180145

Project Title : Properties and clinical performance of zirconia-based dental ceramics

Investigator : Kallaya Suputtamongkol, Prosthodontics Department, Faculty of Dentistry
Mahidol University

E-mail Address : dtkst@mahidol.ac.th

Project Period : 15 May 2008 – 14 May 2010

Aims: The objective of this study was to characterize the clinical performance of zirconia-based all-ceramic crowns and the related properties. **Methods:** Twenty one posterior all-ceramic crowns were made for twenty subjects, using tetragonal zirconia polycrystals as a core ceramic and conventional condensation and sintering methods for a veneering ceramic. Subjects are recalled annually and the quality of crowns and adjacent gingival tissues were examined for acceptability. A shade measurement of each crown was made to examine the shade differences before and after cementation using a shade measuring device and the CIE-Lab parameters. The properties tested in this study were the particle size, translucency, fracture toughness, and flexural strength of zirconia-based materials. **Results:** At the baseline examination, the quality of all crowns and the adjacent tissues were acceptable. The contrast ratio or the opacity of a zirconia material was lower than that of a metal which was completely opaque. Therefore, slight shade differences before and after cementation were observed for all-ceramic crown cemented on a metal post and core. The fracture toughness of a glass-infiltrated zirconia-toughened ceramic ($5.4 \pm 0.7 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) was significantly lower than that of a zirconia material ($8.6 \pm 1.1 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$). **Conclusions:** The quality of crowns and the adjacent gingival tissues were acceptable at baseline. Shade differences before and after cementation were observed for all-ceramic crowns as a consequence of the color of the underlying structures. The fracture toughness of a glass-infiltrated zirconia-toughened ceramic was significantly lower than that of a zirconia material.

Keywords : zirconia, clinical, translucency, fracture toughness

บทคัดย่อ

รหัสโครงการ: MRG 5180145

ชื่อโครงการ: สมบัติและประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของเซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรมชนิดเซอรโคเนีย

ชื่อนักวิจัย: นางสาว กัลยา ศุภธรรมมงคล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

E-mail Address : dtkst@mahidol.ac.th

ระยะเวลาโครงการ: 15 พฤษภาคม 2551 – 14 พฤษภาคม 2553

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของครอบฟันเซอรโคเนียในการใช้งานทางคลินิกรวมทั้งสมบัติที่เกี่ยวข้อง **วิธีทดลอง** โดยเตรียมครอบฟันเซอรโคเนีย จำนวน 21 ซี่ โดยส่วนโครงทำจากเซอรโคเนียที่ประกอบด้วยผลึกเตตระโกนอลและเคลือบด้วยพอร์ซเลน ผู้ป่วยจะถูกเรียกกลับมาตรวจทุกปีเพื่อตรวจสอบสภาพของครอบฟันและเนื้อเยื่อใกล้เคียง การวัดสีของครอบฟันได้วัดทั้งก่อนและหลังการยึดครอบ สมบัติอื่นๆที่ศึกษาคือขนาดของผอง ความโปร่งแสง ความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัดของวัสดุ **ผลการทดลอง** พบว่าสภาพของครอบฟันเซอรโคเนียหลังจากการยึดครอบอยู่ในสภาพดี โครงเซอรโคเนียมีความทึบแสงน้อยกว่าโครงโลหะโดยโครงโลหะจะทึบแสงอย่างสมบูรณ์ ดังนั้นจึงพบการเปลี่ยนแปลงสีของครอบฟันเล็กน้อยโดยเฉพาะครอบฟันเซอรโคเนียที่ยึดบนเดือยฟันโลหะ ความเหนียวด้านการแตกหักของเซอรโคเนียที่เติมแก้ว ($5.4 \pm 0.7 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) มีค่าน้อยกว่าค่าความเหนียวด้านการแตกหักของเซอรโคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM ($8.6 \pm 1.1 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) **สรุปผลการทดลอง** สภาพของครอบฟันเซอรโคเนียหลังจากการยึดครอบอยู่ในสภาพดี ผู้ป่วยใช้งานได้ดีและมีความพึงพอใจต่อสีและการใช้งานของครอบฟันเซอรโคเนีย โดยที่โครงเซอรโคเนียมีความทึบแสงน้อยกว่าโครงโลหะ สีของฟันหรือวัสดุที่ใช้อุดฟันหรือสีของซีเมนต์ที่ใช้ยึดครอบอาจมีผลต่อสีของครอบฟันเซอรโคเนียได้ เซอรโคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM มีค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัดที่มากกว่าเซอรโคเนียชนิดที่เติมแก้ว

ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยในอนาคต ในปัจจุบันมีเซอรโคเนียหลายกลุ่มที่ใช้ในทางทันตกรรม ควรเพิ่มกลุ่มของการทดสอบให้ครอบคลุมวัสดุทุกกลุ่ม เพื่อประโยชน์ในการเปรียบเทียบและเลือกใช้วัสดุ ควรศึกษาสมบัติเพิ่มเติมที่เกี่ยวข้องกับการผลิต เช่น การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิเผาที่มีผลต่อสมบัติเชิงกล วัสดุช่วยลดอุณหภูมิเผาโดยไม่เปลี่ยนแปลงสมบัติของวัสดุ การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิเผาที่มีผลต่อขนาดผลึก เป็นต้น

คำหลัก: เซอรโคเนีย การใช้งานทางคลินิก ความโปร่งแสง ความเหนียวด้านการแตกหัก

Executive Summary

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) สมบัติและประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของเซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรม
ชนิดเซอร์โคเนีย

(ภาษาอังกฤษ) Properties and clinical performance of zirconia-based dental ceramics

1. ความสำคัญและที่มาของปัญหา

เซรามิกได้ถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมอย่างแพร่หลายโดยเฉพาะในการทำฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่น เซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรมสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ ตามลักษณะการนำไปใช้งาน คือ กลุ่มที่ 1 เป็นเซรามิกที่เคลือบอยู่บนโครงโลหะผสมหรือโครงเซรามิก นิยมเรียกอีกอย่างว่าพอร์ซเลน กลุ่มที่ 2 คือ เซรามิกที่ใช้ทำโครงของฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่น โดยพอร์ซเลนที่เคลือบอยู่บนโครงโลหะผสมหรือโครงเซรามิก จะเป็นส่วนที่ให้ความสวยงามเหมือนฟันธรรมชาติแก่ฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่น แต่มีค่าความเหนียวต้านการแตกหักต่ำ พอร์ซเลนจะมีความโปร่งแสงและมีสีหลายสีให้เลือกเพื่อให้ใกล้เคียงกับสีฟันธรรมชาติของผู้ป่วย ส่วนเซรามิกที่ใช้ทำโครงของฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่นจะมีค่าความแข็งแรงและความเหนียวต้านการแตกหักสูงกว่าพอร์ซเลน อย่างไรก็ตาม ค่าความเหนียวต้านการแตกหักของเซรามิกที่เป็นส่วนโครงมีค่าต่ำกว่าโลหะมาก ทำให้ความสำเร็จของการบูรณะฟันด้วยการทำฟันเทียมที่เป็นเซรามิกทั้งซี่ต่ำกว่าชนิดที่ประกอบด้วยโลหะบางส่วน แต่ข้อดีของครอบฟันที่ทำจากเซรามิกทั้งซี่คือมีความสวยงามสามารถเลียนแบบได้อย่างใกล้เคียงฟันธรรมชาติ ความไม่เป็นพิษต่อเนื้อเยื่อในช่องปาก และมีการละลายตัวในน้ำต่ำ ซึ่งข้อดีเหล่านี้ทำให้ความนิยมใช้ครอบฟันเซรามิกในการบูรณะฟันเพิ่มมากขึ้นอย่างชัดเจน

ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเซรามิกที่มีส่วนประกอบทางเคมีต่าง ๆ กันเข้ามาใช้ในการทำโครง เช่น ลิเธียไดซิลเกต อะลูมินาและเซอร์โคเนียออกไซด์หรือเซอร์โคเนีย เป็นต้น โดยเซรามิกเหล่านี้มีค่าความเหนียวต้านการแตกหักสูง แต่มีความทึบแสงมากกว่าพอร์ซเลน โดยเฉพาะเซอร์โคเนียซึ่งมีค่าความเหนียวต้านการแตกหักสูงกว่าเซรามิกชนิดอื่นๆ ทำให้นิยมนำมาใช้ทำโครงสำหรับฟันเทียมติดแน่น วิธีการขึ้นรูปสำหรับวัสดุที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบมากกว่าร้อยละ 90 จะขึ้นรูปโดยใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการออกแบบและการกลึงขึ้นรูปสำหรับวัสดุที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบน้อยกว่าร้อยละ 90 อาจขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast technique เนื่องจากเป็นวัสดุที่มีจุดหลอมเหลวสูงประมาณ 2700 องศาเซลเซียส ทำให้วิธีการขึ้นรูปไม่สามารถทำได้หลากหลายและอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบด้วยเตาเผาสำหรับการเผาที่อุณหภูมิสูง แต่ข้อดีของครอบฟันที่ทำจากเซรามิกทั้งซี่คือมีความสวยงามสามารถเลียนแบบฟันธรรมชาติได้อย่างใกล้เคียง อย่างไรก็ตามการนำเซอร์โคเนียมาใช้ในทางทันตกรรมเริ่มประมาณปี พ.ศ. 2543 การศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการใช้งานในทางคลินิกยังมีระยะเวลาไม่นานและมีจำนวนไม่มากนัก ผลการศึกษาในทางคลินิกและในห้องปฏิบัติการยังคงมีจำเป็นสำหรับการประเมินประสิทธิภาพในการใช้งานจริงของวัสดุนี้

ในปัจจุบันมีการศึกษาเกี่ยวกับวัสดุที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบมากกว่าร้อยละ 90 ค่อนข้างน้อยเนื่องจากเป็นวัสดุที่นำมาใช้ในทางทันตกรรมเป็นระยะเวลาไม่นานและอุณหภูมิที่ใช้ในการขึ้นรูปค่อนข้างสูงมาก สำหรับวัสดุที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบน้อยกว่าร้อยละ 90 ที่ขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast technique จะมีส่วนประกอบเป็นผงที่ประกอบด้วย Al_2O_3 และ ZrO_2 ผสมกัน อัตราส่วนของ $Al_2O_3 : ZrO_2$ ที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน คือ 67:33 ซึ่งชิ้นงานที่ได้จะมีความแข็งแรงน้อยกว่าชิ้นงานที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบมากกว่าร้อยละ 90 อย่างไรก็ตามข้อดีของการขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast คือ เป็นวิธีการขึ้นรูปที่ใช้อุณหภูมิที่ต่ำกว่าเนื่องจากวัสดุมีปริมาณเซอร์โคเนียที่เป็นส่วนประกอบน้อยกว่า ถึงแม้ว่าวัสดุที่ได้จะมีความแข็งแรงต่ำ

กว่าวัสดุที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบในปริมาณที่มากกว่า แต่มีข้อได้เปรียบในเรื่องของการใช้อุปกรณ์ขึ้นรูปที่ทำได้ง่ายกว่าและมีราคาถูกกว่ามาก

เซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรมไม่ว่าจะเป็นฟอร์ซเลนที่ใช้เคลือบหรือกับเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงรองรับฟอร์ซเลนเป็นวัสดุที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศทั้งสิ้น โดยที่ข้อมูลที่ได้การศึกษาวิจัยเกี่ยวกับสมบัติของวัสดุในห้องปฏิบัติการมีความจำเป็นในการประเมินประสิทธิภาพของวัสดุร่วมกับการศึกษาวิจัยในทางคลินิก ดังนั้นประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับการศึกษาวิจัยในโครงการนี้คือ การเพิ่มพูนความรู้และประสบการณ์ของนักวิจัย ซึ่งความรู้และความชำนาญที่จะได้นี้จะมีผลต่อเนื่องไปถึงการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับทันตชีววัสดุ(โดยเฉพาะเซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรม) ในอนาคต เกี่ยวกับความเป็นไปได้ในการนำวัสดุดิบในประเทศมาใช้ในการผลิตหรือการพัฒนาปรับปรุงสมบัติของวัสดุที่มีอยู่ในปัจจุบันให้มีประสิทธิภาพในการนำไปใช้งานได้ดีมากขึ้นต่อไป

2. วัตถุประสงค์

2.1 เพื่อศึกษาประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของครอบฟันที่ส่วนโครงทำจากเซอร์โคเนียใน

ผู้ป่วยหลังจากการใช้งาน 2 ปี

2.2 เพื่อศึกษาส่วนประกอบ สมบัติทางกายภาพและทางกลของเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครง

สำหรับฟันเทียมติดแน่นจำนวน 2 ชนิด คือ เซอร์โคเนียที่เดิมแก้ว และเซอร์โคเนีย สมบัติที่ศึกษา

เช่น ลักษณะของผผ ความโปร่งแสง ความเหนียวด้านการแตกหัก และความทนแรงดัด

3. ระเบียบวิธีวิจัย แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ

3.1 การศึกษาประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของครอบฟันที่ส่วนโครงทำจากเซอร์โคเนียในผู้ป่วยหลังการใช้งาน 2 ปี

- การคัดเลือกผู้ป่วยเข้าร่วมโครงการ การคัดเลือกผู้ป่วย 20 คน จากผู้ป่วยที่มีรายชื่อรอการรักษาโดยการครอบฟันของคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ที่สมัครใจเข้าร่วมโครงการโดยลงนามในเอกสารยินยอม โดยได้รับการบอกกล่าวและเต็มใจ (Informed Consent Form) และไม่มีโรคที่ขัดขวางต่อการรักษาทางทันตกรรม
- วิธีการวิจัย

การเตรียมฟันหลักตามที่แนะนำจากบริษัทผู้ผลิตวัสดุ หลังจากนั้นจึงพิมพ์ฟันหลักเพื่อใช้หล่อทำแบบโดยใช้วัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนและวัสดุที่ใช้ในการหล่อแบบคือปูนหินพิเศษ หลังจากที่ได้แบบหล่อ แล้วจะนำแบบไปใช้ในการเตรียมครอบฟันเซรามิกต่อไป ชนิดของเซรามิกที่ใช้ในการศึกษานี้ คือ Zeno® (WIELAND Dental +Technik GmbH & Co. Pforzheim, Germany) ซึ่งมีส่วนประกอบเป็นเซอร์โคเนียมากกว่าร้อยละ 90 และขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM

การแบ่งกลุ่มผู้ป่วยเพื่อให้การรักษา จะแบ่งผู้ป่วยออกเป็น 2 กลุ่ม ดังนี้

กลุ่มที่ 1 ครอบฟันเซรามิก จำนวน 10 ซี่ ในกลุ่มนี้ ครอบฟันจะสบกับฟันธรรมชาติและยึดถาวรด้วยเรซินซีเมนต์ ครอบฟันแต่ละซี่จะสร้างขึ้นเพื่อรับตะขอสำหรับฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ

กลุ่มที่ 2 ครอบฟันเซรามิก จำนวน 10 ซี่ ในกลุ่มนี้จะเป็นครอบฟันที่สบกับฟันธรรมชาติยึดถาวรด้วยเรซินซีเมนต์ แต่ไม่ได้รับตะขอสำหรับฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ

การติดตามผลโดยการเรียกผู้ป่วยกลับมาตรวจสุขภาพในช่องปากและครอบฟันในเวลา 1 ปี และ 2 ปี หลังจากการยึดครอบ การตรวจสุขภาพเหงือกและลักษณะของฟันหลักโดยการสังเกตและการใช้เครื่องมือชุดตรวจดูการอักเสบของเหงือก ลักษณะการสบฟัน การเกิดฟันผุหรือโรคเหงือกของฟันหลัก ลักษณะของครอบฟัน (ความหนูนของครอบฟัน ขอบและการเปลี่ยนสีของครอบฟัน การแตกหัก) ความพึงพอใจในการใช้งานครอบฟันของผู้ป่วย รวมทั้งถ่ายภาพลักษณะการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นของผิวครอบฟัน และผิวเคลือบฟันของฟันคู่สบ เพื่อใช้เปรียบเทียบกับภาพถ่ายที่ได้หลังจากการยึดครอบแต่ละซี่ การพิมพ์ปากผู้ป่วยโดยใช้วัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนและ

หล่อแบบที่ได้ด้วย synthetic stone โดยแบบหล่อที่จะใช้ในการศึกษาหาปริมาณการสึกกร่อนของผิวครอบฟัน และผิวเคลือบฟันของฟันคู่สบที่ระยะเวลาติดตามผลที่กำหนดไว้ (1 ปี และ 2 ปี หลังจากการยึดครอบ)

3.2 การศึกษาสมบัติทางกายภาพและทางกลของเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงซึ่งมีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบและขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast technique และ CAD-CAM

วัสดุที่ศึกษาประกอบด้วยเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงจำนวน 2 ชนิด คือ เซอร์โคเนียที่เติมแก้ว (glass-infiltrated Zirconia, In-Ceram Zirconia, Vita-Zahnfabrik, Germany) และเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM (Zeno®, WIELAND Dental Technik GmbH & Co. Pforzheim, Germany) วิธีทดสอบตามวิธีของ ISO 6872: Dentistry-ceramic materials โดยขอบเขตของสมบัติที่จะศึกษามีดังต่อไปนี้

- ขนาดและลักษณะของผงก่อนการขึ้นรูป การวิเคราะห์โดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบสองกราดและเครื่องวิเคราะห์ขนาดของผง
- การวิเคราะห์ส่วนประกอบของผง โดยใช้วิธี X-ray fluorescence technique และการวิเคราะห์หาชนิดของผลึกโดยใช้ X-ray diffraction technique
- ความโปร่งแสง วัดได้จากอัตราส่วนระหว่างปริมาณแสงที่สะท้อนจากวัสดุที่วางอยู่บนฉากสีดำเปรียบเทียบกับปริมาณแสงที่สะท้อนจากวัสดุที่วางอยู่บนฉากสีขาว ค่าที่วัดได้เรียกว่า Contrast Ratio (CR) โดยจะเตรียมชิ้นทดสอบเป็นรูปทรงกลมเส้นผ่าศูนย์กลาง 13 มม ความหนาประมาณ 0.4 – 0.7 มม จากบริษัทผู้ผลิตจำนวนอย่างละ 3 ชิ้น และค่าความโปร่งแสงวัดโดยใช้เครื่องวัดสี (Spectrocolorimeter) โดย

$$\text{ค่า Ratio of Reflectance} = Y_b / Y_w$$

Y_b = ค่าปริมาณแสงที่สะท้อนจากวัสดุที่วางอยู่บนฉากสีดำ

Y_w = ค่าปริมาณแสงที่สะท้อนจากวัสดุที่วางอยู่บนฉากสีขาว

- ความเหนียวต้านการแตกหัก (fracture toughness) โดยวิธี Single Edge V-Notched Beam Method การเตรียมชิ้นทดสอบใช้ชิ้นทดสอบรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า จำนวน 5 ชิ้น ขนาด กว้าง (W) 4.0 ± 0.2 มม หนา (B) $3.0 \text{ มม} \pm 0.2 \text{ มม}$ โดยมีความยาวกว่า support span อย่างน้อย 2 มม การทดสอบใช้ universal testing machine ที่ความเร็ว 0.5 มม/นาที การทดสอบโดยการกดขึ้นทดสอบจนหัก บันทึกค่า load at fracture (F)

ค่าความเหนียวต้านการแตกหัก (K_{IC}) คำนวณจากสมการ

$$K_{IC} = \sigma \sqrt{a} Y = \frac{F}{B\sqrt{W}} \cdot \frac{S_1 - S_2}{W} \cdot \frac{3\sqrt{\alpha}}{2(1-\alpha)^{1.5}} Y$$

$$Y = 1.9887 - 1.326\alpha - \frac{(3.49 - 0.68\alpha + 1.35\alpha^2)\alpha(1-\alpha)}{(1+\alpha)^2}$$

- การวิเคราะห์ความทนแรงดัด (flexural strength) โดยใช้ชิ้นทดสอบรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า จำนวน 10 ชิ้น ขนาด กว้าง (b) 4.0 ± 0.2 มม หนา (d) 1.2 มม ถึง $3.0 \text{ มม} \pm 0.2 \text{ มม}$ โดยมีความยาวกว่า support span (L) อย่างน้อย 2 มม การทดสอบใช้ universal testing machine ที่ความเร็ว (crosshead speed) 1 ± 0.5 มม/นาที การทดสอบโดยการกดขึ้นทดสอบจนหัก บันทึกค่า load at fracture (P) เป็นนิวตัน ค่าความทนแรงดัด คำนวณจากสมการ

$$\sigma = 3PL/4bd^2$$

ค่าความทนแรงดัดและค่าความเหนียวต้านการแตกหักของวัสดุแต่ละชนิดที่ได้จะนำไปวิเคราะห์ทางสถิติแบบ t-test เพื่อหาความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่ม ที่ค่า $\alpha = 0.05$

4. ผลการทดลอง

การศึกษาประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของครอบฟันที่ส่วนโครงทำจากเซรามิกและพอกด้วยพอร์ซเลน

การคัดเลือกผู้ป่วยเข้าร่วมโครงการ จำนวน 20 คน เป็นผู้ป่วยชาย 7 คน และผู้ป่วยหญิง 13 คน อายุตั้งแต่ 17 – 55 ปี ครอบฟันทั้งหมดที่ต้องทำ จำนวน 21 ซี่ แบ่งเป็นฟันกรามน้อย 7 ซี่ และฟันกราม 14 ซี่ ผู้ป่วยทุกคนได้รับการรักษาและผ่านขั้นตอนการเตรียมผู้ป่วยก่อนการทำครอบฟันโดยการขูดหินน้ำลายและอุดฟัน รวมทั้งผู้ป่วยทุกคนได้รับการก่อแต่งฟันหลัก พิมพ์ปากเพื่อทำครอบฟันเซรามิก และยึดครอบฟันโดยครอบฟันที่ยึดไปเป็นฟันกราม 14 ซี่ เป็นฟันกรามน้อย 7 ซี่ ซึ่งเป็นครอบฟันรับตะขอ 4 ซี่ และได้ทำฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะให้กับผู้ป่วย การตรวจและบันทึกสุขภาพในช่องปากและสภาพของครอบฟันหลังจากการยึดครอบ พบว่าสภาพของครอบฟันหลังจากการยึดครอบอยู่ในสภาพดี

สีของครอบฟันเซรามิกก่อนที่วัดก่อนและหลังการยึดครอบฟัน พบว่าการเปลี่ยนแปลงของค่า $L^*a^*b^*$ ของครอบฟันทุกซี่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ค่าความสว่างหรือค่า L มีแนวโน้มลดลงเมื่อลองบนฟันหลักที่มีฟันเดียวโลหะคลุมบนเนื้อฟันที่เหลืออยู่ ส่วนค่า a มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ในขณะที่ค่า b ไม่เปลี่ยนแปลง ส่วนฟันหลักที่ใช้เดียวสำเร็จรูปและวัสดุอุดสีเหมือนฟันคลุมบนเนื้อฟันที่เหลืออยู่พบว่าค่า L และ a มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ส่วนค่า b ไม่เปลี่ยนแปลง

การศึกษาสมบัติทางกายภาพและทางกลของเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงซึ่งมีเซรามิกเป็นส่วนประกอบและขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast technique และ CAD-CAM

ขนาดของผงก่อนการขึ้นรูปของเซรามิกที่เติมแก้ว (glass-infiltrated ceramic) จากการวัดโดยใช้เครื่อง particle analyzer พบว่า ผงมีขนาด 363 – 1659 ไมครอน อาจเนื่องจากการผงเกิด aggregation

ค่าความโปร่งแสงของวัสดุเซรามิกพบว่าเซรามิกที่มีความหนาเพิ่มขึ้น จะมีความทึบแสงมากขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกที่มีผลึกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต (Lithia-disilicate-based ceramic) เป็นส่วนประกอบที่เป็นเซรามิกที่ค่อนข้างโปร่งแสงพบว่าเซรามิกที่มีความหนา 0.4 มม มีความทึบแสงน้อยกว่าเซรามิกที่มีผลึกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตเป็นส่วนประกอบ แต่เซรามิกที่มีความหนา 0.6 – 1.0 มม มีความทึบแสงมากกว่าเซรามิกที่มีผลึกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตเป็นส่วนประกอบ อย่างไรก็ตามโลหะเป็นวัสดุที่มีความทึบแสงมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุเซรามิก หลังการพอกด้วยพอร์ซเลนพบว่าเซรามิกทุกกลุ่มมีความทึบแสงเพิ่มขึ้นแต่ยังมีค่าน้อยกว่าของกลุ่มโลหะ เมื่อวัดสีของเซรามิกหลังจากเคลือบด้วยพอร์ซเลนโดยวางวัสดุบนพื้นสีดำและสีขาว พบว่าสีของชิ้นทดสอบเซรามิกทุกชิ้นมีการเปลี่ยนแปลง โดยค่า $L^*a^*b^*$ มีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อวัดสีบนพื้นสีขาว และมีค่าลดลงเมื่อวัดสีบนพื้นสีดำ จากผลการทดลองนี้แสดงว่าสีของฟันหลัง มีผลต่อสีของวัสดุเซรามิกเนื่องจากยังมีความโปร่งแสงบางส่วน สีของครอบฟันที่มีการเปลี่ยนแปลงหลังการลองและยึดครอบบนเนื้อฟันโลหะและเนื้อฟันสำเร็จรูปเป็นการแสดงว่าเซรามิกเป็นวัสดุที่โปร่งแสงบางส่วน

การวิเคราะห์หาค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัด

ความเหนียวด้านการแตกหักของเซรามิกที่เติมแก้ว ($5.4 \pm 0.7 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) มีค่าน้อยกว่าค่าความเหนียวด้านการแตกหักของเซรามิกที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM ($8.6 \pm 1.1 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) เช่นเดียวกับกับค่าความทนแรงดัดของเซรามิกที่เติมแก้ว ($193 \pm 16 \text{ MPa}$) ที่มีค่าน้อยกว่าค่าความทนแรงดัดของเซรามิกที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM เช่นกัน ($358 \pm 85 \text{ MPa}$)

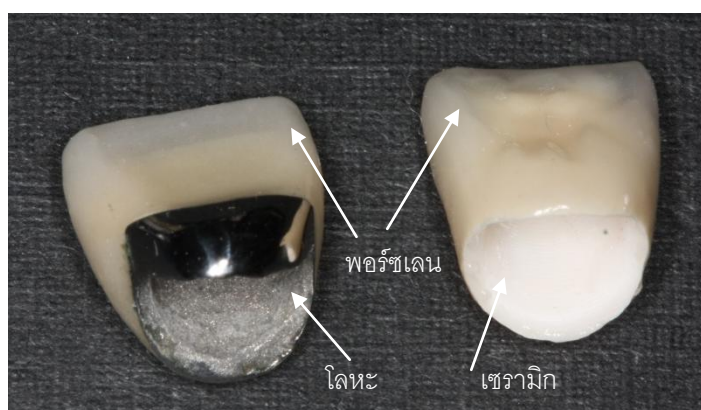
5. สรุปผลการทดลอง สภาพของครอบฟันเซอรโคเนียหลังจากการยึดครอบอยู่ในสภาพดี ผู้ป่วยใช้งานได้ดีและมีความพึงพอใจต่อสีและการใช้งานของครอบฟันเซอรโคเนีย โดยที่โครงเซอรโคเนียมีความทึบแสงน้อยกว่าโครงโลหะ สีของฟันหรือวัสดุที่ใช้อุดฟันหรือสีของซีเมนต์ที่ใช้ยึดครอบอาจมีผลต่อสีของครอบฟันเซอรโคเนียได้ เซอรโคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM มีค่าความเหนียวต้านการแตกหักและความทนแรงดัดที่มากกว่าเซอรโคเนียชนิดที่เดิมแก้ว

บทนำ

เซรามิกได้ถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมอย่างแพร่หลายโดยเฉพาะการทำฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่นทั้งแบบที่ประกอบด้วยโลหะบางส่วน(Porcelain fused to metal) หรือแบบที่เป็นเซรามิกทั้งซี่ (All-ceramic) ครอบและสะพานฟันติดแน่นแบบที่ประกอบด้วยโลหะบางส่วนจะมีโลหะเป็นแกนให้ความแข็งแรงแก่ฟอร์ซเลนที่เคลือบอยู่บนโครงโลหะผสม ดังแสดงในรูปที่ 1 และรูปที่ 2



รูปที่ 1 ครอบฟันแบบที่ทำจากเซรามิกทั้งซี่



รูปที่ 2 ครอบฟันครอบฟันแบบที่ประกอบด้วยโลหะบางส่วนและที่ทำจากเซรามิกทั้งซี่

สำหรับฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่นแบบที่เป็นเซรามิกทั้งซี่ ประกอบด้วยเซรามิก ส่วนแกนหรือโครง (ceramic core or substructure) (รูปที่ 1) ที่ให้ความแข็งแรงและส่วนพอร์ซเลน (dental porcelain) ที่เคลือบบนโครง จะเห็นได้ว่าฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่นจะประกอบด้วยโครงสร้าง 2 ส่วน คือ ส่วนแรกทำเป็นโครงให้ความแข็งแรงแก่ฟันเทียม อาจทำได้ทั้งจากโลหะผสมหรือเซรามิกที่มีความแข็งแรงสูง ส่วนที่ 2 จะทำจากเซรามิกที่มีความโปร่งแสง พอกอยู่บนส่วนโครงโลหะหรือเซรามิกและเป็นส่วนโครงสร้างที่ให้ความสวยงามแก่ฟันเทียม ดังนั้นเซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรมสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ ตามลักษณะการ

นำไปใช้งาน คือ กลุ่มที่1 เป็นเซรามิกที่เคลือบอยู่บนโครงโลหะผสมหรือโครงเซรามิก นิยมเรียกอีกอย่างว่าพอร์ซเลน กลุ่มที่ 2 คือ เซรามิกที่ใช้ทำโครงของฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่น

กลุ่มที่1 พอร์ซเลนที่เคลือบอยู่บนโครงโลหะผสมหรือโครงเซรามิก จะเป็นส่วนที่ให้ความสวยงามเหมือนฟันธรรมชาติแก่ฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่น แต่มีค่าความเหนียวต้านการแตกหัก(fracture toughness) ต่ำ (ประมาณ $0.7 \text{ เมกะปาสคาล} \cdot \text{ม}^{1/2}$) ¹⁻³ และจะต้องมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเหตุความร้อนใกล้เคียงหรือต่ำกว่าค่าของวัสดุที่ใช้ทำโครงเล็กน้อยเพื่อให้พอร์ซเลนแตกหรือหลุดจากโครงได้ พอร์ซเลนที่ใช้เคลือบมีส่วนประกอบแตกต่างกันออกไปในแต่ละยี่ห้อที่มีจำหน่ายในท้องตลาด แต่ส่วนประกอบส่วนใหญ่เป็นแก้วซิลิกา วิธีการขึ้นรูปของพอร์ซเลนที่ใช้ในทางทันตกรรมส่วนมากจะใช้วิธีการผสมผงพอร์ซเลนกับน้ำหรือของเหลวที่ผลิตจากบริษัทผู้ผลิต ปอกบนโครงฟันเทียมที่เตรียมไว้ให้ได้รูปร่างตามที่ต้องการ แล้วจึงนำไปเผา(sintering) ในเตาเผาตามอุณหภูมิและเวลาที่กำหนดประมาณ 700-950 องศาเซลเซียส เนื่องจากเป็นส่วนประกอบที่ให้ความสวยงามแก่ครอบฟันเทียม พอร์ซเลนจะมีความโปร่งแสงและมีสีหลายสีให้เลือกเพื่อให้ใกล้เคียงกับสีฟันธรรมชาติของผู้ป่วย

กลุ่มที่2 เซรามิกที่ใช้ทำโครงของฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่นสำหรับฟันเทียมที่ทำจากเซรามิกทั้งซี่ เซรามิกที่ใช้ทำโครงจะมีค่าความแข็งแรงและความเหนียวต้านการแตกหักสูงกว่าพอร์ซเลน($1.2 - 7 \text{ เมกะปาสคาล} \cdot \text{ม}^{1/2}$) ⁴⁻⁸ อย่างไรก็ดี ค่าความเหนียวต้านการแตกหักของเซรามิกที่เป็นส่วนโครงมีค่าต่ำกว่าโลหะมาก ทำให้ความสำเร็จของการบูรณะฟันด้วยการทำฟันเทียมที่เป็นเซรามิกทั้งซี่ต่ำกว่าชนิดที่ประกอบด้วยโลหะบางส่วน^{9,10} แต่ข้อดีของครอบฟันที่ทำจากเซรามิกทั้งซี่คือมีความสวยงามสามารถเลียนแบบฟันธรรมชาติได้อย่างใกล้เคียง ความไม่เป็นพิษต่อเนื้อเยื่อในช่องปาก และมีการละลายตัวในน้ำต่ำ ซึ่งข้อดีเหล่านี้ทำให้ความนิยมใช้ครอบฟันเซรามิกในการบูรณะฟันเพิ่มมากขึ้นอย่างชัดเจน

ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเซรามิกที่มีส่วนประกอบทางเคมีต่าง ๆ กันเข้ามาใช้ในการทำโครง เช่น ลิเธียไดซิลิเกต (Lithia-disilicate-based ceramic) อะลูมินา (alumina-reinforced ceramic) และเซอร์โคเนียมไดออกไซด์หรือเซอร์โคเนีย (zirconium dioxide) เป็นต้น โดยเซรามิกเหล่านี้มีค่าความเหนียวต้านการแตกหักสูง¹¹⁻¹⁶ แต่มีความทึบแสงมากกว่าพอร์ซเลน โดยเฉพาะ เซอร์โคเนีย ซึ่งมีค่าความเหนียวต้านการแตกหักสูงกว่าเซรามิกชนิดอื่นๆ ทำให้นิยมนำมาใช้ทำโครงสำหรับฟันเทียมติดแน่น แต่ข้อเสียสำหรับวัสดุเหล่านี้นอกจากความแข็งแรงที่ต่ำกว่าโลหะแล้ว ยังต้องใช้วัสดุอุปกรณ์ในการขึ้นรูปที่มีราคาแพงอีกด้วย วิธีการขึ้นรูปของเซรามิกที่ใช้ทำโครงได้แก่วิธีการกระบวนการหล่อแทนที่ขี้ผึ้ง (lost-wax technique) การอัดด้วยความร้อน (heat-pressing) การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการออกแบบและการกลึงขึ้นรูปชิ้นงาน (CAD-CAM technique) และ slip-cast technique ^{1,2,11,12}

ถึงแม้ว่าจะมีการนำเซรามิกที่มีส่วนประกอบทางเคมีต่าง ๆ กันมาใช้ทำแกนหรือโครงของครอบฟันเพื่อเป็นส่วนที่ให้ความแข็งแรงและรองรับพอร์ซเลนที่พอกบนโครงนี้ แต่ส่วนประกอบหลักของพอร์ซเลนที่ใช้เคลือบบนโครงเซรามิกจะประกอบด้วยแก้วซิลิกาเป็นส่วนใหญ่ (silica-based) พอร์ซเลนที่ใช้เคลือบมีส่วนประกอบแตกต่างกันออกไปในแต่ละยี่ห้อที่มีจำหน่ายในท้องตลาด ส่วนประกอบหลักของพอร์ซเลนที่ใช้เคลือบดังแสดงในตารางที่1

ตารางที่1 แสดงส่วนประกอบหลักของพอร์ซเลน¹

Elements	wt%
SiO ₂	52 - 62 %
K ₂ O	9 – 11 %
Al ₂ O ₃	11 - 16 %
Na ₂ O	5 - 7 %
Additives; Li ₂ O, B ₂ O ₃ (glass modifiers)	
Opacifiers; ZrO ₂ , TiO ₂	

ส่วนประกอบหลักของพอร์ซเลนที่ประกอบด้วยแก้วซิลิกาจะอยู่ในรูปอสัณฐาน(amorphous) มีความแข็งแรงต่ำแต่เป็นส่วนที่ให้ความสวยงามเนื่องจากมีความโปร่งแสงและมีสีหลายสีให้เลือกเพื่อให้ใกล้เคียงกับสีฟันธรรมชาติของผู้ป่วย การขึ้นรูปทำได้โดยการผสมผงพอร์ซเลนกับน้ำหรือของเหลวที่เตรียมจากบริษัทผู้ผลิต นำไปพอกเป็นชั้นๆบนโครงเซรามิกตามที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ หลังจากนั้นจึงนำไปเผา (sintering) ที่อุณหภูมิที่กำหนด หลังการเผาพอร์ซเลนมีความหนาแน่นและความแข็งแรงเพิ่มขึ้น มีรูพรุนลดลง¹⁷⁻¹⁸ เนื่องจากเกิดการหดตัว ในการพอกพอร์ซเลนจึงต้องทำให้มีขนาดใหญ่กว่ารูปร่างที่ต้องการ การเพิ่มความแข็งแรงและค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเหตุความร้อน (coefficient of linear thermal expansion) ของพอร์ซเลนให้มีค่าใกล้เคียงกับวัสดุที่ใช้เป็นโครงสามารถทำได้โดยการเติมส่วนประกอบที่เป็นผลึกลงไป เช่น ผลึกลูไซต์ (Leucite, K₂O • Al₂O₃ • 4SiO₂) สมบัติที่สำคัญและเกี่ยวข้องกับการนำไปใช้งานของพอร์ซเลน เช่น ความแข็งแรง สัมประสิทธิ์การขยายตัวเหตุความร้อน ค่าความโปร่งแสงของวัสดุ เป็นต้น

ความแข็งแรง พอร์ซเลนเป็นส่วนประกอบที่ให้ความสวยงามแก่ฟันเทียม แต่เป็นส่วนประกอบที่มีความแข็งแรงต่ำ จึงต้องมีโครงสร้างส่วนที่แข็งแรงกว่ามารองรับ ค่าที่ใช้ในการเปรียบเทียบความแข็งแรงด้านการแตกหักของวัสดุที่นิยมใช้ในปัจจุบัน คือ ค่าความเหนียวต้านการแตกหัก(fracture toughness) โดยทั่วไปค่าความเหนียวต้านการแตกหักของพอร์ซเลนจะสัมพันธ์กับส่วนประกอบ ชนิดขนาดและรูปร่างของผลึก ความพรุน เป็นต้น วิธีการทดสอบหาค่าความเหนียวต้านการแตกหักที่แนะนำตามมาตรฐาน ISO 6872 : Dentistry - ceramic materials¹⁹ คือ Single edge V-notched beam method

ค่าความเหนียวต้านการแตกหัก (fracture toughness) จากคำนิยามทั่วไปหมายถึงค่าความต้านทานต่อการแตกตัวของวัสดุ (resistance to crack propagation)¹ Wang และคณะได้ศึกษาเปรียบเทียบวิธีการทดสอบหาค่า fracture toughness โดยวิธี strength indentation (IS), Chevron-notched beam method (CN) และ single-edge-notched beam method (SENB) พบว่า ค่า fracture toughness ที่ได้จากการทดสอบวิธี CN และ SENB มีค่าไม่แตกต่างกัน¹⁶ นอกจากนั้นค่า fracture toughness ยังอาจหาได้จากวิธี Fractographic analysis ที่ใช้การวัดขนาดรอยแตกที่เป็นจุดเริ่มต้นของการแตกหักแล้วนำไปคำนวณหาค่า fracture toughness จากสมการที่แสดงคือ²⁰

$$K_{IC} = Y\sigma\sqrt{\pi a}$$

โดยที่	K_{IC}	=	fracture toughness
	Y	=	geometrical factor
	σ	=	fracture stress
	a	=	critical flaw size

ค่าความเหนียวต้านการแตกหักของพอร์ซเลนที่ใช้ในทางทันตกรรมมีค่าระหว่าง $0.7 - 1.2 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ ⁴⁻⁸ เมื่อเปรียบเทียบกับโครงเซรามิกที่เป็นส่วนโครงจะมีค่าความแข็งแรงและความเหนียวต้านการแตกหักสูงกว่าพอร์ซเลนมาก การวิจัยที่ผ่านมาส่วนมากจะเปรียบเทียบสมบัติทางกลของเซรามิกที่เป็นส่วนโครงเพื่อหาเซรามิกที่มีความแข็งแรงมากที่สุดมาใช้ในการทำครอบและสะพานฟัน อย่างไรก็ตาม จากผลงานวิจัยที่ผ่านมาทั้งจากการทดสอบในห้องปฏิบัติการและการวิเคราะห์ครอบและสะพานฟันที่แตกหักที่ได้จากผู้ป่วยจะพบว่าการแตกหักอาจเกิดบริเวณใต้ฟันปลอม (connector) จุดที่แตกหักอาจเริ่มจากบริเวณที่เป็นพอร์ซเลนที่เคลือบอยู่บนโครงเซรามิกได้²¹⁻²⁴ รวมทั้งเมื่อมีการพอกพอร์ซเลนลงบนโครงเซรามิก ครอบฟันที่ได้หลังการเผาโครงสร้างที่มีส่วนประกอบเป็นชั้นๆ การแตกหักมักจะเกิดเริ่มที่ผิวซึ่งก็คือชั้นของพอร์ซเลนที่เคลือบอยู่บนโครงเซรามิกนั่นเอง ดังนั้นพอร์ซเลนจึงอาจเป็นวัสดุที่มีอิทธิพลต่อการเกิดการแตกของฟันเทียมชนิดติดแน่น ข้อมูลเกี่ยวกับส่วนประกอบและสมบัติทางกายภาพและทางกลของพอร์ซเลนจึงมีไม่มาก ข้อมูลส่วนใหญ่ที่มีจะได้จากบริษัทผู้ผลิตดังแสดงในตารางที่ 2 และ 3

ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเหตุความร้อน เนื่องจากครอบฟันเทียมประกอบด้วยวัสดุที่แตกต่างกันคือ พอร์ซเลนที่พอกอยู่บนโครงโลหะหรือเซรามิก เมื่อนำไปเผาแล้วปล่อยให้เย็นตัวลง จะทำให้เกิดแรงดึงหรือแรงกดในเนื้อพอร์ซเลนที่ใช้เคลือบได้ขึ้นกับค่าสัมประสิทธิ์ของการขยายตัวเหตุความร้อนที่แตกต่างกัน¹ ถ้าค่าสัมประสิทธิ์ของการขยายตัวเหตุความร้อนของเซรามิกหรือโลหะส่วนโครงมากกว่าของพอร์ซเลนไม่เกิน $1 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ จะทำให้เกิดแรงกดในเนื้อพอร์ซเลนที่ใช้เคลือบเล็กน้อยและจะทำให้พอร์ซเลนแข็งแรงขึ้น แต่ถ้าค่าสัมประสิทธิ์ของการขยายตัวเหตุความร้อนของเซรามิกหรือโลหะส่วนโครงมากกว่าของพอร์ซเลนเกิน $1 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ หรือมีค่าน้อยกว่าจะทำให้เกิดแรงดึงที่รอยต่อระหว่างชั้นพอร์ซเลนกับเซรามิกหรือโลหะส่วนโครงหรือแรงดึงในเนื้อพอร์ซเลนที่ใช้เคลือบได้ซึ่งจะมีผลให้พอร์ซเลนแตกหักได้ง่ายขึ้น มีผู้ศึกษาผลที่อาจเกิดขึ้นได้เมื่อค่าสัมประสิทธิ์ของการขยายตัวเหตุความร้อนของเซรามิกส่วส่วนแกนหรือโครงและของพอร์ซเลนที่ใช้เคลือบมีค่าแตกต่างกัน²⁴⁻²⁵ เหตุผลที่มีการศึกษาเกี่ยวกับสมบัตินี้ของวัสดุทั้ง 2 ชนิดคือการพบการเกิดการแตกของพอร์ซเลนที่ใช้เคลือบ โดยการแตกอาจเกิดที่ชั้นพอร์ซเลนหรือรอยต่อระหว่างชั้นพอร์ซเลนกับเซรามิกหรือโลหะส่วนแกน ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์ของการขยายตัวเหตุความร้อนของเซรามิกที่เหมาะสมจะมีผลต่อความแข็งแรงของครอบและสะพานฟันติดแน่น

ตารางที่ 2 ส่วนประกอบและสมบัติเชิงกายภาพและอุณหภูมิที่ใช้เผาพอร์ซเลน

Brands	Manufacturers	Compositions	Sintering temperature (°C)	Coefficient of thermal expansion (ppm/K)
Vita VMK 95 for metal ceramic	VITA Zahnfabrik Bad Säckingen . Germany	Feldspar frits,	930-950	13.3-13.7
Vita VM 13 for metal ceramic	VITA Zahnfabrik Bad Säckingen . Germany	Feldspar frits, melted-in metal oxides	870-890	13.1-13.6
Eris for Empress 2	Ivoclar Vivadent AG Liechtenstein	SiO ₂ > 60 % wt. Additional components: K ₂ O, Al ₂ O ₃ , CaO, Na ₂ O, P ₂ O ₅ , Li ₂ O, MgO, ZnO, ZrO ₂ , CeO ₂ , F and pigments	765	NA
Cercon Ceram S	Degudent Germany	NA	810-850	9.2
NobelRondo™ Zirconia	NobelBiocare Switzerland	NA	890-980	10
VM 7 for InCeram Alumina	VITA Zahnfabrik Bad Säckingen . Germany	Glass frits, melted-in metal oxides.	900-950	7.2-7.6
VM 9 for InCeram YZcube	VITA Zahnfabrik Bad Säckingen . Germany	Feldspar frits, melted-in metal oxides	900-980	8.8-9.2

ตารางที่ 3 สมบัติทางกายภาพและทางกลของพอร์ซเลนที่ใช้ในทางทันตกรรม

Brands	T _e (°C)	particle size μm (d50)	Flexural strength (MPa)	Hardness (Vickers) HV10
Vita VMK 95	656	17.3	85	470
Vita VM 13	635	NA	120	NA
Cercon Ceram S	NA	NA	80	500-530
VM 7	689	18	106	NA
VM 9	670	18	100	NA
NobelRondo™ Zirconia	NA	NA	120	NA

ปัจจุบันเซอร์โคเนียไดออกไซด์หรือเซอร์โคเนียเป็นวัสดุที่นิยมใช้ในการทำโครงสำหรับฟันเทียมแบบติดแน่น เนื่องจากเป็นเซรามิกที่มีความเหนียวต้านการแตกหักได้ดี เนื่องจากเป็นวัสดุที่มีจุดหลอมเหลวสูงประมาณ 2700 องศาเซลเซียส ทำให้วิธีการขึ้นรูปไม่สามารถทำได้หลากหลายและอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบด้วยเตาเผาสำหรับการเผาที่อุณหภูมิสูง ถึงแม้ว่าจะมีบริษัทที่นำเข้าวัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการขึ้นรูปมาใช้ในประเทศไทยหลายบริษัท แต่ส่วนประกอบจะไม่มี ความแตกต่างกันมากนัก โดยวัสดุที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบมากกว่าร้อยละ 90 จะขึ้นรูปโดยใช้ CAD-CAM technique (Dentsply, USA, Ivoclar Vivadent, USA) อุณหภูมิที่ใช้เผาจะอยู่ระหว่าง 1300-1500 องศาเซลเซียส เซอร์โคเนียที่ใช้เป็นชนิด Tetragonal zirconia polycrystal (TZP) สำหรับวัสดุที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบน้อยกว่าร้อยละ 90 อาจขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast technique (Vita-Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) โดยจะเผาวัสดุที่อุณหภูมิที่ต่ำกว่าประมาณ 1150 องศาเซลเซียส เนื่องจากต้องการให้ผงเชื่อมต่อกันบางส่วนเท่านั้น (highly sintered) วัสดุหลังเผาจะมีรูพรุนประมาณร้อยละ 30 และจะปิดรูพรุนเหล่านี้โดยการเติมแก้วลงไป (glass-infiltration technique) ส่วนประกอบและสมบัติของเซอร์โคเนียที่ใช้ในทางทันตกรรมดังแสดงในตารางที่ 4 (ข้อมูลได้จากบริษัทผู้ผลิต)

จะเห็นว่าเซอร์โคเนียที่ใช้ในทางทันตกรรม จะมีวิธีที่ใช้ในการขึ้นรูปสองวิธี คือ CAD-CAM และ Slip-cast techniques ชิ้นงานที่ได้จากการขึ้นรูปจะมีสมบัติที่ต่างกันโดยเซอร์โคเนียที่มีความบริสุทธิ์มากกว่าร้อยละ 90 จะต้องขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM เท่านั้น ซึ่งมีข้อดีคือวัสดุที่ได้สามารถควบคุมสมบัติให้คงที่และมีความแข็งแรงสูง เนื่องจากใช้คอมพิวเตอร์ช่วยในการทำงาน แต่มีข้อเสียคือการเผาที่อุณหภูมิสูงเพื่อให้ได้ชิ้นงานที่มีสมบัติตามที่ต้องการ ซึ่งการที่ต้องใช้เตาเผาที่อุณหภูมิสูงรวมทั้งอุปกรณ์ช่วยในการออกแบบและการกลึงขึ้นรูปที่มีราคาแพง ทำให้ราคาของครอบฟันที่ทำจากเซอร์โคเนียมีราคาสูงมากเมื่อเปรียบเทียบกับครอบฟันที่ทำจากโลหะบางส่วน สำหรับชิ้นงานที่ขึ้นรูปด้วยวิธี Slip-cast จะมีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบในปริมาณที่น้อยกว่าประมาณร้อยละ 33 โดยนำหนักของผงก่อนผสมกับของเหลวเพื่อขึ้นรูป อย่างไรก็ตามก็มีการเพิ่มเซอร์โคเนียเข้าไปในส่วนประกอบร้อยละ 33 ทำให้ค่าความเหนียวต้านการแตกหักของวัสดุเพิ่มขึ้นประมาณร้อยละ 12.8 (จาก 3.9 เป็น 4.4 MPa·m^{1/2}) แต่การเผาสามารถทำได้ที่อุณหภูมิที่ต่ำกว่ามากสามารถทำได้โดยใช้เตาเผาที่มีโซ่อยู่ทั่วไปในห้องปฏิบัติการ

ตารางที่ 4 ส่วนประกอบและสมบัติของอะลูมินาไดออกไซด์และเซอร์โคเนียไดออกไซด์

	Alumina	ZrO ₂ -infiltrated	Pure ZrO ₂
Compositions (powder)	Al ₂ O ₃ 100%	Al ₂ O ₃ 67% + t-ZrO ₂ 33%	ZrO ₂ + Y ₂ O ₃ > 95%
toughness infiltrated (MPa·m ^{1/2})	3.9	4.4	7
flexural strength (3-point-bending, MPa)	500	600	1100
expansion coefficient (20-500°C, 10 ⁻⁶ K ⁻¹)	7.4	7.8	10.5
chemical solubility (µg/cm ²)	1115	1118	<20
Young's Modulus (GPa)	280	258	210
Density (g/cm ³)	3.84	4.24	> 6

สำหรับการนำไปใช้งานในทางคลินิก เซอร์โคเนียเริ่มนำมาใช้ในทางทันตกรรมประมาณปี พ.ศ. 2543 จึงยังไม่มีผลการวิจัยระยะยาวในทางคลินิกมากนัก การศึกษาส่วนมากจะเป็นการศึกษาประสิทธิภาพในการใช้งานในทางคลินิกของสะพานฟันติดแน่นซึ่งหมายถึงการทำครอบฟันมากกว่า 1 ซี่ที่ติดกันเป็นชิ้นเดียว การทำสะพานฟันติดแน่นเป็นข้อห้ามในการใช้เซรามิกชนิดอื่นๆเป็นวัสดุที่ใช้ทำยกเว้นเซอร์โคเนีย เนื่องจากการทำสะพานฟันติดแน่น

ต้องใช้วัสดุที่แข็งแรงต้านทานต่อแรงบดเคี้ยวที่กระทำต่อครอบฟันในทุกทิศทางรวมทั้งการต้านทานต่อการตัดโค้งของวัสดุด้วย ผลจากการศึกษาวิจัยระยะสั้น (3-5 ปี) พบว่าประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของสะพานฟันติดแน่นที่ทำจากเซรามิกโคเนียวอยู่ในเกณฑ์ดี ไม่พบการแตกหักของโครงสะพานฟันติดแน่นที่ทำจากเซรามิกโคเนียว ถึงแม้ว่าจะพบการแตกหักของฟอร์ซเลนที่เคลือบบนโครงบ้าง ความสำเร็จในการรักษา(73.9- 84.8%)²⁶⁻²⁹ จะต่ำกว่าสะพานฟันติดแน่นที่ทำด้วยโลหะบางส่วน(~ 90%)เมื่อเปรียบเทียบกับตามจำนวนปีที่เท่ากัน โดยที่ความล้มเหลวในการรักษาของสะพานฟันติดแน่นที่ทำจากเซรามิกโคเนียวมักจะเกิดจากการเกิดฟันผุหรือโรคเหงือกของฟันหลัก ไม่ใช่การการแตกหักของโครงเซรามิกโคเนียว

เซรามิกที่นำมาใช้ในการทำครอบฟันทุกชนิดที่มีจำหน่ายในประเทศไทยนั้นได้มีการนำเข้าจากต่างประเทศ ทั้งสิ้นและข้อมูลเกี่ยวกับสมบัติของวัสดุที่ได้จากบริษัทผู้ผลิตมักจะมีค่าแตกต่างจากผลที่ได้ในห้องปฏิบัติการ ในประเทศไทยมีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับส่วนประกอบและสมบัติของฟอร์ซเลนและเซรามิกที่ใช้ในการทำโครงทั้งในห้องปฏิบัติการและในทางคลินิกไม่มากนักถึงแม้ว่าเซรามิกได้ถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมอย่างแพร่หลาย โดยเฉพาะในการทำฟันเทียมชนิดครอบและสะพานฟันติดแน่น

วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1. เพื่อศึกษาประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของครอบฟันที่ส่วนโครงทำจากเซรามิกโคเนียวในผู้ป่วยหลังจากการใช้งาน 2 ปี
2. เพื่อศึกษาส่วนประกอบ สมบัติทางกายภาพและทางกลของเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงสำหรับฟันเทียมติดแน่นจำนวน 2 ชนิด คือ เซรามิกโคเนียวที่เดิมแก้ว และเซรามิกโคเนียว สมบัติที่ศึกษา เช่น ลักษณะของผง ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเหตุความร้อน ความโปร่งแสง ความเหนียวต้านการแตกหัก และความทนแรงดัด

ระเบียบวิธีวิจัย

การศึกษาวินิจฉัยแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วนใหญ่ๆ คือ

1. การศึกษาประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของครอบฟันที่ส่วนโครงทำจากเซรามิกโคเนียวและพอกด้วยฟอร์ซเลน

1.1 การคัดเลือกผู้ป่วยเข้าร่วมโครงการ

การคัดเลือกผู้ป่วย 20 คน จากผู้ป่วยที่มีรายชื่อบริการรักษาโดยการทำครอบฟันของคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ที่สมัครใจเข้าร่วมโครงการโดยลงนามในเอกสารยินยอมโดยได้รับการบอกกล่าวและเต็มใจ (Informed Consent Form)

1.2 เกณฑ์การคัดเลือกผู้ป่วยเข้าร่วมโครงการ

- อายุน้อยกว่าหรือเท่ากับ 60 ปี
- สุขภาพช่องปาก : สุขภาพช่องปาก ดี ไม่มีโรคเหงือกอยู่ในขั้นลุกลาม ไม่มีประวัติการนอนกัดฟัน : มีฟันที่จะรับการรักษาโดยการทำครอบฟันจะต้องเป็นฟันกรามหรือฟันกรามน้อยที่รักษาลงรากฟันเพื่อที่จะรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะและมีฟันคู่สบเป็นฟันธรรมชาติ
- สุขภาพทั่วไป : ไม่มีโรคที่ขัดขวางต่อการรักษาทางทันตกรรม

1.3 เกณฑ์การแยกผู้ป่วยจากโครงการ

- ผู้ป่วยที่มีร่องปริทันต์ของฟันที่จะรับการรักษามากกว่า 4 มม.
- ผู้ป่วยที่มีประวัติการนอนกัดฟัน หรือมีแรงกัดมากกว่าเกณฑ์ปกติ (excessive bite force)

1.4 เกณฑ์การให้เลิกจากการศึกษา

ผู้ป่วยที่มีอาการแพ้ (allergic reaction) วัสดุทางทันตกรรมที่ใช้ในการศึกษานี้และผู้ป่วยขอถอนตัวจากการเข้าร่วมโครงการ

1.5 วิธีการวิจัย

1.5.1 การเตรียมฟันหลัก (abutment tooth)

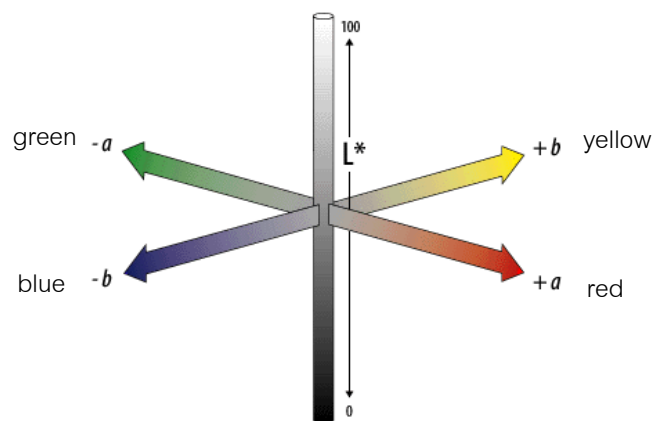
การเตรียมฟันหลักตามที่แนะนำจากบริษัทผู้ผลิตวัสดุ หลังจากนั้นจึงพิมพ์ฟันหลักเพื่อใช้หล่อทำแบบจะใช้วัสดุพิมพ์ปากซิลิโคน และวัสดุที่ใช้ในการหล่อแบบ คือปูนหินพิเศษ หลังจากที่ได้แบบแล้วจะนำแบบไปใช้ในการเตรียมครอบฟันเซรามิกต่อไป ชนิดของเซรามิกที่ใช้ในการศึกษานี้ คือ Zeno® (WIELAND Dental +Technik GmbH & Co. Pforzheim, Germany) ซึ่งมีส่วนประกอบเป็นเซอร์โคเนียมากกว่าร้อยละ 90 และขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM

1.5.2 การแบ่งกลุ่มผู้ป่วยเพื่อให้การรักษา จะแบ่งผู้ป่วยออกเป็น 2 กลุ่ม ดังนี้

กลุ่มที่ 1 ครอบฟันเซรามิก จำนวน 10 ซี่ ในกลุ่มนี้ ครอบฟันจะเป็นครอบฟันที่สับกับฟันธรรมชาติและจะถูกยึดถาวรด้วยเรซินซีเมนต์ ครอบฟันแต่ละซี่จะทำการขึ้นเพื่อรับตะขอสำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ

กลุ่มที่ 2 ครอบฟันเซรามิก จำนวน 10 ซี่ ในกลุ่มนี้จะเป็นครอบฟันที่สับกับฟันธรรมชาติแต่ไม่ได้รับตะขอสำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะ

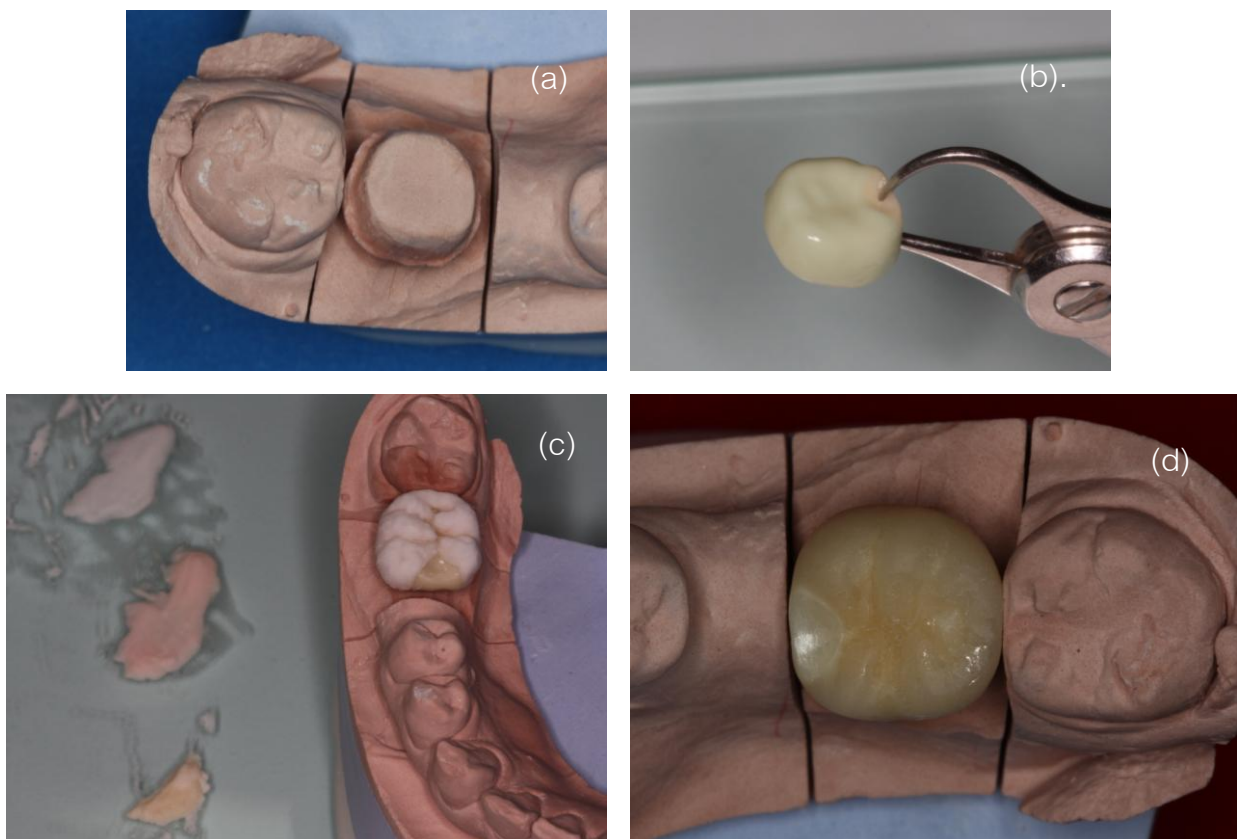
การวัดสีของครอบฟันหลังการยัดบนเดือยฟันโลหะเจือและเดือยฟันสำเร็จรูปและคอมพอสิต ก่อนการยัดครอบฟันครอบฟันแต่ละซี่ได้วัดสีครอบฟันโดยใช้เครื่องวัดสีฟัน (Shade eyes, Shofu, Japan) การวัดสีฟันระบบ VITA CLASSIC และ VITA 3 D MASTER รวมทั้ง บันทึกค่าตามระบบ CIELab (รูปที่ 3) การวัดสีครอบฟันโดยใช้เครื่องวัดสีฟันเพื่อศึกษาความโปร่งแสงของโครงเซรามิก เนื่องจากสีของเดือยฟันอาจทำให้สีของครอบฟันเกิดการเปลี่ยนแปลงได้โดยเฉพาะเดือยฟันที่ทำจากโลหะเจือ



รูปที่ 3 ระบบสี CIE Lab (จาก http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe_tg/models/cielab.html)

1.5.3 การติดตามผลโดยการเรียกผู้ป่วยกลับมาตรวจสุขภาพในช่องปากและครอบฟันในเวลา 1 ปี และ 2 ปี หลังจากการยึดครอบฟัน ในการตรวจจะตรวจสุขภาพเหงือกและลักษณะของฟันหลักคือ การอักเสบของเหงือก ลักษณะการสบฟัน การเกิดฟันผุหรือโรคเหงือกของฟันหลัก ลักษณะของครอบฟัน (ความหนาของครอบฟัน ขอบ และการเปลี่ยนสีของครอบฟัน การแตกหัก) ความพึงพอใจในการใช้งานครอบฟันของผู้ป่วย รวมทั้งถ่ายภาพ ลักษณะการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นของผิวครอบฟัน และผิวเคลือบฟันของฟันคู่สบ เพื่อใช้เปรียบเทียบกับ ภาพถ่ายที่ได้หลังจากการยึดครอบฟันแต่ละซี่ นอกจากการถ่ายภาพเพื่อในการเปรียบเทียบโดยใช้กล้องถ่ายรูปใน ช่องปาก ในการเรียกกลับมาตรวจแต่ละครั้งจะมีการพิมพ์ปากผู้ป่วยโดยใช้วัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนและหล่อแบบที่ได้ ด้วย synthetic stone โดยแบบที่ได้เหล่านี้จะใช้ในการศึกษาหาปริมาณการสึกกร่อนของผิวครอบฟันและผิว เคลือบฟันของฟันคู่สบโดยใช้เครื่อง 3-D เลเซอร์ สแกนเนอร์ เพื่อนำมาคำนวณหาอัตราการสึกกร่อนของผิวครอบ ฟันและผิวเคลือบฟันต่อไป

ในกรณีที่ครอบฟันเซรามิกแตกในช่วงระยะเวลาติดตามผล 2 ปี ผู้ยินยอมตนให้ทำการวิจัยจะได้รับการบูรณะ ฟันด้วยครอบฟันเซรามิกหรือครอบฟันที่เป็นโลหะบางส่วนซี่ใหม่โดยไม่คิดค่าใช้จ่าย ครอบฟันที่แตกจะนำมา วิเคราะห์หาสาเหตุและกลไกของการแตกหักโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนกำลังขยายสูงเพื่อนำข้อมูลมาใช้ในการ รายงานผลการศึกษาต่อไป ขั้นตอนในการทำครอบฟันแสดงในรูปที่ 4



รูปที่ 4 ขั้นตอนในการทำครอบฟันแสดง (a) แบบหลักที่ได้จากการพิมพ์ปากหลังการกรอแต่งฟันธรรมชาติ (b) โครงเซรามิก (c) การพอกพอร์ซเลนเป็นชั้น ๆ บนโครงเซรามิก (d) ครอบฟันที่ได้หลังการเผา

2. การศึกษาสมบัติทางกายภาพและทางกลของเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงซึ่งมีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบและขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast technique และ CAD-CAM

วัสดุที่ศึกษาประกอบด้วยเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงจำนวน 2 ชนิด คือ เซอร์โคเนียที่เติมแก้ว (glass-infiltrated Zirconia, In-Ceram Zirconia, Vita-Zahnfabrik, Germany) และเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM (Zeno®, WIELAND Dental Technik GmbH & Co. Pforzheim, Germany) โดยส่วนประกอบตามตารางที่ 5 วิธีทดสอบตามวิธีของ ISO 6872: Dentistry-ceramic materials โดยขอบเขตของสมบัติที่จะศึกษามีดังต่อไปนี้

ขนาดและลักษณะของผงก่อนการขึ้นรูป

- การวิเคราะห์ลักษณะและขนาดของผง โดยใช้ กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscope) และ เครื่องวิเคราะห์ขนาดของผง (Particle size analyzer) ในการหาขนาดของผง
- การวิเคราะห์ส่วนประกอบของผง โดยใช้วิธี X-ray fluorescence technique และการวิเคราะห์หาชนิดของผลึก โดยใช้ X-ray diffraction technique

ความโปร่งแสงหรือความทึบแสง วัดได้จากอัตราส่วนระหว่างปริมาณแสงที่สะท้อนจากวัสดุที่วางอยู่บนฉากสีดำเปรียบเทียบกับปริมาณแสงที่สะท้อนจากวัสดุที่วางอยู่บนฉากสีขาว ค่าที่วัดได้เรียกว่า Contrast Ratio (CR)

การเตรียมชิ้นทดสอบเพื่อใช้ในการวิเคราะห์หาค่าความโปร่งแสง

โดยการเตรียมชิ้นทดสอบเป็นรูปทรงกลมเส้นผ่าศูนย์กลาง 13 มม จำนวนอย่างละ 3 ชิ้น สำหรับเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงจำนวน 2 ชนิด คือ อะลูมินาและเซอร์โคเนียจะขึ้นรูปโดยวิธี Slip-cast และ CAD-CAM โดยจะเตรียมชิ้นทดสอบเป็นรูปทรงกลมเส้นผ่าศูนย์กลาง 13 มม ความหนาประมาณ 0.4 – 1.0 มม ค่าความโปร่งแสงวัดโดยใช้เครื่องวัดสี (Spectrocolorimeter : Colorflex, HunterLab Reston, VA E98 Model no.4510, U.S.A.) ค่าที่ได้เป็นคือ ค่าการวัดตามระบบ Yxy โดย

Y = luminous intensity

x = the value of the hue

y = saturation or chroma

ค่า Contrast Ratio (CR) = Y_b / Y_w

Y_b = ค่าปริมาณแสงที่สะท้อนจากวัสดุที่วางอยู่บนฉากสีดำ

Y_w = ค่าปริมาณแสงที่สะท้อนจากวัสดุที่วางอยู่บนฉากสีขาว

การเตรียมชิ้นทดสอบเพื่อใช้ในการวิเคราะห์หาค่าความเหนียวด้านการแตกหัก

โดยวิธี Single Edge V-Notched Beam Method

- ชิ้นทดสอบรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า จำนวน 5 ชิ้น ขนาด กว้าง (W) 4.0 ± 0.2 มม หนา (B) $3.0 \text{ มม} \pm 0.2$ มม โดยมีความยาวกว่า support span อย่างน้อย 2 มม
- การเตรียมชิ้นทดสอบจะขึ้นรูปโดยการใช้ แบบซิลิโคนและเผาตามวิธีการที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด
- การทดสอบใช้ universal testing machine ที่ ความเร็ว 0.5 มม/นาที การทดสอบโดยการกดขึ้นทดสอบจนหัก บันทึกค่า load at fracture (F)
- อัตราส่วนความลึกของ V-notch (α) อยู่ระหว่าง 0.2 -0.3 โดยที่ $\alpha = a/w$ (a คือ ความลึกของ V- notch เป็น มม)
- ค่าความเหนียวด้านการแตกหัก (K_{IC}) คำนวณจากสมการ

$$K_{IC} = \sigma \sqrt{a} Y = \frac{F}{B\sqrt{W}} \cdot \frac{S_1 - S_2}{W} \cdot \frac{3\sqrt{\alpha}}{2(1-\alpha)^{1.5}} Y$$

$$Y = 1.9887 - 1.326\alpha - \frac{(3.49 - 0.68\alpha + 1.35\alpha^2)\alpha(1-\alpha)}{(1+\alpha)^2}$$

- K_{IC} = fracture toughness (MPa•m^{1/2})
 σ = fracture strength (MPa)
 F = fracture load (MN)
 B = specimen thickness (m)
 W = specimen height (m)
 S_1, S_2 = support span ($S_1 > S_2$) (m)
 Y = stress intensity shape factor

การเตรียมชิ้นทดสอบเพื่อใช้ในการวิเคราะห์หาค่าการวิเคราะห์ความทนแรงดัด (Flexural strength)

การเตรียมชิ้นทดสอบสำหรับ four-point bend testing

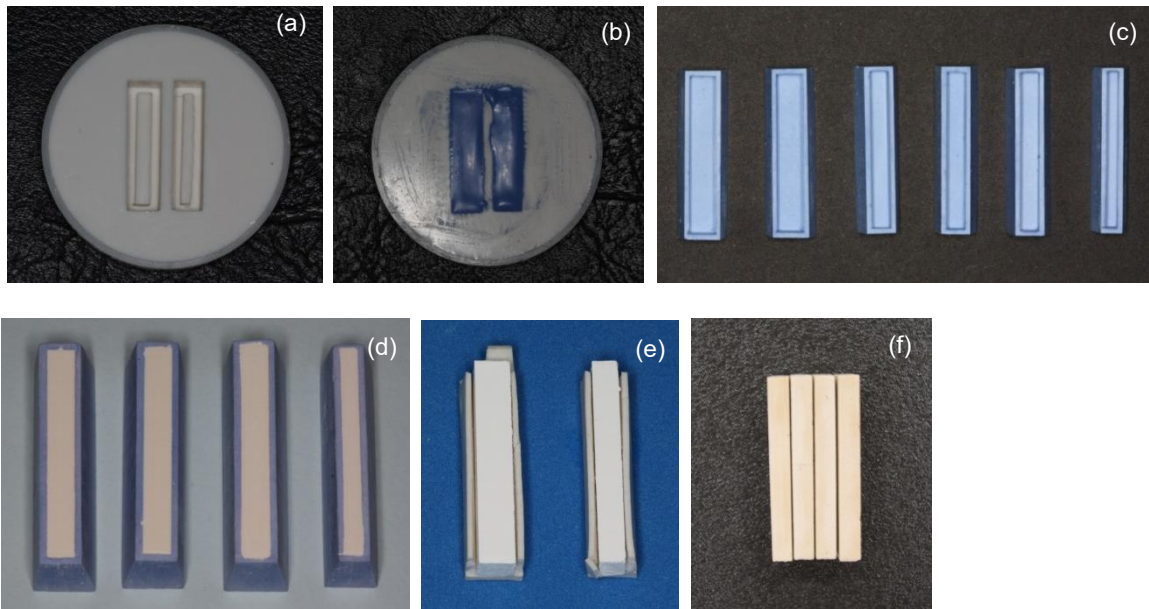
- ชิ้นทดสอบรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า จำนวน 10 ชิ้น ขนาด กว้าง (b) 4.0 ± 0.2 มม หนา (d) 1.2 มม ถึง 3.0 มม ± 0.2 มม โดยมีความยาวกว่า support span (L) อย่างน้อย 2 มม โดยการเตรียมชิ้นทดสอบจะขึ้นรูปโดยใช้ แบบซิลิโคนและเผาตามวิธีการที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด
- การทดสอบใช้ universal testing machine ที่ ความเร็ว (crosshead speed) 1 ± 0.5 มม/นาที การทดสอบโดยการกดชิ้นทดสอบจนหัก บันทึกค่า load at fracture (P) เป็นนิวตัน
- ความทนแรงดัด คำนวณจากสมการ

$$\sigma = 3PL/4bd^2$$

ค่าความทนแรงดัดและค่าความเหนียวด้านการแตกหักของวัสดุแต่ละชนิดที่ได้จะนำไปวิเคราะห์ทางสถิติแบบ t-test เพื่อหาความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่ม ที่ค่า $\alpha = 0.05$

วิธีการขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast technique

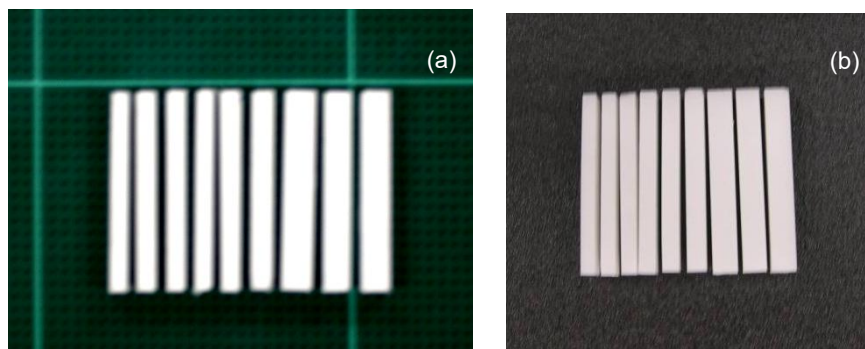
- การเตรียมชิ้นทดสอบจะขึ้นรูปโดยใช้ผงตามอัตราส่วนที่ต้องการทดสอบ นำไปผสมกับของเหลวที่เตรียมสำหรับทำ slip นำไปพอกบนแบบพลาสติกที่เตรียมไว้จากแบบซิลิโคนตามรูปร่างของชิ้นทดสอบที่ต้องการ และเผาที่อุณหภูมิ 1120-1180 องศาเซลเซียส ประมาณ 10 ชั่วโมง หลังจากนั้นจึงนำไปเดิมแก้วและเผาที่อุณหภูมิ 1120 องศาเซลเซียส การเตรียมชิ้นทดสอบโดยวิธี slip-cast ดังแสดงในรูปที่ 5
- ชิ้นทดสอบที่เตรียมได้จะนำไปทดสอบหาค่า ความเหนียวด้านการแตกหัก และความทนแรงดัดตามวิธีที่กล่าวมาแล้วข้างต้น



รูปที่ 5 แสดงวิธีเตรียมชิ้นทดสอบโดยวิธี slip-cast (a) แบบซิลิโคน (b) เทปพลาสติกเพื่อทำแบบหล่อ (c) แบบหล่อที่ใช้เท slip (d) หลังจากเท slip จนเต็มแบบหล่อ (e) ชิ้นทดสอบหลังเผา (f) ชิ้นทดสอบหลังเติมแก้ว

วิธีการขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM

การเตรียมชิ้นทดสอบจะขึ้นรูปโดยการตัดชิ้นงานให้ได้รูปร่างของชิ้นทดสอบที่ต้องการโดยต้องตัดให้ใหญ่กว่าขนาดที่ต้องการประมาณร้อยละ 25 และเผาที่อุณหภูมิ 1450 องศาเซลเซียส ตามเวลาที่กำหนด รูปชิ้นทดสอบก่อนเผาและหลังเผาแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 ชิ้นทดสอบก่อนเผา (a) และหลังเผา (b)

ตารางที่ 5 ส่วนประกอบของเซรามิกที่ใช้ในโครงการวิจัย

Material	Composition	Manufacturer
Zirconia-based ceramic (ZENO® Zr)	zirconium oxide ($ZrO_2 + HfO_2$) 94 % yttrium oxide (Y_2O_3) 5 % aluminium oxide (Al_2O_3) <1 % other oxides <1 %	WIELAND Dental und Technik GmbH & Co. KG.Schwenninger Strasse 13 75179 Pforzheim, Germany
Veneering for Zr-based (IPS e. max Ceram)	> 60% SiO_2 , CaO, Al_2O_3 , CeO_2 , Na_2O , K_2O , B_2O_3 , ZnO, F, Li_2O , ZrO_2 , SrO, TiO_2 and pigments	Ivoclar Vivadent AG, Bedererstrasse 2, FL - 9494 Schaan Fürstentum Liechtenstein
InCeram Zirconia	Powder: Al_2O_3 67%, ZrO_2 33% Glass: Al_2O_3 14-18%, SiO_2 14-18%, B_2O_3 11-15%, TiO_2 2-7% La_2O_3 25-30%, CeO_2 6-10%, CaO 4-8%, ZrO_2 1-4%, Y_2O_3 2-6%	Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany

ตารางที่ 6 สมบัติเชิงกายภาพและเชิงกลของเซรามิกที่ใช้ในโครงการวิจัย (ข้อมูลจากบริษัทผู้ผลิต)

Properties	Fracture toughness ($MPa \cdot m^{1/2}$)	Flexural strength (MPa)	CTE ($10^{-6}/K$)	Elastic modulus (GPa)	Vickers hardness (MPa)	Firing temperature [$^{\circ}C$]
Zirconia-based ceramic (ZENO® Zr)	7	1100	10.5	210	12,749	1450
Veneering for Zr based (IPS e. max Ceram)	N/A	69 - 86*	9.5	N/A	5,400	750
InCeram Zirconia	4.4	600	7.8	258	-	1120

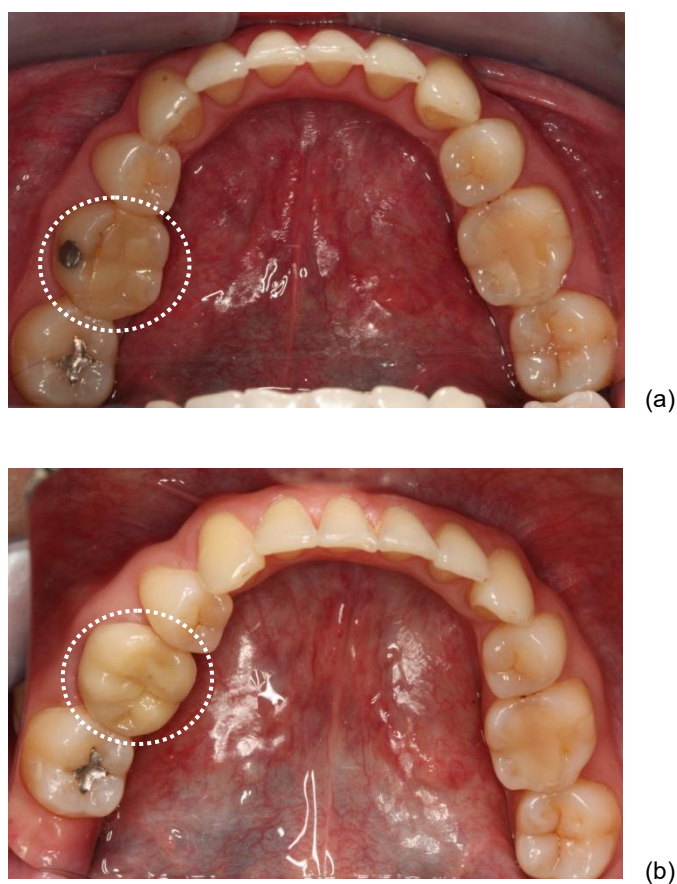
* from Fisher J, Stawarczyk B, and Hammerle CHF. Flexural strength of veneering ceramic for zirconia. J Dent 2008;36;316-21.

ผลการทดลอง

1. การศึกษาประสิทธิภาพในการใช้งานทางคลินิกของครอบฟันที่ส่วนโครงทำจากเซอโรโคเนียและพอกด้วยพอร์ซเลน

การคัดเลือกผู้ป่วยเข้าร่วมโครงการ จำนวน 20 คน เป็นผู้ป่วยชาย 7 คน และผู้ป่วยหญิง 13 คน อายุ ตั้งแต่ 17 – 55 ปี ครอบฟันทั้งหมดที่ต้องทำ จำนวน 21 ซี่ แบ่งเป็นฟันกรามน้อย 7 ซี่ และฟันกราม 14 ซี่ ผู้ป่วยทุกคนได้รับการรักษาและผ่านขั้นตอนการเตรียมผู้ป่วยก่อนการทำครอบฟันโดยการขัดหินน้ำลายและอุดฟัน รวมทั้งผู้ป่วยทุกคนได้รับการกรอแต่งฟันหลัก พิมพ์ปากเพื่อทำครอบฟันเซรามิก และยึดครอบฟันโดยครอบฟันที่ยึดไปเป็นฟันกราม 14 ซี่ เป็นฟันกรามน้อย 7 ซี่ ซึ่งเป็นครอบฟันรับตะขอ 4 ซี่ และได้ทำฟันปลอมบางส่วนถอดได้ชนิดโครงโลหะให้กับผู้ป่วย

การตรวจและบันทึกสุขภาพในช่องปากและสภาพของครอบฟันหลังจากการยึดครอบ พบว่า สภาพของครอบฟันหลังจากการยึดครอบอยู่ในสภาพดี รูปที่ 7 แสดงลักษณะของฟันหลักก่อนการทำครอบฟัน และสภาพครอบฟันหลังการยึดครอบ



รูปที่ 7 สภาพของฟันหลักก่อนการทำครอบฟัน (a) และสภาพครอบฟันหลังการยึดครอบ (b)

ค่าความโปร่งแสงของวัสดุเซอรโคเนียดังแสดงในตารางที่ 6 พบว่าเซอรโคเนียที่มีความหนาเพิ่มขึ้น มีค่า CR เพิ่มขึ้นแสดงว่ามีความทึบแสงมากขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกที่มีผลึกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต (Lithia-disilicate-based ceramic) เป็นส่วนประกอบที่เป็นเซรามิกที่ค่อนข้างโปร่งแสงพบว่าเซอรโคเนียที่มีความหนา 0.4 มม มีความทึบแสงน้อยกว่าเซรามิกที่มีผลึกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตเป็นส่วนประกอบ แต่เซอรโคเนียที่มีความหนา 0.6 – 1.0 มม มีความทึบแสงมากกว่าเซรามิกที่มีผลึกชนิดลิเทียมไดซิลิเกตเป็นส่วนประกอบ อย่างไรก็ตามโลหะเป็นวัสดุที่มีความทึบแสงมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุเซรามิก หลังการพอกด้วยพอร์ซเลนพบว่าเซรามิกทุกกลุ่มมีความทึบแสงเพิ่มขึ้นแต่ยังมีค่าน้อยกว่าของกลุ่มโลหะ

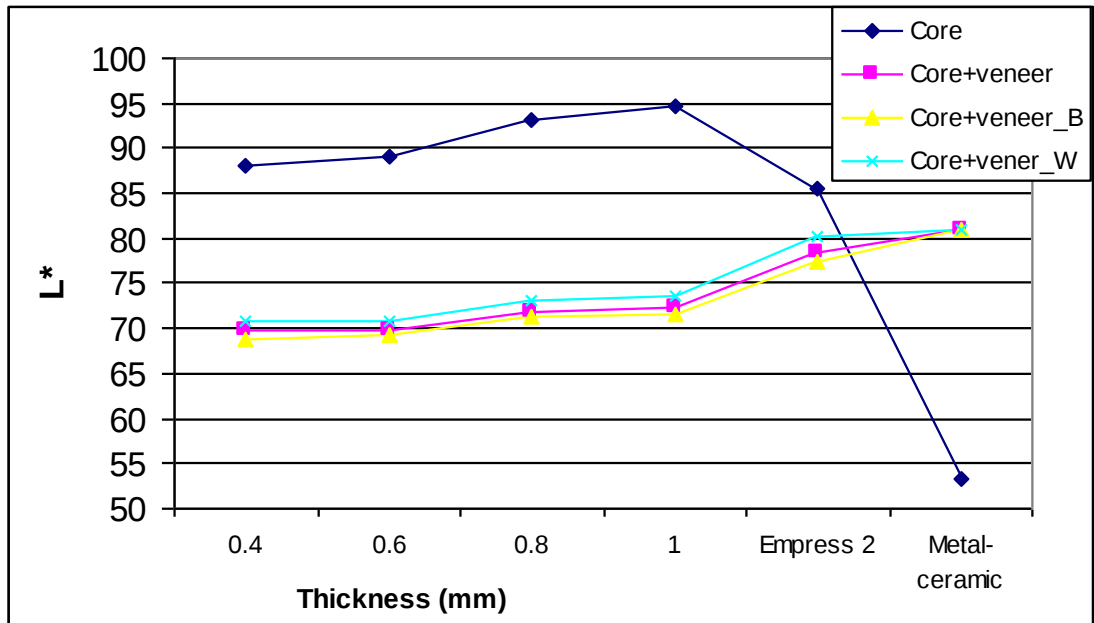
ตารางที่ 6 ค่าความโปร่งแสงของวัสดุเซอรโคเนีย

Materials	Contrast ratio (%)	Core + veneer Contrast ratio (%)
Zirconia		
0.4 mm	70.5 ± 0.6 ^a	92.4 ± 1.3 ^A
0.6 mm	80.7 ± 3.7 ^c	94.5 ± 0.9 ^B
0.8 mm	84.7 ± 1.8 ^c	94.6 ± 0.9 ^B
1.0 mm	85.5 ± 0.8 ^c	95.0 ± 0.5 ^B
Lithia-disilicate-based (0.8 mm)	75.2 ± 1.4 ^b	90.7 ± 1.7 ^A
Metal-ceramic (0.3 mm)	100.2 ± 0.5 ^d	100.2 ± 0.5 ^C

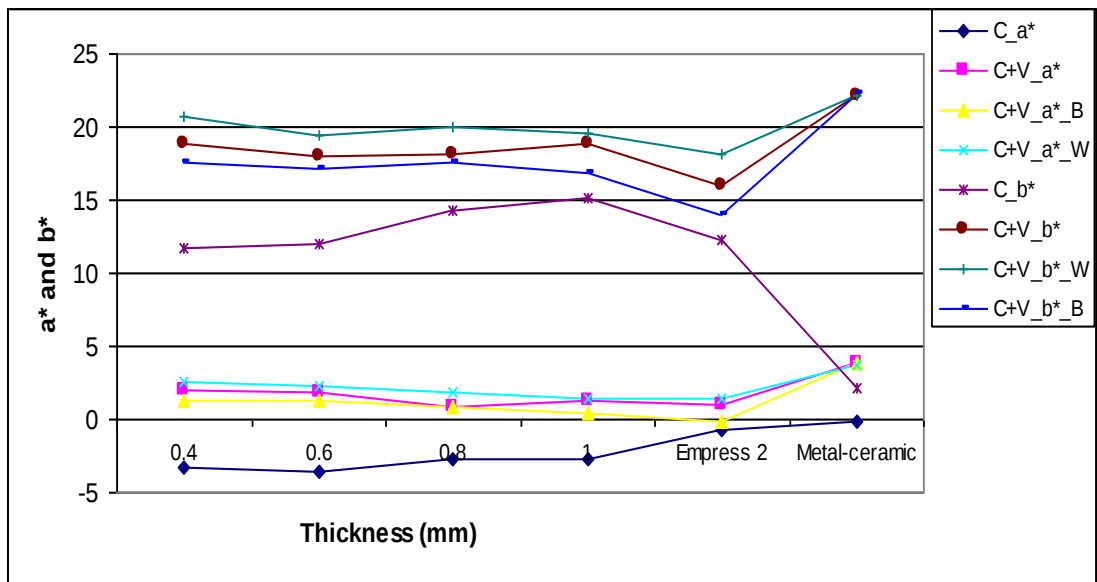
ตัวอักษรยกที่เหมือนกันแสดงว่าไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เมื่อวัดสีของเซรามิกหลังจากเคลือบด้วยพอร์ซเลนโดยวางวัสดุบนพื้นสีดำและสีขาว พบว่าสีของชั้นทดสอบเซรามิกทุกชั้นมีการเปลี่ยนแปลง โดยค่า $L^*a^*b^*$ มีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อวัดสีบนพื้นสีขาว และมีค่าลดลงเมื่อวัดสีบนพื้นสีดำ (รูปที่ 8) จากผลการทดลองนี้แสดงว่าสีของพื้นหลัง มีผลต่อสีของวัสดุเซรามิกเนื่องจากยังมีความโปร่งแสงบางส่วน สีของครอบฟันที่มีการเปลี่ยนแปลงหลังการลองและยึดครอบบนเดือยฟันโลหะและเดือยฟันสำเร็จรูปเป็นการแสดงว่าเซอรโคเนียเป็นวัสดุที่โปร่งแสงบางส่วน

สีของครอบฟันเซรามิกก่อนที่วัดก่อนและหลังการยึดครอบฟัน พบการเปลี่ยนแปลงของสีดังแสดงในรูปที่ 9-11 จากผลการทดลองพบว่า การเปลี่ยนแปลงของค่า Lab ของครอบฟันทุกซี่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ค่าความสว่างหรือค่า L มีแนวโน้มลดลงเมื่อลองบนพื้นหลักที่มีพื้นเดือยโลหะคลุมบนเนื้อฟันที่เหลืออยู่ ส่วนค่า a มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ในขณะที่ค่า b ไม่เปลี่ยนแปลง ส่วนพื้นหลักที่ใช้เดือยสำเร็จรูปและวัสดุอุดสีเหมือนฟันคลุมบนเนื้อฟันที่เหลืออยู่พบว่าค่า L และ a มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น ส่วนค่า b ไม่เปลี่ยนแปลง

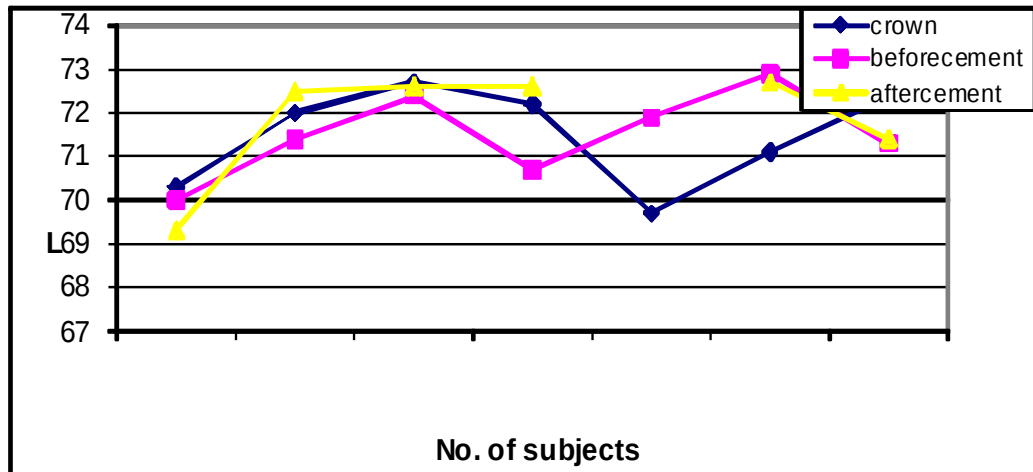


(a)

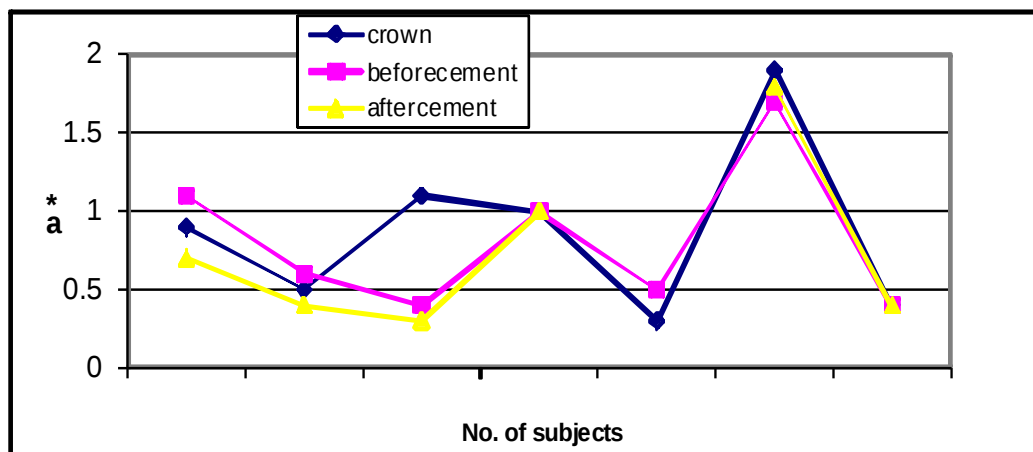


(b)

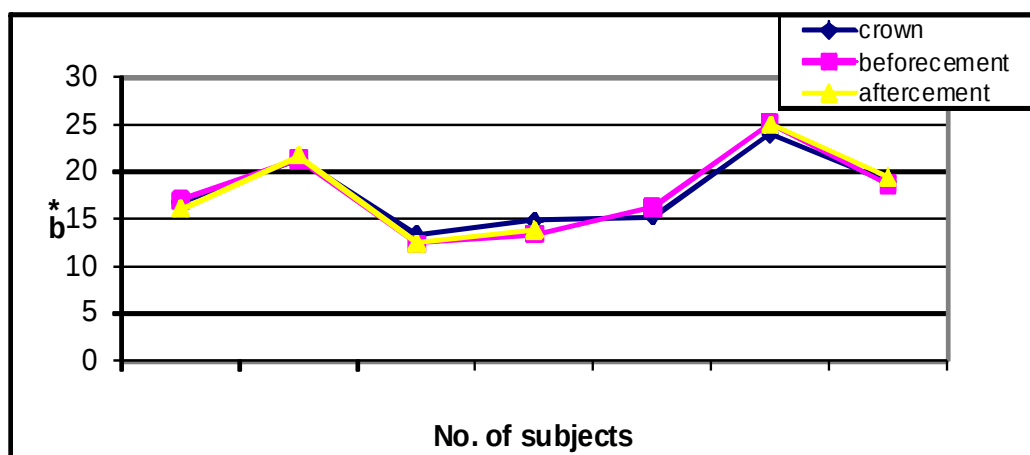
รูปที่ 8 สีของเซรามิกหลังจากเคลือบด้วยฟอร์ซเลนโดยวางวัสดุบนพื้นสีดำและสีขาว (a) ค่า L^* (b) ค่า a^*b^*



(a)

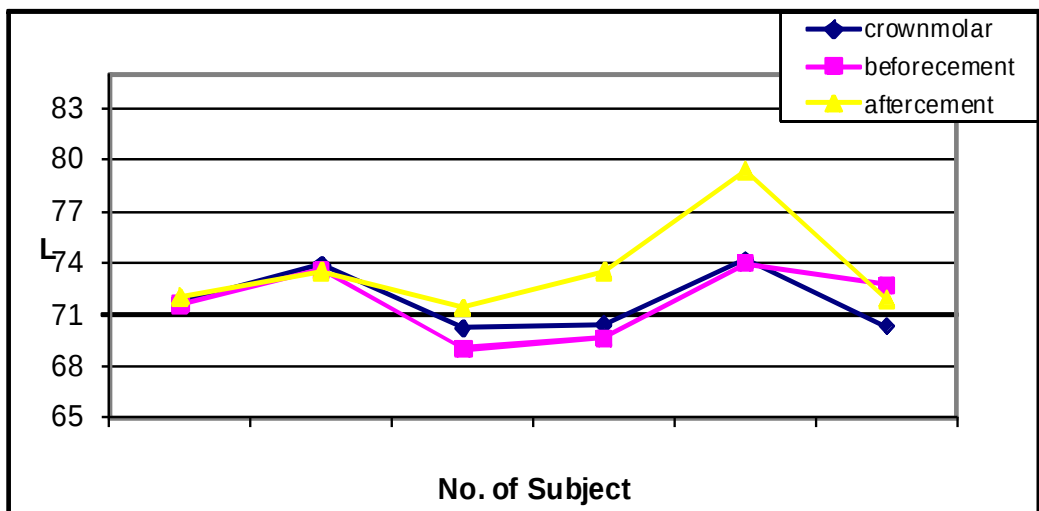


(b)

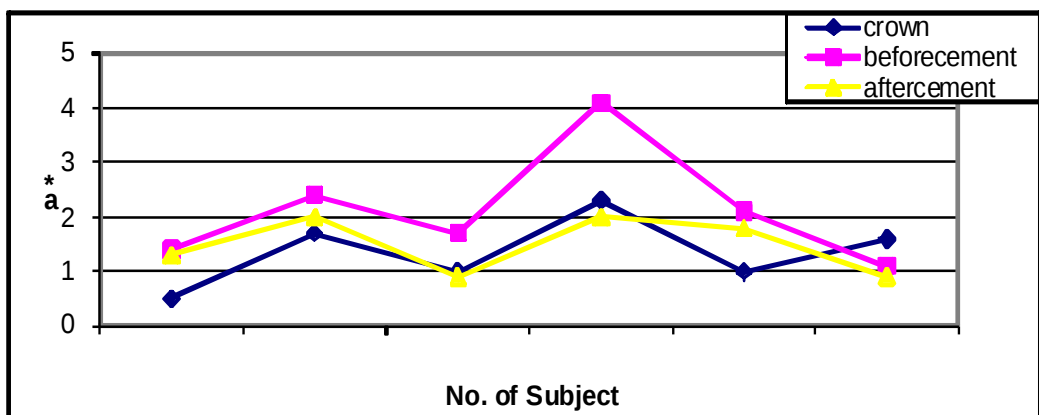


(c)

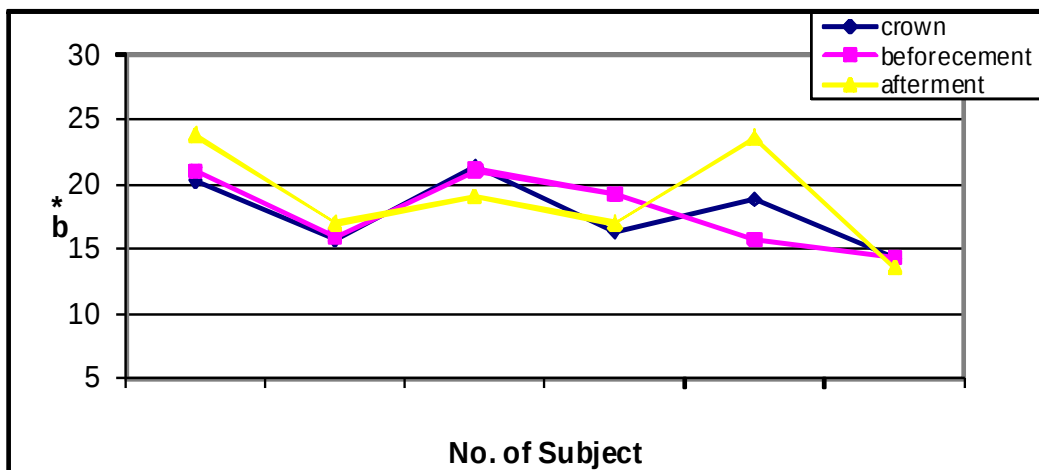
รูปที่ 9 ค่า L^* , a^* , and b^* ของครอบฟันที่ยึดบนฟันกรามน้อยหลักที่มีฟันเดียวโลหะคลุมบนเนื้อฟันที่เหลืออยู่



(a)

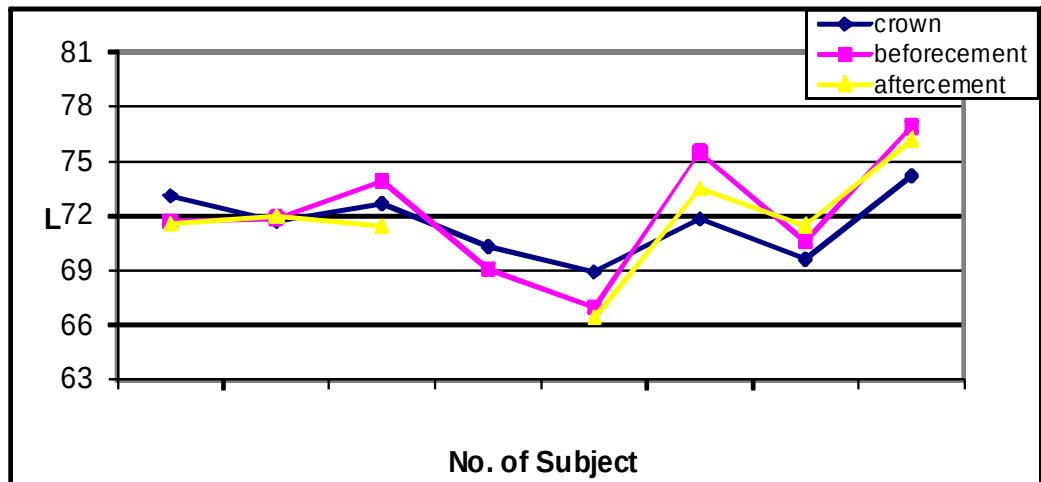


(b)

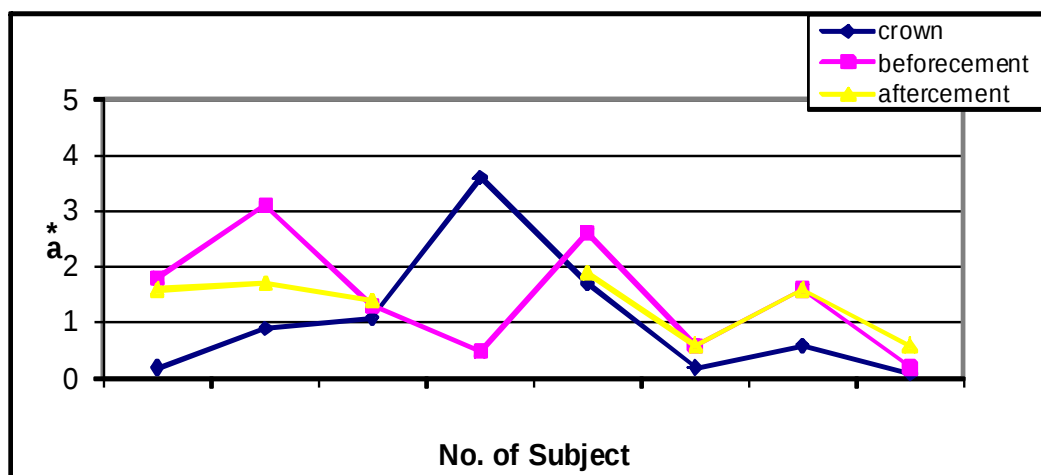


(c)

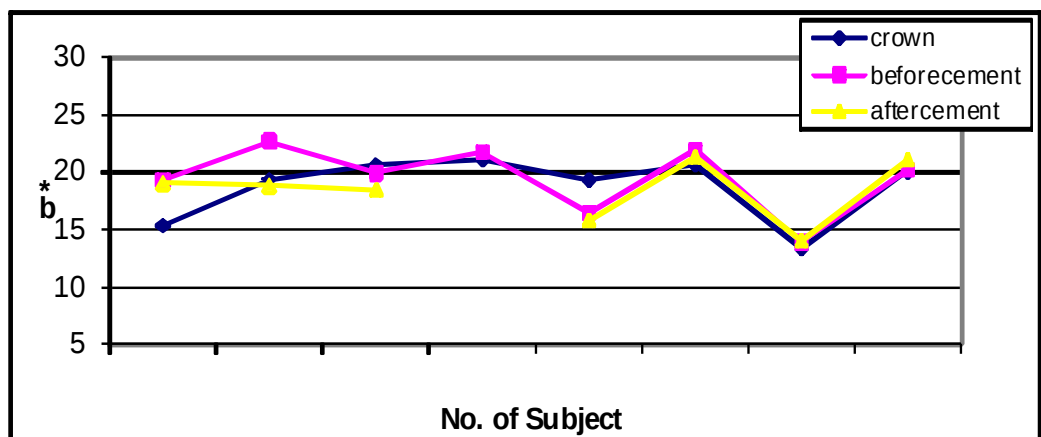
รูปที่ 10 ค่า L*, a*, and b* ของครอบฟันที่ยึดบนฟันกรามหลักที่มีฟันเดียวโลหะคลุมบนเนื้อฟันที่เหลืออยู่



(a)



(b)



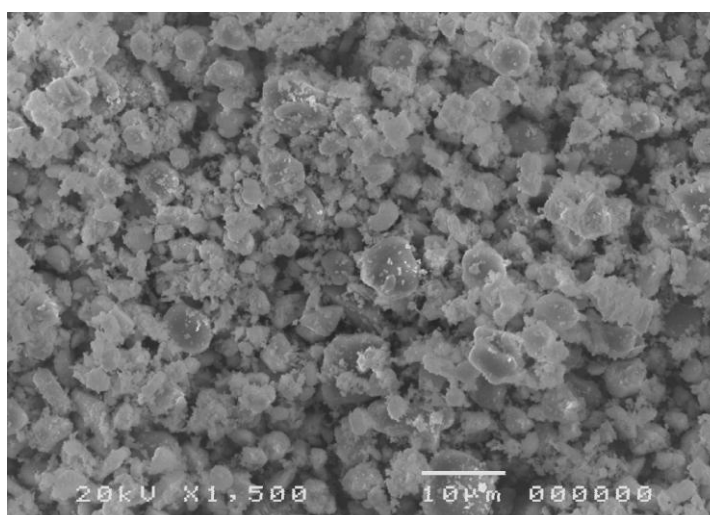
(c)

รูปที่ 11 ค่า L^* , a^* , and b^* ของครอบฟันที่ยึดบนฟันกรามหลักที่ใช้ได้อย่างสำเร็จรูปและวัสดุอุดสีเหมือนฟันคลุมบนเนื้อฟันที่เหลืออยู่

2. การศึกษาสมบัติทางกายภาพและทางกลของเซรามิกที่นำมาใช้ในการทำโครงซึ่งมีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบและขึ้นรูปโดยวิธี slip-cast technique และ CAD-CAM

ขนาดและลักษณะของผงก่อนการขึ้นรูป

ขนาดและลักษณะของผงก่อนการขึ้นรูปของเซอร์โคเนียที่เติมแก้ว (glass-infiltrated ceramic) แสดงในรูปที่ 12 ขนาดของผงจากรูปภาพที่ได้จากSEM พบว่ามีขนาดเล็กกว่า 10 ไมครอน แต่จากการวัดโดยใช้เครื่อง particle analyzer พบว่า ผงมีขนาด 363 – 1659 ไมครอน อาจเนื่องจากการเกิด agglomeration ของผงที่มีขนาดเล็ก สำหรับเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM วัสดุที่ใช้กลึงเป็นแท่งที่ pre-sintered มาก่อน หลังการขึ้นรูปจึงเผาอีกครั้งให้ได้สมบัติตามที่กำหนดไว้



รูปที่ 12 ลักษณะของผงก่อนการขึ้นรูปของผงเซอร์โคเนียที่เติมแก้ว ผงมีขนาด 363 – 1659 ไมครอน

จากการวิเคราะห์ส่วนประกอบของผง โดยใช้วิธี X-ray fluorescence technique และการวิเคราะห์หาชนิดของผลึก โดยใช้ X-ray diffraction technique สำหรับเซอร์โคเนียที่เติมแก้วและเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM ส่วนประกอบและชนิดของผลึกที่ได้จากการวิเคราะห์ ได้แสดงในตารางที่ 7

ตารางที่ 7 ส่วนประกอบและชนิดของผลึกของวัสดุเซอร์โคเนีย

วัสดุ	ส่วนประกอบ (wt%)	ชนิดของผลึก
เซอร์โคเนียที่เติมแก้ว	Al ₂ O ₃ 80.9	ZrO ₂ Tetragonal, monoclinic Al ₂ O ₃ Rhombohedral
	ZrO ₂ 11.8	
	CeO ₂ 7.3	
เซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM	ZrO ₂ 98.2	ZrO ₂ Tetragonal, monoclinic
	Y ₂ O ₃ 1.4	
	Al ₂ O ₃ 0.1	
	MgO 0.2	

การวิเคราะห์หาค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัด

ค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัดของเซอรโคเนียที่เดิมแก้วและเซอรโคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM ได้แสดงในตารางที่ 8

ตารางที่ 8 ค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัดของวัสดุเซอรโคเนีย

วัสดุ	ความเหนียวด้านการแตกหัก (MPa·m ^{1/2})	ความทนแรงดัด (MPa)
เซอรโคเนียที่เดิมแก้ว	5.4 ± 0.7	193 ± 16
เซอรโคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM	8.6 ± 1.1	358 ± 85

บทวิจารณ์

การตรวจและบันทึกสุขภาพในช่องปากและสภาพของครอบฟันหลังจากการยึดครอบ พบว่าสภาพของครอบฟันหลังจากการยึดครอบอยู่ในสภาพดี ผู้ป่วยใช้งานได้ดีและมีความพึงพอใจต่อสีและการใช้งานของครอบฟัน การเรียกผู้ป่วยกลับมาตรวจหลังการยึดครอบเพื่อตรวจสอบสภาพของครอบฟันรวมทั้งสภาพของเนื้อเยื่อรอบๆ หลังการใช้งานที่ระยะเวลา 1-5 ปี ซึ่งสภาพของครอบฟันรวมทั้งสภาพของเนื้อเยื่อเป็นดัชนีชี้วัดประสิทธิภาพในการใช้งานของครอบฟันเซรามิกล้นชนิดเซอรโคเนียซึ่งจะมีการรายงานผลหลังการเรียกผู้ป่วยกลับมาตรวจต่อไป

การวัดสีตามระบบ CIE Lab (รูปที่ 2) ค่าสีของฟันธรรมชาติและครอบฟันจะอยู่ในแถบสีส้มน้ำตาลและมีความโปร่งแสง เนื่องจากโครงเซรามิกมีค่าความทึบแสงน้อยกว่าโลหะ การใช้โครงเซรามิกในการทำครอบฟันจึงสามารถเลียนแบบสีฟันธรรมชาติได้ง่ายกว่าและมีความสวยงามกว่า แต่อย่างไรก็ตามความโปร่งแสงของโครงเซรามิกขึ้นกับส่วนประกอบด้วย โดยจากผลการทดสอบจากงานวิจัยที่ผ่านมา พบว่าโครงเซรามิกชนิดเซอรโคเนียมีความทึบแสงเท่ากับโครงโลหะ³⁰⁻³¹ โดยแสงไม่สามารถส่องผ่านได้เลย ทำให้การใช้โครงเซอรโคเนียอาจจะไม่สวยงามเท่าครอบฟันเซรามิกล้นชนิดอื่นๆ จากผลการทดลองนี้พบผลที่แตกต่างจากการทดลองที่กล่าวมาข้างต้น โดยพบว่า โครงเซอรโคเนียไม่ทึบแสงเท่ากับโครงโลหะ รวมทั้งถ้าโครงเซอรโคเนียมีความหนา 0.4 มม ก็มีความทึบแสงใกล้เคียงกับโครงโลหะเคลือบไดโครมิตที่มีความโปร่งแสงปานกลาง ดังนั้นอาจทำให้ต้องพิจารณาชนิดของเดือยฟันที่จะใช้ เนื่องจากสีของเดือยฟันอาจทำให้สีของครอบฟันเกิดการเปลี่ยนแปลงได้โดยเฉพาะเดือยฟันที่ทำจากโลหะเงา จากรูปที่ 9-11 จะเห็นว่าไม่ว่าจะใช้เดือยฟันชนิดใดก็ทำให้สีของครอบฟันหลังการยึดครอบเกิดการเปลี่ยนแปลงได้ ฟันกรามน้อยที่ใช้เดือยฟันโลหะเงามีค่าสีที่เปลี่ยนแปลงน้อยที่สุด อาจเนื่องมาจากเดือยฟันโลหะเงามีขนาดเล็กตามขนาดของซี่ฟันกรามน้อยที่มีขนาดเล็กกว่าฟันกราม ทำให้สีโลหะไม่มีผลต่อสีของครอบฟันมากนัก ส่วนฟันกรามที่ใช้เดือยฟันโลหะเงามีค่าสีหลังการยึดครอบที่เปลี่ยนแปลงไป โดยค่าความสว่าง (L) มีแนวโน้มลดลง ส่วนค่า a มีแนวโน้มเพิ่มขึ้น (รูปที่ 10) การเพิ่มขึ้นหรือลดลงของค่า b ไม่สามารถสรุปได้ ส่วนฟันกรามที่ใช้เดือยฟันสำเร็จรูปและคอมพอสิตมีค่าสีหลังการยึดครอบที่เปลี่ยนแปลงไป โดยค่าความสว่าง (L) อาจลดลงหรือเพิ่มขึ้นตามสีเนื้อฟันที่เหลืออยู่และวัสดุคอมพอสิต ส่วนค่า a และ b มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเช่นเดียวกันกับกลุ่มที่ใช้เดือยฟันโลหะเงา

สำหรับค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัดของเซอร์โคเนียที่เดิมแก้วและเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM มีค่าแตกต่างกันเนื่องจากมีส่วนประกอบที่ต่างกัน สำหรับเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM มีค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัดที่มากกว่าเนื่องจากมี กลไกที่ใช้เพิ่มความต้านทานต่อการแตกหัก (toughening mechanism) ที่รู้จักกันดี คือการเปลี่ยนรูปร่างของผลึกเมื่อได้รับแรง หรือ transformation toughening mechanism ส่วนเซอร์โคเนียที่เดิมแก้วมีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบในปริมาณที่ไม่มาก (ตารางที่ 7) กลไกที่ใช้เพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักจึงมีผลไม่มาก สำหรับค่าความเหนียวด้านการแตกหักของเซอร์โคเนียที่เดิมแก้วและเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM ที่ได้จากการทดสอบครั้งนี้มีค่ามากกว่าค่าที่รายงานจากบริษัทผู้ผลิต และจากการศึกษาอื่น¹⁵ ทั้งนี้เนื่องจากวิธีการทดสอบที่ไม่เหมือนกัน (SEVNB และ indentation fracture toughness) และการเตรียม V-notch ที่ค่อนข้างยากที่จะทำให้ส่วนปลายของ V-notch แหลมคมโดยใช้ razor blade เนื่องจากเซอร์โคเนียเป็นวัสดุที่แข็งแรงมาก razor blade อาจไม่สามารถทำให้ส่วนปลายของ V-notch แหลมคมได้ การตรวจสอบบริเวณพื้นผิวที่แตกหัก (fracture surface analysis) อาจให้ข้อมูลของการแตกหักได้ ถ้าจุดเริ่มแตกหักของชิ้นทดสอบไม่ได้เริ่มจากปลาย V-notch อาจเป็นสาเหตุที่ทำให้ค่าความเหนียวด้านการแตกหักของเซอร์โคเนียมีค่าสูงมากกว่าที่ควรจะเป็น ซึ่งผู้วิจัยจะได้ดำเนินการตรวจสอบบริเวณพื้นผิวที่แตกหักต่อไปเพื่อใช้เป็นข้อมูลในการปรับปรุงวิธีการเตรียมชิ้นทดสอบ

สำหรับค่าความทนแรงดัดของเซอร์โคเนียที่เดิมแก้วและเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM มีค่าน้อยกว่าผลการทดสอบอื่นๆ^{15,31-33} ทั้งนี้เนื่องจากวิธีการทดสอบที่ไม่เหมือนกัน (3-point and 4-point bending, or biaxial flexural test) ในการทดสอบนี้ใช้วิธี 4-point bending ซึ่งให้ค่าความทนแรงดัดที่น้อยกว่าวิธี 3-point bending มาก อย่างไรก็ตาม ค่าความทนแรงดัดของเซอร์โคเนียที่เดิมแก้วมีค่าน้อยกว่าของเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM ซึ่งผลที่ได้สอดคล้องกับผลจากการการทดสอบอื่นๆ¹⁵ และเป็นผลที่สอดคล้องกับค่าความเหนียวด้านการแตกหักของวัสดุทั้งสองกลุ่มนี้ด้วย

ในการเตรียมวัสดุหรือการตกแต่งวัสดุในการใช้งานทางคลินิกอาจมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัดของวัสดุที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบ จากผลการวิจัยที่ผ่านมาพบว่า การเป่าทราย (sandblasting) หรือ การกรอแต่ง (grinding) ทำให้ค่าความทนแรงดัดมีค่าเพิ่มขึ้น³⁴⁻³⁶ โดยการเพิ่มนี้เป็นผลมาจากการเปลี่ยน phase ของผลึกจาก tetragonal เป็น monoclinic ทำให้เกิดชั้นของ compressive stress ที่ผิวของวัสดุ ซึ่งความแข็งแรงที่เพิ่มขึ้นอาจเป็นข้อดีในแง่ของการป้องกันการแตกหัก แต่ความคงทนของวัสดุในแง่อื่นๆควรมีการพิจารณาด้วย เนื่องจากสภาพการใช้งานในช่องปากที่มีความชื้นและอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงในช่องปากจากอาหารและเครื่องดื่ม รวมทั้งแรงบดเคี้ยวที่อาจมากถึง 800 นิวตัน อาจทำให้วัสดุสูญเสียความแข็งแรงได้ระหว่างการใช้งาน

สรุปผลการทดสอบ

1. สภาพของครอบฟันเซอร์โคเนียหลังจากการยึดครอบอยู่ในสภาพดี ผู้ป่วยใช้งานได้ดีและมีความพึงพอใจต่อสีและการใช้งานของครอบฟันเซอร์โคเนีย
2. โครงเซอร์โคเนียมีความทึบแสงน้อยกว่าโครงโลหะ สีของฟันหรือวัสดุที่ใช้อุดฟันหรือสีของซีเมนต์ที่ใช้ยึดครอบอาจมีผลต่อสีของครอบฟันเซอร์โคเนียได้
3. เซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดยวิธี CAD-CAM มีค่าความเหนียวด้านการแตกหักและความทนแรงดัดที่มากกว่าเซอร์โคเนียที่เดิมแก้วเนื่องจากมีกลไกที่ใช้เพิ่มความต้านทานต่อการแตกหัก (toughening mechanism) หรือ transformation toughening mechanism

เอกสารอ้างอิง

1. Anusavice KJ, "Phillip's science of dental materials," 10th edition, W.B. Saunders Company, Philadelphia, PA, 1996.
2. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 1996;7:134-43.
3. Sherrill CA, O'Brien WJ. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. J Dent Res 1974;53:683-90.
4. Seghi RR, Denry IL, and Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent 1995;74:145-50.
5. Cattell MJ, Knowles JC, Clarke RL, and Lynch EJ. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. J Dent 1999;27:183-96.
6. Cattell MJ, Clarke RL, and Lynch EJ. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics- Part I. J Dent 1997;25:399-407.
7. Strub LR, Beschmidt S. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont 1998;11:602-9.
8. Scherrer SS, De Rijk WG, and Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. Int J Prosthodont 1996;9:580-5.
9. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. Int J Prosthodont 2003;16:177-82.
10. Scurria MS, Bader JD, and Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: Prostheses and abutments. J Prosthet Dent 1998;79:459-64.
11. Fairhurst CW. Dental ceramics: The state of the science. Adv Dent Res 1992;6:78-81.
12. Piddock V, Qualtrough A. Dental ceramics – an update. J Dent 1990;18: 227-35.
13. Barreiro MM, Riesgo O, and Vicente EE. Phase identification in dental porcelains for ceramometallic restorations. Dent Mater 1989;5:51-7.
14. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater 2004;20:441-8.
15. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, 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.
16. Wang H, Pallav P, Isgro G, and Feilzer AJ. Fracture toughness comparison of three test methods with four dental porcelains. Dent Mater 2007;23:905-10.
17. Rahaman MN "Ceramic processing and sintering" Marcel and Dekker Inc., New York, 1995.
18. Jones DW, Wilson HJ. Porosity in dental ceramics. Brit Dent J 1975;138:16-21.
19. ISO/FDIS 6872 : Dentistry - ceramic materials, the International Organization for Standardization, 2007.
20. Mecholsky JJ Jr.. Fracture mechanics principles. Dent Mater 1995;11:111-2.
21. Kelly JR, Giordano R, Poher R, and Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. Int J Prosthodont 1990;3:430-40.
22. Oh Ws, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed

- partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;87:536-42.
23. Mecholsky JJ Jr. Fractography: determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater* 1995;11:113-6.
 24. Taskonak B, Mecholsky JJ Jr, and Anusavice KJ. Fracture Surface Analysis of Clinically Failed Fixed Partial Dentures. *J Dent Res* 2006;85:277-81.
 25. Taskonak B, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 2005;26:3235–41.
 26. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*. 2005 32(3):180-7.
 27. Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Franz Hämmerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int*. 2006 37(9):685-93.
 28. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006 96(4):237-44.
 29. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle C. Five-Year Clinical Results of Zirconia Frameworks for Posterior Fixed Partial Dentures . *Int J Prosthodont* 2007;20:383–8.
 30. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88:4-9
 31. Chen Y, Smales RJ, Yip K, Sunga W. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater* 2008; 24:1506–11.
 32. Yilmaz H, Cemal Aydin, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 2007;98:120-8.
 33. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:125-31.
 34. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005;33:9–18.
 35. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15: 426–33.
 36. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005; 21:454–63.

Output จากโครงการวิจัยที่ได้รับทุนจาก สกว.

1. ผลงานตีพิมพ์ในวารสารวิชาการนานาชาติ
K. SUPUTTAMONGKOL, A WONGLAMSAM, T EIAMPONGPAIBOON, S MALLA, K.J. ANUSAVICE. Surface roughness resulting from wear of lithia-disilicate-based posterior crowns. *Wear* (2010), doi:[10.1016/j.wear.2010.04.015](https://doi.org/10.1016/j.wear.2010.04.015)
2. ผลงานตามที่คาดว่าจะตีพิมพ์
Translucency of zirconia-based ceramic crowns คาดว่าจะส่งตีพิมพ์ในวารสาร International Journal of Prosthodontics
3. การเสนอผลงานในที่ประชุมวิชาการ
โดยการเสนอผลงานแบบโปสเตอร์ในที่ประชุม 84th General Session & Exhibition of the IADR ของ International Association for Dental Research ที่ ในวันที่ 13 – 17 กรกฎาคม 2553 เรื่อง “Color of zirconia-based posterior crowns” และ “Contrast ratio of zirconia-based dental ceramic” ที่ เมือง Barcelona ประเทศ Spain

Color of zirconia-based posterior crowns

Kallaya Suputtamongkol, DDS, PhD*, Chantana Tulapornchai, DDS,MSc , Jatupol Mamanee,DDS, Nopparat Tongpun, BS.

Prosthodontics Department, Faculty of Dentistry, Mahidol University, Thailand

Objective: The objective of this study was to determine the effect of a color of an underlying structure on the overall color of zirconia-based all-ceramic posterior crowns.

Materials and Methods: Twenty-one posterior crowns were made for twenty subjects, using the CAD-CAM technique for a zirconia core ceramic and conventional condensation and sintering methods for a veneering ceramic. (ZENO®, WIELAND Dental and Technik GmbH & Co, Germany, and IPS e. max Ceram, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) Twenty-one posterior crowns were divided into three groups. Seven premolar crowns and six molar crowns were cemented onto abutments with a metal post and core in the first and second group. In the third group, eight molar crowns were cemented onto abutments with a prefabricated post and a composite core built-up. The thicknesses of each core and core plus veneering were measured three times at buccal and occlusal surfaces. The color measurements of all crowns were made using a shade measurement device before try-in, before and after cementation using the CIE-Lab parameters. A repeated measure ANOVA was used for statistical analysis at $\alpha = 0.05$.

Results: The means thickness of the core ceramics were 0.6- 0.7 mm at the buccal surface for premolar and molar crowns. L*, a*, and b* values did not show a significant change when compared the values obtained before try-in, before and after cementation for all ceramic crowns. ($p>0.05$) However, L* values of ceramic crowns with metal cast post and core appeared to be decreased and a* was increased when comparing between before try-in and before cementation. No notable change of the L* values in the third group was observed, but a*and b* were increased when comparing between before try-in and before cementation.

Conclusions: Slight shade differences were observed for all-ceramic crowns before try-in, before and after cementation. These results indicated that color of an underlying structure had a minor effect on the overall color of zirconia-based posterior crown.

Keywords: color, dental ceramics, crown, zirconia

Contrast ratio of zirconia-based dental ceramic

Chantana Tulapornchai, DDS, MSc , Kallaya Suputtamongkol, DDS, PhD, Wannaporn Kamchatphai , DDS, Nopparat Tongpun, BS.

Prosthodontics Department, Faculty of Dentistry, Mahidol University, Thailand

Objective: The objective of this study was to determine the effect of thickness on the opacity of zirconia-based dental ceramic.

Materials and Methods: 24 rectangular zirconia specimens (ZENO®, WIELAND Dental and Technik GmbH & Co, Germany), with a dimension of 15x15 mm and four different thicknesses, i.e., 0.4, 0.6, 0.8, and 1.0 mm, were prepared in a laboratory. These core specimens were cut from a zirconia block and fired according to the manufacturer's recommendations. ZirLiner and dentin porcelain (IPS e. max Ceram, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, shade A3 Vita Lumin Vacuum) were applied and sintered on each core specimen. All specimens were finished to a final thickness of 1.5 ± 0.1 mm and glazed. Contrast ratios of each specimen (core, and core+veneer) were measured three times using a spectrophotometer. The means contrast ratio before and after veneering of each group were calculated and statistical analyses of the data was performed using two-way ANOVA. ($\alpha = 0.05$)

Results: Contrast ratios or core opacity of zirconia specimens were significantly increased from 70.5 to 85.5% as their thicknesses were increased from 0.4 to 1 mm. ($p < 0.05$) No significant difference was found between the contrast ratios of zirconia core specimens with thicknesses between 0.6 to 1.0 mm. After veneering to a final thickness of 1.5 mm, their contrast ratios were increased to 92 – 95 %. Specimens with a core thickness of 0.4 mm had the lowest contrast ratio either before or after veneering compared with other groups. ($p < 0.05$)

Conclusions: The opacity of zirconia core ceramic was affected by its thickness modification. An increase in opacity was observed when the thickness of zirconia core ceramic was increased. A significant increase in opacity was also observed after layering the zirconia core with veneering ceramic.

Keywords: color, dental ceramics, crown, zirconia, contrast ratio, opacity