



ผลของการกรอแต่งเซอริโคเนียใสต่อความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟสและ
ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

EFFECT OF GRINDING ON SURFACE ROUGHNESS, PHASE ANALYSIS AND BIAxIAL
FLEXURAL STRENGTH OF TRANSLUCENT ZIRCONIA

ชาลิสา วงศ์จิรสวัสดิ์

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2563

ผลของการรอตแต่งเซอร์โคเนียใส่ต่อความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์ห้องค์ประกอบทางเฟสและ
ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน



ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

EFFECT OF GRINDING ON SURFACE ROUGHNESS, PHASE ANALYSIS AND BIAxIAL
FLEXURAL STRENGTH OF TRANSLUCENT ZIRCONIA



CHALISA WONGJIRASAWAD

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of MASTER OF SCIENCE
(Clinical Dentistry)

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2020

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ผลของการรอกแต่งเซอร์โคเนียใสต่อความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟสและ

ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

ของ

ชาลิสา วงศ์จิรสวัสดิ์

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก ประธาน
(อาจารย์ ดร.วิบูลย์ ไพศาลกอบฤทธิ) (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ตุลย์ ศรีอัมพร)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ศิริจันทร์ เจียรพุดผิ)

ชื่อเรื่อง	ผลของการกรอแต่งเซอร์โคเนียใส่ต่อความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟสและค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน
ผู้วิจัย	ชาลิสสา วงศ์จิรสวัสดิ์
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2563
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร. วิบูลย์ไพศาลกอบภุทธิ

เซอร์โคเนียเป็นวัสดุที่นิยมนำมาใช้ในทางทันตกรรม โดยเป็นวัสดุที่มีความแข็งผิวสูง การกรอแต่งจึงทำได้ยาก จึงมีการผลิตหัวกรอพิเศษสำหรับเซอร์โคเนียโดยเฉพาะ การศึกษาในครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทราบถึงค่าความหยาบพื้นผิว องค์ประกอบทางเฟส และค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียใส่ที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอชนิดต่าง ๆ โดยแบ่งเซอร์โคเนียออกเป็น 4 กลุ่มกลุ่มละ 10 ชิ้น ได้แก่ กลุ่มที่ 1 เซอร์โคเนียที่ไม่ได้มีการกรอแต่ง (กลุ่มควบคุม) กลุ่มที่ 2 เซอร์โคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาร์บอนน้ำเงิน กลุ่มที่ 3 เซอร์โคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาร์บอน-ขาว และกลุ่มที่ 4 เซอร์โคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน ซึ่งสองกลุ่มสุดท้ายเป็นหัวกรอสำหรับเซอร์โคเนียโดยเฉพาะ ทำการกรอเป็นเวลา 30 วินาที โดยผู้วิจัยเพียงคนเดียว นำมาวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติความแปรปรวนทางเดียวและเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วยสถิติของเซฟเฟ ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ($\alpha = 0.05$) พบว่าเซอร์โคเนียในทุกกลุ่มที่มีการกรอแต่งปรากฏมอนอคลินิกเฟส และมีค่าความหยาบผิวเพิ่มขึ้นจากกลุ่มควบคุม เซอร์โคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาร์บอนน้ำเงินมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนน้อยกว่าเซอร์โคเนียในกลุ่มควบคุมและกลุ่มที่ถูกกรอด้วยหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้ยังพบว่าเซอร์โคเนียที่ถูกกรอด้วยหัวกรอสำหรับเซอร์โคเนียโดยเฉพาะทั้ง 2 ชนิด มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม จึงสรุปได้ว่าการกรอแต่งเซอร์โคเนียใส่ด้วยหัวกรอเฉพาะสำหรับเซอร์โคเนียไม่ทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในทางตรงกันข้ามการกรอด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาร์บอนน้ำเงินทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คำสำคัญ : เซอร์โคเนีย, การกรอแต่ง, ค่าความหยาบผิว, องค์ประกอบทางเฟส, ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน, หัวกรอ, มอนอคลินิกเฟส

Title EFFECT OF GRINDING ON SURFACE ROUGHNESS, PHASE ANALYSIS AND BIAXIAL FLEXURAL STRENGTH OF TRANSLUCENT ZIRCONIA

Author CHALISA WONGJIRASAWAD

Degree MASTER OF SCIENCE

Academic Year 2020

Thesis Advisor Dr. Vibul Paisankobrit

Zirconia is commonly used in dentistry due to the high value of its surface hardness, but grinding is difficult. There are specific burs for grinding a zirconia. The purpose of this study was to evaluate the effect of grinding on surface roughness, phase analysis and biaxial flexural strength of translucent zirconia. The specimens were randomly divided into four groups (n= 10). Group 1: control group; Group 2: specimens were grinded by blue diamond burs; Group 3: specimens were grinded by red-white diamond burs; and group 4: the specimens were grinded by heatless stone burs. The last two groups were particularly for grinding a zirconia. The specimens were grinded for 30 seconds by one well-trained researcher. The data were statistically analyzed by One-Way ANOVA and Scheffe's test ($\alpha = 0.05$). The results showed that all the grinded zirconia were presented in the monoclinic phase and the roughness was increased in comparison with the control group. The biaxial flexural strength of specific burs (group 3 and 4) had no significant differences with the control group (p-value > 0.05). On the contrary, the biaxial flexural strength of zirconia in group 1 had significantly decreased compared to the control group (p-value < 0.05). In conclusion, grinding translucent zirconia with specific burs did not significantly decrease biaxial flexural strength. Nevertheless, grinding with blue diamond burs significantly decreased the biaxial flexural strength of translucent zirconia.

Keyword : Zirconia, Grinding, Surface roughness, Biaxial flexural strength, Burs, Monoclinic phase

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้จะเสร็จสมบูรณ์มิได้ หากปราศจากคำแนะนำอันเป็นประโยชน์จาก อ.ทพ.ดร.วิบูลย์ ไพศาลกอบฤทธิ์ ที่ปรึกษางานวิจัย ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษา คำแนะนำ และข้อเสนอแนะต่าง ๆ ที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย รวมถึงการดูแลเอาใจใส่ของอาจารย์ที่ทำให้ งานวิจัยนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ทพญ.ดร.ศิริจันทร์ เจียรพุดิ รวมถึงคณาจารย์ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒทุกท่านที่กรุณาให้ความรู้และความช่วยเหลือต่าง ๆ ตลอดจนคณะกรรมการสอบเค้าโครงร่างปริญญาานิพนธ์และคณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญาานิพนธ์ทุกท่าน

นอกจากนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณเจ้าหน้าที่คลินิกบัณฑิตศึกษาภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ศูนย์เครื่องมือวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่เอื้อเฟื้อสถานที่และอุปกรณ์ในการทำวิจัย อีกทั้งยังได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากทุนอุดหนุนการวิจัยประเภทเงินรายได้หน่วยงาน สังกัดคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ทางผู้วิจัยจึงใคร่ขอกราบขอบพระคุณผู้มีพระคุณดังกล่าวมา ณ ที่นี้

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณครอบครัว นายธนาตย์ คุณภัทรวรวิจ รวมถึงเพื่อน ๆ ทุกคน ที่ให้กำลังใจและคอยให้ความช่วยเหลือมาโดยตลอด ทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้

ชาลิสา วงศ์จิรสวัสดิ์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง.....	1
ความมุ่งหมายของงานวิจัย.....	3
ความสำคัญของการวิจัย.....	3
รูปแบบวิธีวิจัย.....	3
ขอบเขตการวิจัย.....	4
ประชากรที่ใช้ในการวิจัย.....	4
กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย.....	4
ตัวแปรที่ศึกษา.....	4
คำสำคัญ.....	4
กรอบแนวคิดการวิจัย.....	5
สมมติฐานในการวิจัย.....	5
บทที่ 2 ทบทวนวรรณกรรม.....	6
เซรามิกที่ใช้ในงานทันตกรรม.....	6
ประวัติและความเป็นมาของเซอร์โคเนีย.....	9

ลักษณะโครงสร้างของเซอร์โคเนีย	9
1. กระบวนการทรานสฟอร์มเมชันทัฟเฟนนิ่ง (Transformation toughening)	11
2. การเสื่อมสภาพที่อุณหภูมิต่ำ (Low temperature degradation; LTD)	12
ชนิดของเซอร์โคเนียเซรามิกส์ที่นำมาใช้ทางทันตกรรม	14
1. ยิทเทรีย-สเตบิลไลซ์เทตระโกนอลเซอร์โคเนียโพลีคริสตัล (Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal; Y-TZP)	14
2. กลาสอินฟิลเทรตเซอร์โคเนียทัฟเทนอะลูมินา (Glass infiltrated zirconia-toughened alumina; ZTA)	15
3. แมกนีเซียพาร์เชียลลิสเตบิลไลซ์เซอร์โคเนีย (Magnesia partially stabilized zirconia; Mg-PSZ)	16
คุณสมบัติของเซอร์โคเนีย	16
1. คุณสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของเซอร์โคเนีย (Biocompatibility)	16
1.1 ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่ออ่อน (Biocompatibility on soft tissues)	16
1.2 ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อแข็ง (Biocompatibility on hard tissues)	16
2. คุณสมบัติเชิงกลของเซอร์โคเนีย	17
3. คุณสมบัติความแนบสนิทของวัสดุบูรณะกับฟันหลัก	17
การรอตแต่งเซอร์โคเนีย	17
คุณสมบัติที่ต้องการทดสอบ	23
1. ความหยาบผิว (Surface roughness)	23
2. การตรวจวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบทางเฟส (Phase analysis)	27
3. ความแข็งแรงจากการโค้งงอ (Flexural strength)	28
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	30
การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง	30
วัสดุที่ใช้ในการวิจัย	31

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย.....	31
ขั้นตอนการทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล.....	32
1. การเตรียมชิ้นงาน.....	32
2. การกำหนดบริเวณในการกรอแต่งชิ้นงาน	35
3. การกรอแต่งชิ้นงาน.....	36
4. การทดสอบความหยาบผิว	38
5. การตรวจวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบทางเฟส (Phase analysis)	39
7. ทดสอบหาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength).....	39
การวิเคราะห์ข้อมูล	42
บทที่ 4 ผลการดำเนินงานวิจัย	43
ผลการศึกษาทางสถิติเชิงพรรณนา (Descriptive statistics)	43
ผลการทดสอบการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA)	48
ผลการเปรียบเทียบรายคู่ของค่าเฉลี่ยโดยใช้ Post hoc tests.....	48
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.....	51
สรุปผลการวิจัย	51
อภิปรายผลการวิจัย	52
ข้อเสนอแนะ	57
บรรณานุกรม.....	59
ภาคผนวก.....	68
ประวัติผู้เขียน.....	70

สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 การจัดกลุ่มเซรามิกสำหรับฟันปลอมติดแน่นเพื่องานทันตกรรมโดยใช้คุณสมบัติเชิงกล .6	
ตาราง 2 แสดงองค์ประกอบและคุณสมบัติของ Katana™ Zirconia STML 33	33
ตาราง 3 อุณหภูมิที่ใช้ในการเผาเซอริโคเนียหล่อ Katana™ Zirconia STML 34	34
ตาราง 4 แสดงค่าความหยาบผิวโดยเฉลี่ย 43	43
ตาราง 5 แสดงองค์ประกอบทางเฟส 45	45
ตาราง 6 แสดงค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน 48	48
ตาราง 7 แสดงการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (BFS)..... 49	49
ตาราง 8 แผนการดำเนินงาน 58	58

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดการวิจัย	5
ภาพประกอบ 2 การจำแนกเซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรมตามโครงสร้างระดับจุลภาค	8
ภาพประกอบ 3 สะพานฟันที่ทำจากเซอร์โคเนีย	9
ภาพประกอบ 4 แสดงผลึกเซอร์โคเนียทั้ง 3 รูปแบบเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ.....	10
ภาพประกอบ 5 กระบวนการทราฟเฟอร์เมชันทัฟเฟนิง	12
ภาพประกอบ 6 การเสื่อมสลายของเซอร์โคเนียที่อุณหภูมิต่ำโดยน้ำ	13
ภาพประกอบ 7 ภาพ SEM ในกลุ่มควบคุมที่ขึ้นรูปด้วย CAD/CAM	21
ภาพประกอบ 8 ความหยาบผิว Ra	24
ภาพประกอบ 9 ความหยาบผิว Rz.....	25
ภาพประกอบ 10 ลักษณะตัวอย่างพื้นผิว Sa และสูตรการคำนวณ.....	26
ภาพประกอบ 11 ลักษณะตัวอย่างพื้นผิวค่า Sq และสูตรการคำนวณ.....	26
ภาพประกอบ 12 ลักษณะตัวอย่างพื้นผิวค่า Sdr และสูตรการคำนวณ	27
ภาพประกอบ 13 การทดสอบการโค้งงอแบบ 3 จุด และ 4 จุด	29
ภาพประกอบ 14 การทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน	29
ภาพประกอบ 15 เซอร์โคเนียบล็อก ยี่ห้อ Katana™ Zirconia STML สี A3.....	32
ภาพประกอบ 16 ขนาดชิ้นงานตามมาตรฐาน ISO 6872 (The International Organization for Standardization, 2015)	33
ภาพประกอบ 17 การตั้งโปรแกรมอุณหภูมิในการเผาเซอร์โคเนีย	34
ภาพประกอบ 18 เครื่องเผาเซรามิก (Zirconia sintering furnaces; Sintra Plus, Shenpaz Dental Ltd, Israel).....	35

ภาพประกอบ 19 ขนาดของชิ้นงานวัดด้วยเครื่องวัดดิจิทัลไมโครมิเตอร์ (Digital micrometer; Park tool, USA).....	35
ภาพประกอบ 20 ขั้นตอนการกำหนดบริเวณในการกรอแต่งชิ้นงาน.....	36
ภาพประกอบ 21 หัวกรอที่ใช้ในการกรอแต่งชิ้นงาน.....	37
ภาพประกอบ 22 การวัดความหนาผิว.....	38
ภาพประกอบ 23 เครื่อง X-Ray Diffractometer (XRD)	39
ภาพประกอบ 24 เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัดระบบไฮดรอลิก (Universal testing machine Instron 8872, Instron, UK).....	41
ภาพประกอบ 25 การทดสอบค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน	41
ภาพประกอบ 26 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์ชนิดสแตอริโอแสดงพื้นผิวของเซอร์โคเนียในแต่ละกลุ่มที่กำลังขยาย 25 เท่า	44
ภาพประกอบ 27 กราฟแสดงองค์ประกอบทางเฟสของเซอร์โคเนียโดยเครื่อง X-Ray Diffractometer (XRD) ผ่านโปรแกรมโทปาส (TOPAS).....	47
ภาพประกอบ 28 แผนภูมิเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกน.....	50
ภาพประกอบ 29 แสดงการกระจายตัวของข้อมูล (Normality test)	68
ภาพประกอบ 30 แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของประชากรโดยใช้ Levene's test.....	68
ภาพประกอบ 31 แสดงผลการทดสอบการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way Anova)	69
ภาพประกอบ 32 แสดงการเปรียบเทียบพหุคูณแบบ Scheffe.....	69

บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

ในอดีตการบูรณะครอบฟัน (Crown) และสะพานฟัน (Bridge) นิยมใช้วัสดุที่ทำมาจากโลหะ (Metal restoration) และโลหะเซรามิก (Metal-ceramic restoration) แต่ในปัจจุบันได้รับความนิยมลดลง เนื่องจากปัญหาด้านความสวยงามจากสีของโลหะและการบิ่นในส่วนเซรามิกของครอบฟันโลหะเซรามิก จึงมีแนวคิดในการพัฒนาวัสดุสีเหมือนฟันให้มีความสวยงามและเพิ่มความแข็งแรงให้มากขึ้น การบูรณะฟันด้วยวัสดุสีเหมือนฟันจึงได้รับความนิยมเพิ่มขึ้นเป็นอย่างมาก เนื่องจากมีความสวยงาม สามารถตอบสนองความต้องการของผู้ป่วยและยังมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี แข็งแรง สามารถนำมาใช้งานเป็นครอบฟันเซรามิกล้วน (All-ceramic crown) ได้⁽¹⁾

เซรามิก (Ceramic) เป็นวัสดุชนิดหนึ่งที่ยิมนำมาใช้ในงานทันตกรรมบูรณะ เนื่องจากให้สีและความสวยงามที่ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติเป็นอย่างมาก สามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อภายในช่องปาก (Biocompatibility)⁽²⁾ มีความต้านทานต่อการสึกและมีความแข็งแรงที่ดี ใช้ในงานทันตกรรมบูรณะได้หลากหลาย เซรามิกชนิดแรกที่ถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรม คือ เฟลด์สปาทิกเซรามิก (Feldspathic ceramics) ซึ่งมีความใสมากแต่มีความแข็งแรงน้อย แดงง่าย⁽³⁾ จึงมีการพัฒนาเพิ่มความแข็งแรงของเซรามิกให้ทนแรงกดและสามารถรับแรงที่ใช้ในการบดเคี้ยวได้ดี ใช้งานได้ในระยะยาว ทั้งยังมีความสวยงามอีกด้วย⁽⁴⁾

เซอร์โคเนีย (Zirconia) เป็นเซรามิกที่ถูกพัฒนาให้มีความแข็งแรงสูง มีคุณสมบัติทางกายภาพและคุณสมบัติเชิงกลที่ดี เช่น มีค่าความแข็งแรงต่อการโค้งงอ (Flexural strength) 900 - 1,200 เมกะปาสคาล (Megapascal; MPa) ค่าความทนทานต่อการแตกหัก (Fracture toughness) อยู่ที่ 8 - 10 MPa(m)^{1/2} (4, 5) มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก และไม่เกิดพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity) นอกจากนี้ยังมีการเกิดกระบวนการทรานสฟอร์มเมชันที่ฟเฟนนิ่ง (Transformation toughening) เป็นการเปลี่ยนจากเทตระโกนอลเฟส (Tetragonal phase) ไปเป็นมอนอคลินิกเฟส (Monoclinic phase) ทำให้อณูภาคเซอร์โคเนียมีปริมาตรเพิ่มขึ้น เกิดเป็นความเค้นแรงอัด (Compressive stress) บริเวณรอบรอยแตก เป็นเหตุให้รอยแตกขยายตัวลดลง⁽⁶⁾

⁷⁾ ส่งผลให้มีความแข็งแรงมากยิ่งขึ้น

แม้ว่าเซอร์โคเนียจะออกแบบและขึ้นรูปขึ้นงานด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD-CAM; Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing) หรือที่เรียกว่าระบบแคดแคม⁽⁸⁾ แต่ในขั้นตอนการใส่ชิ้นงานในช่องปากพบว่า ในหลายครั้งชิ้นงานที่ได้ไม่แนบสนิทกับฟันหลัก

(Abutment) อาจเกิดจากการมีจุดที่ค้ำอยู่ เช่น บริเวณจุดสัมผัสที่ด้านประชิด (Contact point) หรือบริเวณพื้นผิวด้านใน (Inner surface) ซึ่งก่อนจะยึดครอบฟันกับฟันหลักนั้นต้องมีการกรอพื้นผิวด้านในของชิ้นงานเล็กน้อยเพื่อให้แนบสนิทกับฟันหลัก แต่การกรอส่งผลให้พื้นผิวมีความหยาบเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจทำให้คุณสมบัติเชิงกลของเซอริโคเนียเปลี่ยนแปลงไป ใน ค.ศ. 1975 Garvie และคณะศึกษาถึงการกรอแต่งส่งผลให้ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอของเซอริโคเนียเพิ่มขึ้น⁽⁹⁾

เนื่องจากเซอริโคเนียเป็นวัสดุที่มีความแข็งผิวสูงทำให้การกรอแต่งทำได้ยากจึงยังคงเป็นที่สงสัยว่าควรนำหัวกรอทั่วไปมาใช้หรือไม่ ทำให้มีการผลิตหัวกรอพิเศษสำหรับเซอริโคเนียโดยเฉพาะ ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้ ผู้วิจัยใช้หัวกรอยี่ห้อ Jota หัวกรอเร็วจากเพชรคาร์บอไดมอนด์แดง-ขาว (Red-white diamond burs) กับหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน (Heatless stone burs) ในชุดกรอแต่งเซอริโคเนีย และใช้หัวกรออีก 1 ชนิด คือ หัวกรอเร็วจากเพชรคาร์บอไดมอนด์น้ำเงิน (Blue diamond burs) ซึ่งเป็นที่นิยมใช้อย่างแพร่หลายทางทันตกรรม เพื่อเปรียบเทียบถึงความแตกต่างของค่าความหยาบผิว (Surface roughness) การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟส (Phase analysis) และค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength) ของเซอริโคเนีย

อย่างไรก็ดี มีการศึกษาเกี่ยวกับการเสื่อมสภาพ (Aging) ของเซอริโคเนียพบว่า เมื่อวัสดุได้รับความเค้น (Stress) จากปัจจัยภายนอก เช่น การกรอแต่ง (Grinding) การเป่าทราย (Sandblasting) การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Thermal change) ความล้าสะสมจากการบิดเคี้ยว (Cyclic fatigue) รวมถึงการที่ชิ้นงานอยู่ในสภาวะเปียก (Wet environment) ส่งผลให้วัสดุเกิดการเสื่อมสภาพ (Degradation) เมื่อเซอริโคเนียสัมผัสกับสภาวะที่มีน้ำหรือความชื้นที่อุณหภูมิ 150 - 400 องศาเซลเซียสจะเกิดการเปลี่ยนแปลงจากเทอร์โมไดนามิกส์เป็นมอนอคลินิกเฟสอย่างต่อเนื่อง ส่งผลให้วัสดุมีปริมาตรเพิ่มขึ้นและเกิดความเค้น โดยเริ่มจากบริเวณผิววัสดุที่สัมผัสน้ำและเกิดการยกตัวของผิววัสดุในบริเวณดังกล่าว ทำให้เกิดรอยร้าว โดยหากมีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องจะมีน้ำแทรกซึมเข้ามาตามรอยร้าวดังกล่าวและทำให้เกิดปฏิกิริยาอย่างต่อเนื่อง ส่งผลให้รอยร้าวแผ่ขยายเข้ามาในแกนของวัสดุเป็นเหตุให้เกิดการแตกหักของวัสดุได้⁽¹⁰⁾

การกรอแต่งเซอริโคเนียจะส่งผลต่อค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอ โดยขึ้นอยู่กับปริมาตรของมอนอคลินิกเฟสที่เปลี่ยนแปลงมาจากเทอร์โมไดนามิกส์ แรงที่ใช้ในการกรอแต่ง⁽¹¹⁾ อุณหภูมิที่เกิดขึ้นระหว่างการกรอแต่ง⁽¹²⁾ และความเสถียรในการคงอยู่ของมอนอคลินิกเฟส⁽¹³⁻¹⁵⁾ เป็นต้น แต่ผลของการกรอแต่งเซอริโคเนียต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนยังไม่อาจสรุปได้แน่ชัดว่าจะเพิ่มขึ้นหรือลดลง จากการศึกษาใน ค.ศ. 2006 ของ Denry และคณะพบว่า เมื่อกรอแต่งเซอริ

โคเนียด้วยหัวกรอเร็วกากเพชรพร้อมน้ำ ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนเพิ่มขึ้นจากกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้มีการกรอแต่งอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และยังตรวจพบอนุภาคมอนอคลิสิกเฟสในกลุ่มที่มีการกรอแต่ง แต่ไม่พบในกลุ่มควบคุม⁽¹⁶⁾ ในขณะที่การศึกษาของ Kyung-Rok Lee และคณะใน ค.ศ. 2016 เกี่ยวกับการกรอแต่งเซอร์โคเนีย โดยใช้หัวกรอที่แตกต่างกัน 3 ชนิด สำหรับใช้กรอแต่งเซอร์โคเนีย พบว่าการใช้หัวกรอที่แตกต่างกันไม่ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้มีการกรอแต่ง⁽¹⁷⁾

อย่างไรก็ตาม การศึกษาส่วนมากก่อนหน้านี้ นิยมใช้เซอร์โคเนียชนิดทั่วไป (3Y-TZP) แต่ยังไม่มีการศึกษาใดที่ใช้เซอร์โคเนียใส (4Y-TZP) เพื่อศึกษาชนิดของหัวกรอที่แตกต่างกันมาใช้ในการกรอแต่งพื้นผิวด้านในของครอบฟันเซอร์โคเนียว่า ส่งผลอย่างไรต่อค่าความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์ห้องค์ประกอบทางเฟส และค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน เนื่องจากคุณสมบัติเชิงกลต่าง ๆ เหล่านี้ของวัสดุมีความสำคัญเมื่อนำมาใช้จริงในช่องปาก จึงเป็นที่มาของการศึกษาวิจัยนี้

ความมุ่งหมายของงานวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยตั้งความมุ่งหมายไว้ดังนี้

1. เพื่อทราบถึงค่าความหยาบและสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอที่แตกต่างกัน
2. เพื่อทราบถึงองค์ประกอบทางเฟสของเซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอที่แตกต่างกัน
3. เพื่อทราบถึงค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอที่แตกต่างกัน

ความสำคัญของการวิจัย

การวิจัยนี้เมื่อทราบถึงค่าความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์ห้องค์ประกอบทางเฟส และค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียใสที่เกิดขึ้นหลังจากการกรอแต่งด้วยหัวกรอที่แตกต่างกัน 3 ชนิด ในการกรอแต่งพื้นผิวด้านในของครอบฟันเซอร์โคเนีย เพื่อประโยชน์แก่การนำไปประยุกต์ใช้ทางคลินิกในการเลือกใช้หัวกรอสำหรับใช้กรอแต่งพื้นผิวด้านในของครอบฟันเซอร์โคเนียได้อย่างเหมาะสม

รูปแบบวิธีวิจัย

การวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (Experimental laboratory research)

ขอบเขตการวิจัย

ประชากรที่ใช้ในการวิจัย

1. เซอร์โคเนียใส ยี่ห้อ Katana™ Zirconia รุ่น STML (Super Translucent Multi Layered) สี A3
2. หัวกรอ 3 ชนิด ได้แก่ หัวกรอเร็วจากเพชรคาสีน้ำเงิน (Blue diamond burs) หัวกรอเร็วจากเพชรคาสีแดง-ขาว (Red-white diamond burs) และหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน (Heatless stone burs)

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย

1. เซอร์โคเนียใสที่ไม่มีการกรอแต่ง (Control group)
2. เซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแบบใช้น้ำด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาสีน้ำเงิน
3. เซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแบบใช้น้ำด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาสีแดง-ขาว
4. เซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอด้วยแบบไม่ใช้น้ำหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน

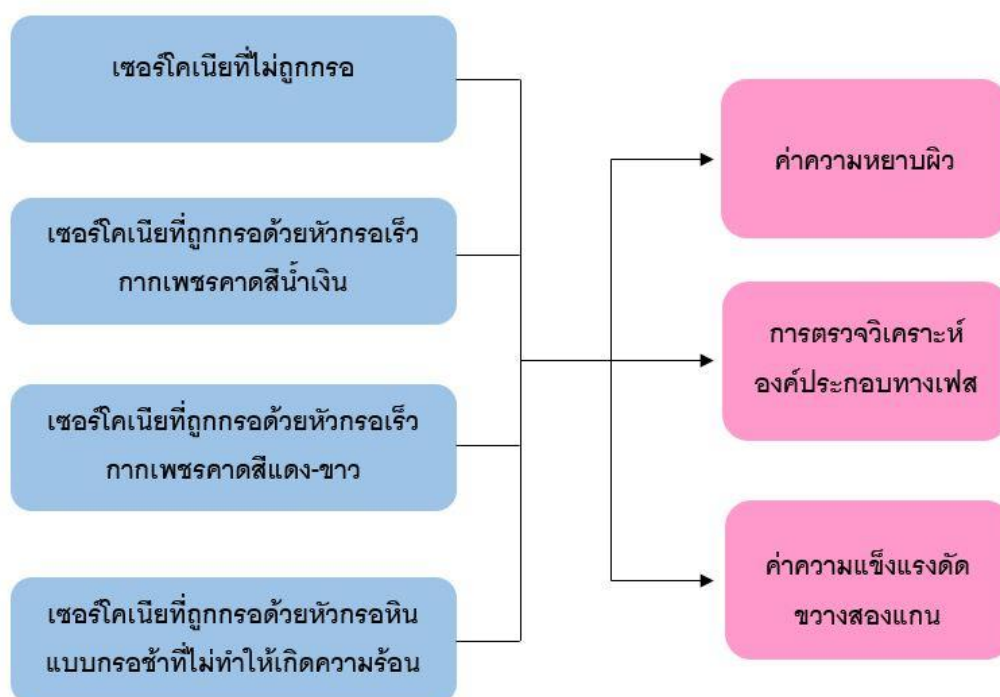
ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรอิสระ ได้แก่ ชนิดของหัวกรอ
2. ตัวแปรตาม ได้แก่ ค่าความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟส และค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

คำสำคัญ

“Zirconia-based ceramic”	เซรามิกชนิดเซอร์โคเนีย
“Y-TZP”	ยิทเทรียเตตระโกนัลเซอร์โคเนียโพลีคริสตัล
“Grinding”	การกรอแต่ง
“Surface roughness”	ความหยาบผิว
“Phase analysis”	องค์ประกอบทางเฟส
“Biaxial flexural strength”	ความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

กรอบแนวคิดการวิจัย



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดการวิจัย

สมมติฐานในการวิจัย

H_0 : ชนิดของหัวกรอไม่ส่งผลต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอรโคเนียใส่อย่างมีนัยสำคัญ

H_1 : ชนิดของหัวกรอส่งผลต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอรโคเนียใส่อย่างมีนัยสำคัญ

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรม

เซรามิกที่ใช้ในงานทันตกรรม

ปัจจุบันมีความนิยมนำเซรามิกมาใช้กับการทำครอบฟัน (Crown) และสะพานฟัน (Bridge) เป็นอย่างมาก เนื่องจากมีความสวยงามใกล้เคียงกับธรรมชาติและคนไข้ยังต้องการการรักษาทางทันตกรรมที่มีความสวยงามเพิ่มมากขึ้น โดยคุณสมบัติเด่นของเซรามิก คือ มีความเข้ากันได้ดีของเนื้อเยื่อชีวภาพ (Biocompatibility) และไม่เกิดการกัดกร่อน แต่ข้อเสีย คือ เปราะแตกได้ง่ายเมื่อมีแรงดึงหรือแรงเฉือนมากระทำ และยังเสื่อมสภาพได้ง่ายเมื่อนำมาใช้ในช่องปาก⁽⁴⁾ จึงมีการพัฒนาเพิ่มความแข็งแรงของเซรามิกให้สามารถทนทานต่อแรงกัดและการบดเคี้ยวให้ดียิ่งขึ้น โดยจากการศึกษาพบว่าแรงที่ใช้ในการกัด (Normal bite force) อยู่ในช่วง 2 - 150 นิวตัน⁽¹⁸⁾ ซึ่งแรงกัดสูงสุด (Maximum bite force) จะอยู่บริเวณฟันกรามใหญ่ซี่ที่ 1 มีค่า 300 - 880 นิวตันในผู้ใหญ่⁽¹⁹⁾ และพบค่าแรงบดเคี้ยวสูงสุดในฟันกรามน้อยเป็นร้อยละ 70 ของฟันกรามใหญ่ซี่ที่ 1 ส่วนในฟันหน้าจะเป็นร้อยละ 40 ของฟันกรามใหญ่ซี่ที่ 1 โดย Hagberg และคณะทำการศึกษพบว่าค่าเฉลี่ยของแรงกัดอยู่ที่ 130 - 230 นิวตัน⁽²⁰⁾ และจากการศึกษาของ Kiliaridis และคณะพบค่าเฉลี่ยแรงกัดสูงสุดของผู้หญิงและผู้ชายต่างกัน โดยในบริเวณฟันกรามใหญ่ซี่ที่ 1 ของผู้หญิงค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 650 นิวตัน และค่าเฉลี่ยในผู้ชายอยู่ที่ 807 นิวตัน⁽²¹⁾ โดยมาตรฐานระดับสากล 6782 (ISO 6782) แนะนำค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอ (Flexural strength) ขั้นพื้นฐานของชิ้นงานทางทันตกรรมบูรณะเอาไว้ดังตาราง 1

ตาราง 1 การจัดกลุ่มเซรามิกสำหรับฟันปลอมติดแน่นเพื่องานทันตกรรมโดยใช้คุณสมบัติเชิงกล

Class	Recommended clinical indications	Flexural strength [MPa] minimum value for mean
1	a) Monolithic ceramic for single-unit anterior prostheses, veneers, inlays, or onlays adhesively cemented.	50
	b) Ceramic for coverage of a metal framework or a ceramic substructure.	50

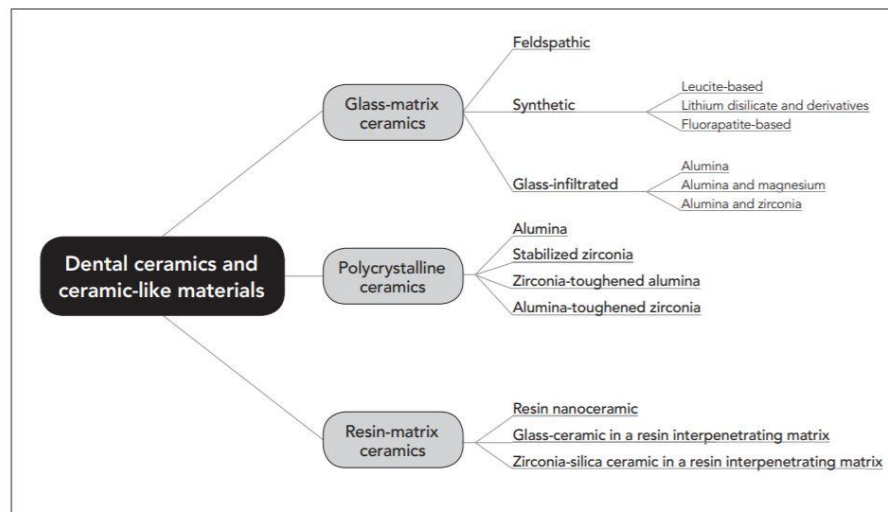
ตาราง 1 (ต่อ)

Class	Recommended clinical indications	Flexural strength [MPa] minimum value for mean
2	a) Monolithic ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses adhesively cemented.	100
	b) Partially or fully covered substructure ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses adhesively cemented.	100
3	a) Monolithic ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses and for three-unit prostheses not involving molar restoration adhesively or non-adhesively cemented.	300
	b) Partially or fully covered substructure ceramic for single-unit anterior or posterior prostheses and for three-unit prostheses not involving molar restoration adhesively or non-adhesively cemented.	300
4	a) Monolithic ceramic for three-unit prostheses involving molar restoration.	500
	b) Partially or fully covered substructure ceramic for three-unit prostheses involving molar restoration.	500
5	a) Monolithic ceramic for prostheses involving partially or fully covered substructure for four or more units or fully covered substructure for prostheses involving four or more units.	800

ที่มา : ISO-Standards. ISO 6872-2015 Dentistry-ceramic materials.2015;4: 5.⁽²²⁾

เซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรมสามารถจำแนกตามโครงสร้างระดับจุลภาค (Micro-structure) ได้ 3 กลุ่มใหญ่⁽³⁾ ดังภาพประกอบ 2 ได้แก่ กลุ่มที่ 1 เป็นกลุ่มที่มีองค์ประกอบของแก้ว (Glass matrix ceramics) เช่น ในกลุ่มเฟลสปาทิกเซรามิก (Feldspatic ceramics) ซึ่งมีความใสมากแต่มีความแข็งแรงน้อย โดยมีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงออยู่ที่ 98 - 101 MPa⁽²³⁾ ต่อมามี

การพัฒนาเพิ่มความแข็งแรงโดยเติมแร่ธาตุลูไซต์ (Leucite-based ceramics) ซึ่งมีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงออยู่ที่ 160 - 180 MPa⁽²⁴⁾ นอกจากนี้ยังมีการพัฒนาลิเทียมไดซิลิเกตเซรามิก (Lithium disilicate glass ceramics) มีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอ 300 - 400 MPa⁽²⁵⁾ ซึ่งเซรามิกชนิดนี้เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน จากนั้นมีการพัฒนาโดยนำอะลูมินามาใช้เป็นส่วนประกอบหลัก (Alumina-based ceramics) โดยมีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงออยู่ที่ 236 - 600 MPa สามารถใช้ทำครอบฟันหน้าและฟันหลังได้แต่เนื่องจากมีความทึบแสง จึงมีการเติมแมกนีเซียมเข้าไป (Alumina and magnesium-based ceramics) ทำให้ได้ความใสมากกว่าในกลุ่มอะลูมินา แต่กลับมีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอลดลงอยู่ที่ 400 MPa⁽²⁶⁾ โดยมักใช้ในการทำครอบฟันหน้า กลุ่มที่ 2 กลุ่มโพลีคริสตัลไลน์เซรามิก (Polycrystalline ceramics) ซึ่งไม่มีองค์ประกอบของแก้ว เช่น กลุ่มเซอร์โคเนีย (Zirconia) ที่ประกอบด้วยผลึกออกไซด์ของเซอร์โคเนีย โดยมีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงออยู่ที่ 900 - 1,200 MPa^(4, 5) จึงสามารถนำมาสร้างครอบฟันหลังและสะพานฟันหลังได้ กลุ่มที่ 3 เป็นกลุ่มเซรามิกที่มีการเพิ่มเรซินเข้าไป (Resin-matrix ceramics) โดยมีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงออยู่ที่ 105 - 178 MPa⁽²⁷⁾

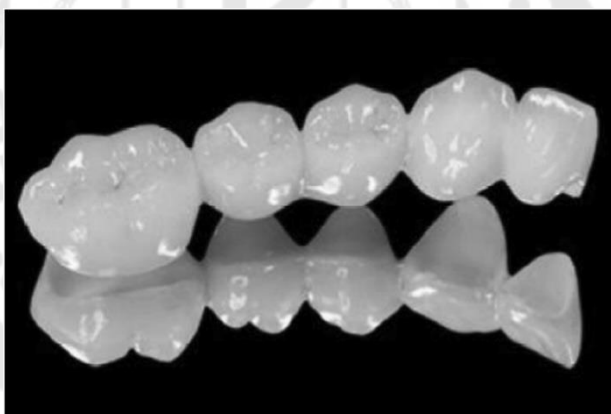


ภาพประกอบ 2 การจำแนกเซรามิกที่ใช้ในทางทันตกรรมตามโครงสร้างระดับจุลภาค

ที่มา : Stefano Gracis, Van P.Thompson, Jonathan L. Ferencz, Nelson R. F. A. Silva, Estevam A. Bonfante. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. International Journal of Prosthodontics.2015;28(3):229.⁽³⁾

ประวัติและความเป็นมาของเซอร์โคเนีย

ปัจจุบันมีความนิยมใช้เซอร์โคเนียในทางทันตกรรมเพิ่มมากขึ้น ใน ค.ศ. 1789 Martin Heinrich Klaproth นักเคมีชาวเยอรมันค้นพบโลหะออกไซด์เซอร์โคเนีย^(2, 28) ซึ่งปกติแล้วเซอร์โคเนียที่เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติจะไม่พบในลักษณะบริสุทธิ์ แต่จะพบในรูปแบบของแร่เซอร์คอน ($ZrSiO_4$) กระจายอยู่ในหินแกรนิตร้อยละ 80 โดยในการผลิตผงเซอร์โคเนียต้องผ่านกระบวนการแยกส่วนประกอบแต่ละแร่ธาตุอย่างมีประสิทธิภาพเพื่อให้ผงเซอร์โคเนียมีความบริสุทธิ์ ก่อนที่จะนำมาผลิตเป็นเซรามิกล้วนสำหรับใช้ในทางทันตกรรม⁽²⁾ เนื่องจากคุณสมบัติของเซอร์โคเนียที่มีความแข็งแรง มีความเข้ากันได้ดีของเนื้อเยื่อชีวภาพ ทนทานต่อการสึกกร่อน และมีความเฉื่อยต่อปฏิกิริยาเคมีดังที่ได้กล่าวข้างต้น ต่อมาใน ค.ศ. 1993 Luethy และคณะ นำเซอร์โคเนียเซรามิกมาใช้ในทางทันตกรรมเป็นครั้งแรก โดยนำมาสร้างเป็นเดือยฟัน⁽²⁹⁾ จากนั้นใน ค.ศ. 1997 Wohlwend และคณะ นำเซอร์โคเนียมาสร้างหลักยึดรากเทียม (Implant abutment) เป็นครั้งแรก⁽³⁰⁾ แล้วจึงมีการนำมาพัฒนางานครอบฟันและสะพานฟัน ดังภาพประกอบ 3



ภาพประกอบ 3 สะพานฟันที่ทำจากเซอร์โคเนีย

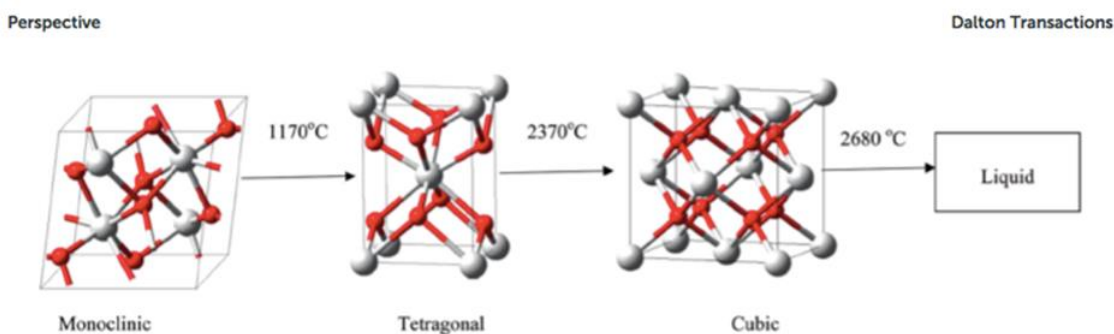
ที่มา : Ji Y, Zhang X, Wang X, Che Z, Yu X, Yang H. Zirconia bioceramics as all-ceramics crowns material: a review. Rev Adv Mater Sci. 2013;34(1):72-8.⁽³¹⁾

ลักษณะโครงสร้างของเซอร์โคเนีย

เซอร์โคเนียหรือเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ (Zirconium dioxide; ZrO_2) นั้นจัดอยู่ในกลุ่มโพไลคริสตัลไลน์เซรามิก หรือออกไซด์เซรามิก (Oxide ceramics) ซึ่งประกอบไปด้วยคริสตัลไลน์เฟส

อย่างเดี่ยวเป็นผลึกอยู่ติดกันแน่น ไม่มีซิลิกาเป็นส่วนผสมอยู่ ผลึกคริสตัลประกอบไปด้วยอะตอมของเซอร์โคเนียและอะตอมของออกซิเจนซึ่งจะเรียงตัวอยู่รอบ ๆ อะตอม เป็นผลึกโพลีคริสตัลออกไซด์ (Polycrystal oxide) โดยที่รูปร่างของผลึกนั้นมีทั้งหมด 3 รูปแบบด้วยกันขึ้นอยู่กับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไป ประกอบด้วยมอนอคลินิกเฟส (Monoclinic phase) เทตระโกนอลเฟส (Tetragonal phase) และคิวบิกเฟส (Cubic phase)⁽³²⁾

เซอร์โคเนียจะมีความเสถียรของผลึกมอนอคลินิกเฟสที่อุณหภูมิห้องและมีความเสถียรไปจนกระทั่งที่อุณหภูมิ 1,170 องศาเซลเซียส เมื่อเพิ่มอุณหภูมิถึงช่วงระหว่าง 1,170 – 2,370 องศาเซลเซียส พบว่า เกิดผลึกรูปเป็น เทตระโกนอล และเมื่ออุณหภูมิเพิ่มขึ้นถึง 2,370 องศาเซลเซียส เกิดผลึกรูปคิวบิกหรือรูปลูกบาศก์ เรียกว่า คิวบิกเฟส^(33, 34) ดังภาพประกอบ 4 ซึ่งในระยนี้วัสดุจะมีความใสมาก กระบวนการเปลี่ยนเฟสของผลึกคริสตัลเหล่านี้สามารถเปลี่ยนกลับไปมาได้ตามการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ เรียกการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกลักษณะนี้ว่าการเปลี่ยนเป็นโครงสร้างมาร์เทนไซต์ (Martensitic transformation) โดยโครงสร้างนี้จะมีความเสถียรที่อุณหภูมิต่ำ การเปลี่ยนแปลงเป็นโครงสร้างมาร์เทนไซต์เป็นส่วนสำคัญที่ทำให้เซอร์โคเนียสามารถกลับคืนรูปร่างเดิมได้⁽³⁵⁾



ภาพประกอบ 4 แสดงผลึกเซอร์โคเนียทั้ง 3 รูปแบบเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ

ที่มา : Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. Dalton Transactions. 2016;45(48):19194-215.⁽³⁶⁾

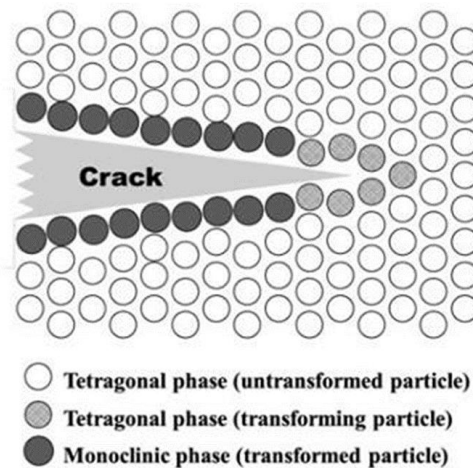
1. กระบวนการทรานสฟอร์มเมชันทัฟเฟนนิ่ง (Transformation toughening)

นอกจากเซอร์โคเนียจะมีรูปร่างเป็นผลึกตามอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไปแล้ว รูปร่างของผลึกที่แตกต่างกันยังทำให้มีปริมาตรที่แตกต่างกันอีกด้วย โดยขนาดของผลึกมอнокลิติกจะมีปริมาตรมากที่สุด มากกว่าผลึกในเทระโกนอลถึงร้อยละ 4.4 และผลึกเทระโกนอลจะมีปริมาตรมากกว่าผลึกคิวบิกอยู่ถึงร้อยละ 2.3

ขณะที่ทำการเผาเซอร์โคเนีย อุณหภูมิจะค่อย ๆ เพิ่มขึ้นจนอยู่ระหว่าง 1,500 - 1,700 องศาเซลเซียส เซอร์โคเนียจะอยู่ในรูปเทระโกนอล เมื่อมีการลดอุณหภูมิลงมาจนอยู่ที่อุณหภูมิห้องนั้นจะเปลี่ยนแปลงผลึกมาเป็นรูปแบบมอнокลิติก ซึ่งผลึกลักษณะนี้มีปริมาตรที่เพิ่มขึ้นจากผลึกแบบเทระโกนอลถึงร้อยละ 4.4 กระบวนการเปลี่ยนแปลงรูปร่างผลึกจากเทระโกนอลมาเป็นมอнокลิติก (Tetragonal-monoclinic transformation)⁽⁶⁾ สามารถผันกลับได้ตามอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไป และจะเกิดที่อุณหภูมิ 950 องศาเซลเซียส กระบวนการนี้จะมีผลต่อคุณสมบัติของเซอร์โคเนีย คือ เมื่อเกิดการเพิ่มปริมาตรของผลึกคริสตัลจากการเย็นตัวลงหลังเผา เซอร์โคเนียจะทำให้เกิดความเค้น (Stress) ภายในเนื้อวัสดุ และเกิดรอยร้าว (Crack) ภายในส่งผลให้วัสดุอาจแตกออกเป็นชิ้นเล็ก ๆ และเกิดความเสียหายทันที (Catastrophic failure)

จากปัญหาที่เกิดขึ้นจึงมีการศึกษาคิดค้นวิธีการที่จะทำให้เซอร์โคเนียมีความเสถียรที่อุณหภูมิห้อง ใน ค.ศ. 1929 Ruff และคณะ ได้ค้นพบวิธีการเติมสารออกไซด์ที่ช่วยเพิ่มความเสถียร (Stabilizing oxide) ได้แก่ แมกนีเซียมออกไซด์ (MgO) แคลเซียมออกไซด์ (CaO) ยิทเทรียมออกไซด์ (Y₂O₃) และซีเรียมออกไซด์ (CeO₂)⁽³⁴⁾ ประมาณร้อยละ 3 – 8 mol⁽³⁷⁾ เข้าไปในเซอร์โคเนียเพื่อช่วยให้ผลึกของเทระโกนอลเสถียรที่อุณหภูมิห้อง จะยับยั้งไม่ให้เกิดการเปลี่ยนรูปผลึกอย่างสมบูรณ์ เซอร์โคเนียจะคงสภาพเป็นผลึกเทระโกนอลที่อุณหภูมิห้อง เรียกว่า พาร์เชียลสเตบิลิซเซอร์โคเนีย (Partial stabilized zirconia) เมื่อมีแรงกระทำหรือวัสดุเกิดรอยร้าวจะเกิดการเปลี่ยนแปลงปริมาตรจากเทระโกนอลมาเป็นมอнокลิติกบริเวณส่วนปลายของรอยร้าวที่เกิดขึ้น ซึ่งผลึกมอнокลิติกจะมีปริมาตรมากกว่าผลึกเทระโกนอลอยู่ร้อยละ 4.4 ปริมาตรที่เพิ่มขึ้นของผลึกนั้นจะทำให้เกิดแรงบีบอัด (Compressive force) รอบ ๆ รอยร้าวช่วยปิดรอยร้าวนั้นได้^(6, 7) และเนื่องจากจะต้องใช้พลังงานไปกับการเปลี่ยนแปลงรูปร่างผลึก ทำให้พลังงานที่จะต้องใช้ในการทำให้รอยร้าวขยายลดลง จึงสามารถต้านทานการขยายตัวของรอยร้าวได้ เรียกปรากฏการณ์นี้ว่า การเพิ่มกำลังความแข็งแรงจากการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง^(4, 7) ดังภาพประกอบ 5 นอกจากนี้ยังมีตัวกระตุ้นอื่น ๆ ที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงจากผลึกเทระโกนอลไปเป็นมอнокลิติก เช่น การกรอแต่ง (Grinding) การเป่าทราย (Sandblasting) จะเกิดความเค้นแรงอัด (Compressive

stress)⁽³⁸⁾ ขึ้นบริเวณพื้นผิวของเซอร์โคเนีย ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงต่อการโค้งงอเพิ่มมากขึ้น แต่ความสมบูรณ์เฟส (Phase integrity) ของเซอร์โคเนียมีค่าลดลงซึ่งทำให้เซอร์โคเนียเกิดความเสื่อม (Degradation) ตามมา



ภาพประกอบ 5 กระบวนการทรานสฟอร์มเมชันทัฟเฟนิง

ที่มา : Clarke I, Manaka M, Green D, Williams P, Pezzotti G, Kim Y-H, et al.

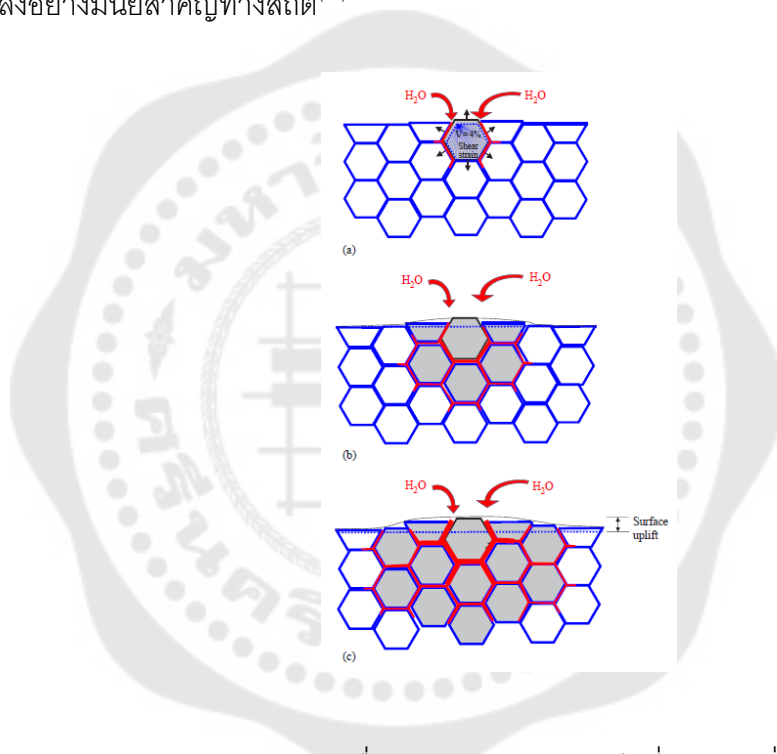
Current status of zirconia used in total hip implants. JBJS. 2003;85:73-84.⁽³⁹⁾

2. การเสื่อมสภาพที่อุณหภูมิต่ำ (Low temperature degradation; LTD)

อย่างไรก็ดี เซอร์โคเนียส่วนมากที่อยู่ในสภาวะแวดล้อมของช่องปากจะเกิดการเสื่อมสภาพ เนื่องจากความเสถียรของเทอร์โกนอเฟสลดลงในระยะยาว โดยกระบวนการนี้จะกระตุ้นให้เกิดการเปลี่ยนเฟสจากเทอร์โกนอลเป็นมอнокลิติกและเกิดเป็นรอยร้าวทั้งขนาดเล็กและขนาดใหญ่ (Micro and macro crack) ในเนื้อวัสดุ กระบวนการเสื่อมของเซอร์โคเนียดังกล่าวสามารถเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า การเสื่อมสภาพที่อุณหภูมิต่ำ⁽⁴⁰⁻⁴²⁾ โดยปัจจัยที่ทำให้เกิดการเสื่อมที่อุณหภูมิต่ำนั้นประกอบด้วย สภาพแวดล้อมที่มีน้ำอยู่โดยมีช่วงของอุณหภูมิจาก (Critical range temperature) อยู่ที่ 150 – 400 องศาเซลเซียส ก่อให้เกิดปฏิกิริยาที่เปลี่ยนเฟสจากเทอร์โกนอลเป็นมอнокลิติก ส่งผลให้วัสดุมีปริมาตรเพิ่มขึ้น และเกิดความเค้นโดยเริ่มจากบริเวณผิววัสดุที่สัมผัสน้ำและเกิดการร้าวตัวของผิววัสดุในบริเวณข้างต้นทำให้เกิดรอยร้าว โดยหากมีการเปลี่ยน

เฟสอย่างต่อเนื่อง น้ำจะแทรกซึมเข้ามาตามรอยร้าวดังกล่าว ส่งผลให้รอยร้าวแผ่ขยายเข้ามาในแกนของวัสดุทำให้เกิดการแตกหักของวัสดุได้⁽¹⁰⁾ ดังภาพประกอบ 6 ทำให้ค่าความแข็งแรง (Strength) ความเหนียว (Toughness) และความหนาแน่น (Density) ของวัสดุลดลง^(2, 43)

จากการศึกษาของ Chevalier และคณะพบว่าการใช้เครื่องนึ่งฆ่าเชื้อ (Autoclave) ที่อุณหภูมิ 134 องศาเซลเซียสภายใต้ความดัน 2 บาร์ (Bar) เป็นเวลา 1 ชั่วโมง เปรียบเสมือนการใช้งานจริงในช่องปาก 3 – 4 ปี⁽⁴⁴⁾ นอกจากนี้ Pereira และคณะพบว่า เมื่อใช้เครื่องนึ่งฆ่าเชื้อจำลองการเสื่อมสภาพของเซอร์โคเนียเป็นเวลามากกว่า 20 ชั่วโมง จึงจะพบว่าค่าความแข็งแรงจากการโค้งลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ⁽⁴⁵⁾



ภาพประกอบ 6 การเสื่อมสลายของเซอร์โคเนียที่อุณหภูมิต่ำโดยน้ำ

(a) การเปลี่ยนแปลงเฟสและปริมาตรที่เพิ่มขึ้นเมื่อสัมผัสกับความชื้นที่อุณหภูมิ 150-400 องศาเซลเซียส ส่งผลให้เกิดรอยร้าว

(b) การเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องของเทระโกนอลเฟสไปเป็นมอнокlinikเฟส และการขยายตัวของรอยร้าว

(c) การยกตัวขึ้นของพื้นผิวเซอร์โคเนียบริเวณที่สัมผัสน้ำ

ที่มา : Jerome Chevalier. What future for zirconia as a biomaterial?. Biomaterials. 2006;27(4):537.⁽¹⁰⁾

ชนิดของเซอร์โคเนียเซรามิกส์ที่นำมาใช้ทางทันตกรรม

1. ยิทเทรีย-สเตบิลไลซ์เททระโกนอลเซอร์โคเนียโพลีคริสตัล (Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal; Y-TZP)

ยิทเทรีย-สเตบิลไลซ์เททระโกนอลเซอร์โคเนียโพลีคริสตัลเป็นเซอร์โคเนียที่มีการเติมยิทเทรียออกไซด์ (Y_2O_3) ปริมาณร้อยละ 3 - 8 mol เข้าไปเพื่อเพิ่มความเสถียรของเททระโกนอลเฟสที่อุณหภูมิห้อง⁽⁴⁶⁾ แรกเริ่มใช้เซอร์โคเนียที่เติมยิทเทรียออกไซด์ปริมาณร้อยละ 3 mol (3Y-TZP) ทำเป็นข้อสะโพกเทียมในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพก ทดแทนวัสดุไทเทเนียม (Titanium) หรืออะลูมิเนียม (Aluminium) แต่ใน ค.ศ. 2001 พบความล้มเหลวของการผ่าตัดเป็นจำนวนมาก เนื่องจากพบการเปลี่ยนแปลงจากเททระโกนอลเฟสเป็นมอนอคลินิกเฟส ซึ่งเพิ่มปริมาตรของเซอร์โคเนีย ทำให้คุณสมบัติเชิงกลลดลง⁽⁴⁷⁾ ความนิยมใช้ 3Y-TZP สำหรับเป็นข้อสะโพกเทียมจึงลดลง⁽⁴⁸⁾ อย่างไรก็ตาม วัสดุชนิดนี้นิยมใช้ในงานทันตกรรม เช่น ฟันปลอมติดแน่น เป็นโครงของฟันปลอมติดแน่น เป็นหลักยึดรากเทียม เนื่องจากมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี โดยมีค่าความแข็งแรงต่อการโค้งงออยู่ที่ 900 - 1,200 MPa และมีค่าความทนทานต่อการแตกหัก (Fracture toughness) อยู่ที่ 8 - 10 MPa(m)^{1/2(4, 5)}

ในอดีตเซอร์โคเนียกลุ่ม 3Y-TZP มีความทึบแสงมากจึงถูกนำมาใช้เป็นโครง (Substructure) พอกด้วยชั้นเคลือบกระเบื้อง (Veneering ceramics) ใช้เฟลด์สปาร์ติกเซรามิก ทำให้สูญเสียเนื้อฟันในการกรอแต่งเป็นอย่างมากและพบปัญหาเกิดการแตกบิ่นของชั้นเคลือบกระเบื้อง ปัจจุบันมีการพัฒนาใช้เซอร์โคเนียล้วน (Monolithic Zirconia) ในการบูรณะทางทันตกรรม เพื่อแก้ปัญหาการแตกบิ่นของชั้นเคลือบกระเบื้อง⁽⁴⁹⁾ และมีความโปร่งแสงมากขึ้น ซึ่งมีความสวยงามมากยิ่งขึ้นและสามารถใช้นบูรณะบริเวณฟันหน้าได้ โดยมีการพัฒนาความโปร่งแสงของเซอร์โคเนียออกเป็น 3 สมัย⁽⁵⁰⁾ สมัยที่ 1 มีการปรับปรุงเซอร์โคเนีย 3Y-TZP โดยการปรับเปลี่ยนอุณหภูมิ อัตราเพิ่มของอุณหภูมิใน 1 นาที และระยะเวลาของการเผาขณะขึ้นรูป⁽⁵¹⁾ พบว่า หากเพิ่มอุณหภูมิในการเผาที่มากกว่า 1,600 องศาเซลเซียส ทำให้เซอร์โคเนียมีความโปร่งใสมากขึ้น แต่กลับทำให้ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอลดลง⁽⁵²⁾ ต่อมาใน ค.ศ. 2012 จึงมีการพัฒนาความโปร่งแสงของเซอร์โคเนียเป็นสมัยที่ 2 โดยการลดขนาดโมเลกุลของอะลูมินัมออกไซด์ (Al_2O_3) ลง ทำให้แสงสามารถส่องผ่านได้มากขึ้น ในสมัยที่ 2 นี้ เซอร์โคเนียมีความคงทนและมีอายุการใช้งานที่ยาวนาน⁽⁵³⁾ แต่มีความโปร่งใสน้อยกว่าวัสดุในกลุ่มเฟลด์สปาร์ติกเซรามิก จึงมีการพัฒนาต่อมาในสมัยที่ 3 ตั้งแต่ ค.ศ. 2015 จนถึงปัจจุบัน มีการเพิ่มสัดส่วนของยิทเทรียเป็นร้อยละ 4-5 mol (4Y-TZP, 5Y-TZP) ทำให้มีอนุภาคควิกเฟสร้อยละ 25 - 50 ในกลุ่ม 4Y-TZP และมากกว่าร้อยละ

ละ 50 ในกลุ่ม 5Y-TZP ในขณะที่เซอร์โคเนียทั่วไปในกลุ่ม 3Y-TZP มีอนุภาคคิวบิกเฟสน้อยกว่าร้อยละ 25⁽⁵⁴⁾ ซึ่งอนุภาคดังกล่าวมีปริมาตรที่มากกว่าเทตระโกนอลเฟส เมื่อมีแสงผ่านวัสดุจะเกิดการหักเหของแสงน้อยกว่าทำให้เซอร์โคเนียมีความโปร่งแสงมากยิ่งขึ้น⁽⁵⁰⁾ แต่พบว่า ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอในกลุ่มเซอร์โคเนียสลดลงเหลือ 600 – 750 MPa⁽⁵⁵⁾

คุณสมบัติเชิงกลเหล่านี้มีความสัมพันธ์กับขนาดอนุภาคของเซอร์โคเนีย (Grain size) โดยขนาดอนุภาคที่แนะนำในการใช้งานทางทันตกรรมอยู่ที่ 0.2 – 0.5 ไมครอน⁽⁴⁾ พบว่าขนาดอนุภาคมีความสัมพันธ์กับอัตราการเปลี่ยนแปลง (Transformation rate) จากเทตระโกนอลเฟสไปเป็นมอนอคลินิกเฟส หากขนาดอนุภาคมีขนาดเล็กจะเกิดอัตราการเปลี่ยนแปลงเฟสได้น้อย ในขณะที่อนุภาคที่เล็กกว่า 0.2 ไมครอน จะยับยั้งไม่ให้เกิดการเปลี่ยนจากเทตระโกนอลเฟสไปเป็นมอนอคลินิกเฟส ทำให้ความแข็งแรงของวัสดุลดลง⁽⁵⁶⁾ สิ่งที่กำหนดขนาดของอนุภาค คือ อุณหภูมิการเผาสุดท้าย (Final sintering temperature) หากเผาที่อุณหภูมิสูงและใช้ระยะเวลาในการเผานานจะส่งผลให้อนุภาคมีขนาดใหญ่⁽⁵⁷⁾ ซึ่งอุณหภูมิที่เหมาะสมต่อการเผา 3Y-TZP อยู่ที่ 1,350 - 1,550 องศาเซลเซียส การขึ้นรูปสามารถทำได้ทั้งแบบเผาหรือซินเทอร์บางส่วน (Partially sintered) แล้วนำมาลึงตัดแต่งให้ได้รูปร่างที่ต้องการ หลังจากนั้นนำมาเผาครั้งสุดท้ายและแบบที่เผาครอบเพื่อให้ได้ความแข็งแรงสูงสุดก่อนแล้วจึงนำมาลึงตัดแต่งตามที่ต้องการ (Fully sintered) เผาบางส่วนเป็นที่นิยมเนื่องจากช่วยป้องกันการเปลี่ยนจากเทตระโกนอลเฟสเป็นมอนอคลินิกเฟส เซอร์โคเนียที่ได้จะปราศจากมอนอคลินิกเฟส ซึ่งหากมีมอนอคลินิกเฟสปริมาณมากจะเกิดการเสื่อมสภาพของเซอร์โคเนียได้ง่าย⁽⁵⁸⁾

2. กลาสอินฟิลเทรตเซอร์โคเนียทัฟเทนอะลูมินา (Glass infiltrated zirconia-toughened alumina; ZTA)

ZTA คือ เซอร์โคเนียที่รวมตัวอยู่กับอะลูมินาแมทริกซ์ ซึ่งจะไปเพิ่มความแข็งแรงให้แก่เซอร์โคเนีย ตัวอย่างของกลาสอินฟิลเทรตเซอร์โคเนียทัฟเทนอะลูมินา เช่น อินซีแรมอะลูมินา (In-Ceram Alumina) มีส่วนประกอบเป็น เซอร์โคเนียสเตบิลไลซ์ด้วยร้อยละ 12 ของซีเรีย (12Ce-TZP) ปริมาตรร้อยละ 33⁽⁵⁹⁾ สามารถขึ้นรูปโดยผ่านกระบวนการซินเตอร์แล้ว ตามด้วยการแทรกผงแก้วเข้าไปในรูพรุนที่เกิดขึ้น (Glass infiltration) ซึ่งลดรูพรุนภายในวัสดุ หรือใช้ซอฟต์แวร์ขึ้นรูปได้ อย่างไรก็ตาม พบว่ารูพรุนที่เกิดขึ้นนั้นมีมากกว่าแบบ 3Y-TZP ซีเรียสเตบิลไลซ์เทตระโกนอลเซอร์โคเนียโพลีคริสตัล (Ce-TZP) มีคุณสมบัติเชิงกล เช่น ความแข็งแรง (Strength) และค่าความแข็งผิว (Hardness) ที่ต่ำกว่า 3Y-TZP แต่มีคุณสมบัติด้านเสถียรภาพทางความร้อน (Thermal stability) การเกิดความเสื่อมที่อุณหภูมิต่ำดีกว่า 3Y-TZP⁽⁶⁰⁾

3. แมกนีเซียมพาร์เซียมลิสเตบิลไลท์เซอร์โคเนีย (Magnesia partially stabilized zirconia; Mg-PSZ)

Mg-PSZ ประกอบด้วย แมกนีเซียมออกไซด์ (MgO) ร้อยละ 8 – 10 mol เนื่องจากเซอร์โคเนียชนิดนี้มีคุณสมบัติเชิงกลด้อย มีรูพรุน (Porosities) และอนุภาคที่มีขนาดใหญ่ 30 – 60 ไมโครเมตร (μm) ซึ่งทำให้ฟันคู่สบสึกได้ จึงไม่นิยมนำมาใช้ทางทันตกรรม อีกทั้งแมกนีเซียม (Magnesium) เมื่อเจอกับซิลิคอนไดออกไซด์ (Silicon dioxide) จะทำปฏิกิริยากันเกิดเป็นแมกนีเซียมซิลิเกต (Magnesium silicate) ซึ่งจะปลดระดับของแมกนีเซียมที่อยู่ใน Mg-PSZ ส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงจากเทอร์โกนอลเป็นมอนอคลินิกเฟส ทำให้วัสดุมีคุณสมบัติเชิงกลที่ลดลงส่งผลให้ความเสถียรลดลงด้วยเช่นกัน ความเสื่อมของวัสดุนี้ (Degradation) จะเกิดขึ้นที่อุณหภูมิ 1,100 องศาเซลเซียส ระหว่างกระบวนการลดอุณหภูมิลง (Cooling cycle) หลังจากการซินเตอร์ที่อุณหภูมิสูง 1,680 - 1,800 องศาเซลเซียสจะทำให้เกิดการตกตะกอนของเทอร์โกนอลเฟสและส่งผลให้ค่าความต้านทานต่อการแตกหักลดลง⁽⁶¹⁾

คุณสมบัติของเซอร์โคเนีย

1. คุณสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของเซอร์โคเนีย (Biocompatibility)

1.1 ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่ออ่อน (Biocompatibility on soft tissues)

มีการศึกษาหลายครั้งที่ศึกษาในสัตว์หลายชนิด เช่น กระจ่าง หนู สุ่นัข ลิง เป็นต้น เพื่อดูการตอบสนองของเนื้อเยื่อต่อเซอร์โคเนีย โดยมีการทดลองใช้รากเทียมที่ทำมาจากเทอร์โกนอลเซอร์โคเนีย (TZP) และพาร์เซียมลิสเตบิลไลท์เซอร์โคเนีย (PSZ) หลายขนาดและหลายรูปร่างเพื่อดูว่าเกิดความเป็นพิษ (Toxicity) ต่อเนื้อเยื่อหรือไม่ โดยมีกลุ่มควบคุมเป็น อะลูมินาเซรามิกพบว่า ทั้ง TZP และ PSZ ไม่ทำให้เกิดความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่ออ่อน ผลการทดลองไม่พบรากเทียมตัวใดเกิดปฏิกิริยาไม่พึงประสงค์ (Adverse reaction) ต่อเนื้อเยื่ออ่อน ทำให้สามารถสรุปได้ว่า เซอร์โคเนียนั้นมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่ออ่อนที่ดี^(32, 62)

1.2 ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อแข็ง (Biocompatibility on hard tissues)

Wangner และ Christel ศึกษาเปรียบเทียบรากเทียมที่ทำจากเซอร์โคเนียกับอะลูมินา โดยปักในกระดูกต้นขา (Femurs) ของกระจ่าง พบว่าไม่มีความแตกต่างของการตอบสนองของกระดูกระหว่างวัสดุ 2 ชนิดนี้ นอกจากนี้ยังมีการทดลองใช้รูปร่างแท่งสี่เหลี่ยมหรือทรงกระบอกปักในกระดูกของสัตว์ชนิดต่าง ๆ เช่น หนู กระจ่าง จากการศึกษา ไม่พบการเกิดความเป็นพิษของรากเทียมชนิดเซอร์โคเนียต่อเนื้อเยื่อแข็ง^(63, 64) ดังนั้น จึงสามารถสรุปได้ว่า วัสดุ

ชนิดเซอร์โคเนียนั้นไม่ทำให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อแข็ง และยังมีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อแข็งอีกด้วย

2. คุณสมบัติเชิงกลของเซอร์โคเนีย

เซอร์โคเนียในกลุ่ม 3Y-TZP นั้นมีค่าความค่าความแข็งแรงจากการโค้งอยู่ที่ 900 – 1,200 MPa และ 600 - 750 MPa ในกลุ่ม 4,5Y-TZP มีความต้านทานต่อการอัด (Compressive strength) ประมาณ 2,000 MPa และมีความต้านทานต่อการแตกหัก (Fracture toughness) ประมาณ 7-10 MPa(m)^{1/2(2)}

3. คุณสมบัติความเหมาะสมของวัสดุบูรณะกับฟันหลัก

การขึ้นชิ้นงานเซอร์โคเนียในปัจจุบันสามารถทำได้โดยใช้เทคโนโลยี CAD/CAM เท่านั้น ซึ่งขั้นตอนต่าง ๆ ในการสร้างชิ้นงานนั้นส่งผลต่อความเหมาะสมของวัสดุบูรณะกับฟันหลัก⁽⁶⁵⁾ จากการศึกษาเรื่องค่าของช่องว่างระหว่างชิ้นงานกับฟันหลักที่สามารถยอมรับได้ จะอยู่ในช่วง 100 - 120 ไมครอน⁽⁶⁶⁾ ซึ่งเซอร์โคเนียที่ขึ้นรูปโดย CAD/CAM นั้นพบว่า มีช่องว่างระหว่างชิ้นงานกับฟันหลักประมาณ 17 - 75 ไมครอน ซึ่งสามารถยอมรับได้⁽⁶⁵⁾

การกรอแต่งเซอร์โคเนีย

หลังจากขึ้นรูปวัสดุเซอร์โคเนียโดยวิธีแคดแคมแล้ว ในบางกรณีจำเป็นต้องกรอแต่งชิ้นงานเพื่อวัตถุประสงค์ที่หลากหลาย^(14, 67, 68) เช่น เพื่อให้มีจุดสัมผัสด้านประชิด (Proximal contact) รวมถึงการสบฟันกับคู่สบที่เหมาะสม ในกรณีฟันหลักของรากฟันเทียมอาจกรอแต่งเพื่อให้มีพื้นที่ระหว่างฟันคู่สบที่เพียงพอ สำหรับเดือยฟันเซอร์โคเนีย (Zirconia post) อาจมีการกรอแต่งเพื่อให้เดือยฟันแนบสนิทกับคลองรากฟัน นอกจากนี้ยังมีการศึกษาที่แนะนำให้กรอแต่งเดือยฟันที่ขึ้นรูปจากเซอร์โคเนียเพื่อเพิ่มความสามารถในการยึดติดของสารยึด (Luting cement)^(69, 70) เช่นเดียวกับการกรอแต่งครอบฟันทำให้ชิ้นงานแนบสนิทกับฟันหลักได้ดี ส่วนการขัดด้านนอกของครอบฟันทำให้พื้นผิวมีความหยาบลดลง ซึ่งหากวัสดุมีพื้นผิวหยาบแล้วจะทำให้คราบจุลินทรีย์มายึดเกาะได้ และยังทำให้ฟันคู่สบสึกได้มากขึ้น⁽⁷¹⁾ หัวขัดหรือตัวขัดถู (Abrasive) ที่นำมาใช้จะมีความคมและมีความแข็งผิวที่มากกว่าครอบฟันหรือตัวที่ถูกขัดถู (Substrate) โดยปัจจัยที่มีผลต่อประสิทธิภาพในการขัดของหัวขัด ได้แก่ รูปร่างของผงขัด หากมีความคมมากกว่าจะสามารถตัดผิวของวัสดุได้ลึกกว่า ขนาดของผงขัดที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่จะขัดได้ลึกหรือหยาบกว่าผงขัดขนาดเล็ก แรงกดที่ใช้ในการขัด หากมีแรงกดที่มากกว่าจะขัดวัสดุได้ลึกและเร็วกว่า แต่จะส่งผลให้เกิดความร้อนได้

มาก การขัดพร้อมน้ำจะช่วยลดความร้อนที่เกิดขึ้นและชะล้างเศษผงที่เกิดจากการขัดได้นอกจากนี้การใช้ความเร็วในการขัดสูงกว่าจะสามารถขัดพื้นผิวได้มากกว่าในเวลาเท่ากัน

หัวกรอที่นิยมใช้ในการกรอแต่งเซรามิกนั้นมีหลายชนิด เช่น หัวกรอกากเพชร (Diamond burs) จะเป็นแกนโลหะเคลือบด้วยผงกากเพชรที่มีความละเอียดแตกต่างกันไป เช่น 8, 15, 30, 50, 100, 125 และ 150 ไมครอน โดยมักจะมีสีคาดไว้บริเวณหัวกรอเพื่อบอกความหยาบหรือความละเอียดของหัวกรอแตกต่างกันไปตามแต่ละบริษัท และหัวกรอมีรูปร่างแตกต่างกันตามลักษณะของบริเวณที่ต้องการกรอแต่ง เช่น หัวกรอทรงรักบี้ (Rugby shape) และหัวกรอทรงกลม (Ball shape) ใช้ในการกรอแต่งบริเวณโค้ง เช่น แอ่งด้านลิ้นของฟันหน้า (Palatal fossa) หรือหัวกรอลักษณะปลายแหลม (Flame shape) ใช้กรอบริเวณที่แคบ เช่น หลุมร่องฟัน (Groove)

หัวกรอหิน (Stone burs) เกิดจากการหลอมผงขัดจำนวนมากเข้าด้วยกันภายใต้ความดัน หัวกรอที่ได้จะมีความแข็ง โดยที่นิยมใช้ในทางทันตกรรมมี 2 แบบ คือ หัวกรอหินสีขาว (White stone burs) เกิดจากการหลอมผงอะลูมิเนียมออกไซด์ (Aluminium oxide) ภายใต้ความดันใช้ในการขัดแต่งได้ทั้งเรซินคอมโพสิตและเซรามิก กับหัวกรอหินสีเขียว (Green stone) ใช้ผงขัดซิลิกา (Silica) มาหลอมภายใต้ความดัน

หัวกรอคาร์ไบด์ (Tungsten carbide finishing burs) มีการผลิตรูปร่างหลากหลายให้เหมาะสมกับลักษณะพื้นผิวที่จะกรอแต่ง หัวกรอมีไบมีด 8, 12, 16, 20, และ 30 ไบ ยิ่งจำนวนไบมีดมากหัวกรอจะตัดได้น้อยกว่าและได้เรียบมากกว่าหัวกรอที่มีไบมีดน้อยกว่า

หัวกรอยาง (Rubber abrasive burs) เป็นการนำยางและผงขัดมาทำให้แข็งตัว ซึ่งผงขัดที่นิยมใช้ คือ อะลูมิเนียมออกไซด์ ใช้ในการขัดบริเวณด้านประชิด (Proximal) สามารถใช้แผ่นขัดหรือแถบขัด (Abrasive disc, abrasive strip) และในขั้นตอนสุดท้ายของการขัดนิยมใช้ครีมขัด (Polishing paste) คู่กับหัวขัดตามแต่ละบริษัทผลิตออกมาคู่กัน อาจทำมาจากขนสัตว์หรือผ้า

การกรอแต่งเซอริโคเนียส่งผลต่อคุณสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุ ได้แก่ ความหยาบผิว (Surface roughness) ความแข็งพื้นผิว (Surface hardness) การเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบทางเฟสของวัสดุ (Phase transformation) รวมถึงความแข็งแรงจากการโค้งงอ (Flexural strength) ซึ่งประกอบด้วยการทดสอบการโค้งงอแบบ 3 จุด และ 4 จุด (3,4 point bending test) และความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength)

การศึกษาของ Chavali และคณะใน ค.ศ. 2017 ศึกษาเปรียบเทียบค่าความหยาบผิวของเซอริโคเนียเมื่อกรอแต่งด้วยหัวกรอละเอียดสำหรับกรอแต่งเซรามิกทั่วไปกับหัวกรอละเอียดสำหรับกรอแต่งเซอริโคเนียโดยเฉพาะพบว่า หัวกรอละเอียดสำหรับเซอริโคเนียมีประสิทธิภาพในการกรอ

เรียบดีกว่า ดังเห็นได้จากค่าความหยาบผิวที่น้อยกว่า⁽⁷²⁾ สอดคล้องกับการศึกษาของทรงศักดิ์ มั่นคงสุจริต และคณะใน พ.ศ. 2562 ที่พบว่า เมื่อกรอแต่งเซอร์โคเนียด้วยหัวกรอละเอียดสำหรับกรอแต่งเซรามิกทั่วไป มีประสิทธิภาพน้อยกว่าหัวกรอละเอียดสำหรับกรอแต่งเซอร์โคเนีย โดยเฉพาะ เนื่องจากหัวกรอสำหรับเซอร์โคเนียมีปริมาณกากเพชรมากกว่า จึงทำให้กรอแต่งได้ดีกว่า ดังเห็นได้จากค่าความหยาบผิวที่น้อยกว่า⁽⁷³⁾

การเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบทางเฟสของเซอร์โคเนีย มีการศึกษาของ Sato และคณะใน ค.ศ. 2008 ระบุว่า เมื่อทำการเป่าทราย (Sandblasting) ด้วยอะลูมินาและซิลิคอนคาร์ไบด์ที่มีความหยาบ 70 และ 125 ไมครอนตามลำดับ เป็นเวลา 10 และ 90 วินาที พบมอнокlinikเฟสจำนวนมากในกลุ่มที่เป่าทรายด้วยซิลิคอนคาร์ไบด์ แต่พบค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในกลุ่มนี้น้อยกว่าในกลุ่มที่เป่าทรายด้วยอะลูมินาซึ่งพบมอнокlinikเฟสเพียงเล็กน้อย ได้ข้อสรุปว่าปริมาณมอнокlinikเฟสสูงขึ้นทำให้ความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลง⁽⁷⁴⁾ แตกต่างจากการศึกษาของ Gabriel R. Hatanaka และคณะใน ค.ศ. 2017 ที่ระบุว่า การกรอแต่งเซอร์โคเนียจะพบการเปลี่ยนแปลงอนุภาคจากเทตระโกนอลเฟสเป็นมอнокlinikเฟส ซึ่งไม่พบในเซอร์โคเนียที่ไม่มีการกรอแต่ง แต่ปริมาณร้อยละของอนุภาคมอнокlinikเฟสไม่ได้แปรผันตรงต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียที่ลดลงแต่อย่างใด⁽⁷⁵⁾

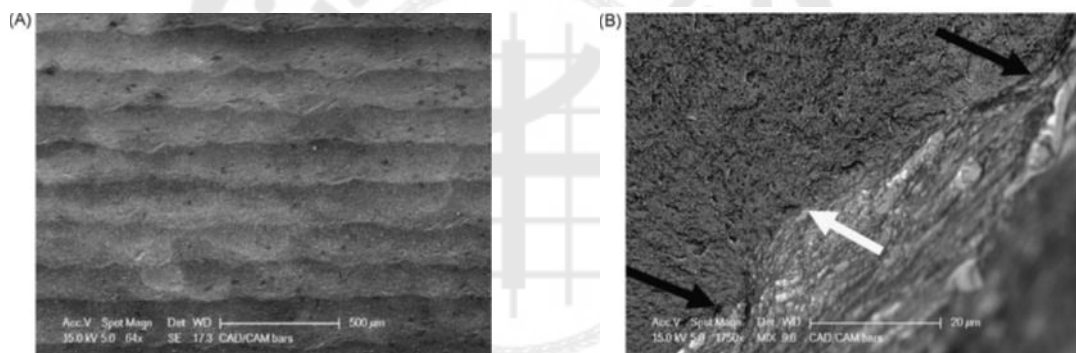
ผลของการกรอแต่งเซอร์โคเนียต่อค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอนั้นเกี่ยวข้องกับปริมาตรของมอнокlinikเฟสที่เปลี่ยนแปลงมาจากเทตระโกนอลเฟส แรงที่ใช้ในการกรอแต่ง⁽¹¹⁾ อุณหภูมิที่เกิดขึ้นระหว่างการกรอแต่ง⁽¹²⁾ ความเสถียรในการคงอยู่ของมอнокlinikเฟส⁽¹³⁻¹⁵⁾ เป็นต้น จากการศึกษาพบว่า เมื่อมีการกรอแต่งเซอร์โคเนียหรือมีการเป่าทราย ทำให้เกิดผลได้ 2 ประการ ประการแรก คือ จะเกิดการเปลี่ยนเฟสจากเทตระโกนอลเฟสมาเป็นมอнокlinikเฟสบริเวณที่มีการกรอแต่ง ซึ่งมอнокlinikเฟสที่เกิดขึ้นจะมีปริมาตรเพิ่มขึ้นจากเทตระโกนอลเฟสร้อยละ 4.4⁽¹⁴⁾ และเกิดเป็นชั้นบาง ๆ ที่มีการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายใน (Compressive stress layer)⁽³²⁾ บริเวณผิวด้านที่มีการกรอแต่งจะเพิ่มค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอของเซอร์โคเนียได้⁽⁷⁶⁾ ในทางตรงกันข้าม การกรอแต่งจะส่งผลให้เกิดรอยและหลุมบนผิววัสดุซึ่งสัมพันธ์กับความหยาบของตัววัสดุ แรงที่ใช้ในการกรอแต่ง รวมถึงความเร็วของหัวกรอที่ใช้^(10, 77) รอยหรือหลุมที่เกิดขึ้นนั้นสามารถขยายจากพื้นผิวที่มีการกรอแต่งลึกลงไปสู่แกนของวัสดุส่งผลให้ความแข็งแรงจากการโค้งงอลดลง^(15, 16) โดยความแข็งแรงจากการโค้งงอจะลดลงเมื่อรอยหรือหลุมที่เกิดขึ้นนั้นมีความลึกมากกว่าความลึกของชั้นที่เกิดการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายในจากการเปลี่ยนเป็นมอнокlinikเฟสที่เกิดขึ้น 15 – 20 ไมครอน^(16, 78) บริเวณนั้นจะเป็นเสมือนจุดอ่อนและเป็นจุดเริ่มต้นของ

รอยแตก อย่างไรก็ตาม ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอของวัสดุจะขึ้นอยู่กับสมดุลระหว่างความแข็งแรงที่เพิ่มขึ้นจากการเปลี่ยนเฟสและความแข็งแรงที่ลดลงจากรอยที่เกิดขึ้น⁽⁷⁵⁾

ใน ค.ศ. 1975 Garvie และคณะได้ศึกษาถึงการรอบแต่งส่งผลต่อค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอของเซอร์โคเนียพบว่ามีความเพิ่มขึ้น⁽⁹⁾ นอกจากนี้ใน ค.ศ. 1989 Swain และ Hannink ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบการรอบแต่งเซอร์โคเนียด้วยเครื่องจักรในห้องปฏิบัติการและการรอบแต่งโดยผู้ปฏิบัติการต่อปริมาตรของมอนอคลินิกเฟสที่เปลี่ยนมาจากเทตระโกนอลเฟสและความแข็งแรงจากการโค้งงอพบว่า ปริมาตรของมอนอคลินิกเฟสและค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอที่ได้จากการรอบแต่งโดยผู้ปฏิบัติการมีมากกว่าการรอบแต่งด้วยเครื่องจักร โดยพบปริมาตรของมอนอคลินิกเฟสจากการรอบแต่งโดยผู้ปฏิบัติการมากกว่า 5 เท่า อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเมื่อรอบแต่งด้วยเครื่องจักรส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงผันกลับจากมอนอคลินิกเฟสไปเป็นเทตระโกนอลเฟส ทำให้ชั้นที่มีการบีบอัดและสะสมความเค้นที่เพิ่มความแข็งแรงให้วัสดุนั้นหายไป รอยที่ได้จากการรอบจึงเป็นจุดอ่อนทำให้แตกหักได้ง่ายขึ้น⁽⁷⁹⁾ สอดคล้องกับการศึกษาใน ค.ศ. 2005 ของ Guazzato และคณะที่จำลองการเคลือบเซอร์โคเนีย (Glazing) หรือการพอกชั้นเซรามิกชนิดเฟลด์สปาร์ติกเซรามิก ลงบนแกนของเซอร์โคเนีย โดยกระบวนการเผาที่อุณหภูมิมากกว่า 900 องศาเซลเซียส หลังจากการทำกรอบแต่งโดยใช้น้ำ การเป่าทราย หรือการขัดเรียบหลังการรอบแต่ง ผลการทดลองไม่พบอนุภาคมอนอคลินิกเฟสหลังจากวัสดุถูกเผา และค่าความแข็งแรงจากการทดสอบการโค้งงอแบบ 3 จุด (3-point bending test) น้อยกว่าในกลุ่มที่ไม่ถูกเผา⁽⁶⁷⁾ อธิบายได้จากการที่เซอร์โคเนียปลดปล่อยความเค้นที่สะสมอยู่ในวัสดุออกมาขณะเผา และพบว่ากรอบแต่งหรือการเป่าทราย ส่งผลให้ความแข็งแรงจากการโค้งงอเพิ่มขึ้น ในทางตรงกันข้าม การขัดเรียบกลับทำให้ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอลดลง สันนิษฐานได้ว่าการขัดเรียบจะกำจัดชั้นที่เกิดการสะสมความเค้นที่ได้จากการรอบแต่งออกไป ส่งผลให้ความแข็งแรงของวัสดุลดลง⁽⁶⁷⁾

ใน ค.ศ. 2006 การศึกษาของ Denry และคณะพบว่า เมื่อรอบแต่งเซอร์โคเนียด้วยหัวกรอเร็วมากเพชรภายในน้ำ ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength ; BFS) เพิ่มขึ้นจากเซอร์โคเนียที่ไม่ได้มีการรอบแต่งอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และยังตรวจพบอนุภาคมอนอคลินิกเฟสในกลุ่มที่มีการรอบแต่ง ซึ่งไม่พบในเซอร์โคเนียในกลุ่มที่ไม่ได้มีการรอบแต่งแต่อย่างใด⁽¹⁶⁾ ต่อมาใน ค.ศ. 2008 Wang และคณะ ทำการเปรียบเทียบค่าความหยาบผิวและค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอโดยการทดสอบการโค้งงอแบบ 3 จุด เมื่อขึ้นรูปด้วยวิธีการใช้หัวกรอแผ่นผึงเพชรหรือวิธีแคดแคม ทำการปรับสภาพผิวเซอร์โคเนียด้วยวิธีต่าง ๆ พบว่า การขึ้นรูปเซอร์โคเนียทั้ง 2 วิธีล้วนแต่ทิ้งรอยไว้บนผิววัสดุ และไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหยาบ

ผิวกับความแข็งแรงจากการโค้งงอ⁽⁸⁰⁾ เนื่องจากเป็นการวัดโดยเฉลี่ย รอยจากการกรอแต่งที่เกิดขึ้นเมื่อกลึงวัสดุนั้น ทำให้เกิดรอยแบบกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอโดยตลอด ตามภาพประกอบ 7 พบว่า รอยที่เกิดขึ้นจากเครื่องกลึงนั้นไม่ใช่เป็นจุดเริ่มต้นในการเกิดรอยร้าว ในทางตรงกันข้ามลักษณะของรอยที่จะส่งผลให้เกิดการแตกหักจะเป็นรอยที่ลึกและแหลมคม ซึ่งจะเป็นบริเวณที่เกิดการรวมตัวกันของความเค้นในวัสดุ⁽⁸¹⁾ และมีค่าความหยาบผิวที่สูงกว่าเซอร์โคเนียที่ไม่ได้มีการกรอแต่ง การกรอแต่งอาจช่วยเพิ่มความแข็งแรงจากการโค้งงอได้ภายหลังการกรอแต่ง เช่นเดียวกับการศึกษาของ Denry และคณะ พบว่า การเป่าทรายสามารถเพิ่มความแข็งแรงจากการโค้งงอได้เช่นเดียวกัน⁽¹⁶⁾ อย่างไรก็ตามมีความจำเป็นที่ต้องพิจารณาถึงปัจจัยความล้าของวัสดุเมื่อใช้งานเป็นระยะเวลานาน รอยตื้น ๆ จากการกรอแต่งอาจเกิดการขยายของรอยลงไปเนื้อวัสดุทำให้วัสดุแตกหักได้^(82, 83)



ภาพประกอบ 7 ภาพ SEM ในกลุ่มควบคุมที่ขึ้นรูปด้วย CAD/CAM

(A) แสดงรอยที่ได้จากหัวกรอในขณะขึ้นรูป

(B) แสดงการเกิดจุดเริ่มต้นของรอยร้าว (ลูกศรสีขาว) ซึ่งไม่สัมพันธ์กับรอยที่ได้จากหัวกรอในขณะขึ้นรูป (ลูกศรสีดำ)

ที่ ม า : Hang Wang, Moustafa N. Aboushelib, Albert J. Feilzer. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. Dental Materials, 2008; 24(5): 636.⁽⁸⁰⁾

อย่างไรก็ตาม ใน ค.ศ. 1999 มีการศึกษาของ Kosmac และคณะ ที่ทำการกรอแต่งเซอริโคเนียด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรชนิดหยาบ 150 ไมครอน ทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลง เมื่อเปรียบเทียบกับเซอริโคเนียที่ไม่ได้มีการกรอแต่ง ในขณะที่เมื่อเป่าทรายที่ความหยาบ 110 ไมครอน กลับเพิ่มค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนมากขึ้น เนื่องจากการเป่าทรายทำให้เซอริโคเนียมีความสึกหรอน้อยกว่า อีกทั้งยังพบชั้นที่มีการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายใน (Compressive stress layer) ที่เกิดขึ้นจากการเป่าทรายมีความหนามากกว่าเซอริโคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรชนิดหยาบ⁽³²⁾

นอกจากนี้ ใน ค.ศ. 2012 มีการศึกษาของ Ufuk Iseri และคณะ ที่กรอแต่งเซอริโคเนียด้วยหัวกรอ 2 ชนิด ได้แก่ หัวกรอเร็วจากเพชรความหยาบ 150 ไมครอน และหัวกรอช้าซิลิคอนคาร์ไบด์ ความหยาบ 220 ไมครอน กรอแต่งเซอริโคเนียอย่างต่อเนื่องและไม่ต่อเนื่องพบว่า กลุ่มที่มีการกรอแต่งมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงกว่าเซอริโคเนียในกลุ่มที่ไม่มีการกรอแต่งอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ในระหว่างเซอริโคเนียที่มีการกรอแต่งด้วยตัวเองกลับไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้การกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วพบว่า เซอริโคเนียมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนมากกว่าการกรอแต่งด้วยหัวกรอช้า⁽⁸⁴⁾

จากการศึกษาของ Kyung-Rok Lee และคณะใน ค.ศ. 2016 ที่ทำการกรอแต่งเซอริโคเนียด้วยหัวกรอช้าที่แตกต่างกันโดยมีทั้งหัวกรอที่ใช้สำหรับกรอแต่งเซอริโคเนียโดยเฉพาะ 2 ชนิด ได้แก่ AllCeramic SuperMax กับ Dura-Green DIA และหัวกรอเซรามิกทั่วไป คือ Dura-Green พบมอดูลคอลลินเฟสเกิดขึ้นในเซอริโคเนียทุกกลุ่มที่มีการกรอแต่ง แต่ไม่พบเซอริโคเนียในกลุ่มที่ไม่มีการกรอแต่ง และยังพบว่า ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียในกลุ่มหัวกรอทั่วไปมีค่าน้อยกว่าเซอริโคเนียในกลุ่มที่ไม่มีการกรอแต่งอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างเซอริโคเนียที่ไม่มีการกรอแต่งและหัวกรอที่ใช้สำหรับกรอแต่งเซอริโคเนียโดยเฉพาะทั้งสองชนิด⁽⁸⁵⁾

การศึกษาของ Ufuk Iseri และคณะใน ค.ศ. 2010 พบว่า ค่าความแข็งแรงจากการทดสอบการโค้งงอแบบ 3 จุด (3-point bending test) ในเซอริโคเนียกลุ่มที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอแตกต่างกัน มีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอลดลงอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติร้อยละ 5 – 26 จากเซอริโคเนียที่ไม่มีการกรอแต่ง⁽⁷⁸⁾ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Khayat Waad และคณะใน ค.ศ. 2018 ซึ่งพบว่า ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียในกลุ่มที่ทำการกรอแต่งมีค่าน้อยกว่าเซอริโคเนียที่ไม่มีการกรอแต่งอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากรอยที่เกิดจากการกรอแต่งนั้นเกิดเฉพาะเพียงส่วนบนของผิวเซอริโคเนียเท่านั้น ไม่ลึกถึงแกนของวัสดุ ทั้งยังตั้งกว่า

ชั้นที่มีการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายใน ทำให้การรบกวนไม่ส่งผลกระทบต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนีย⁽⁸⁶⁾

อย่างไรก็ตาม การศึกษาของ Qeblawi และคณะใน ค.ศ. 2010 พบว่า ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอแบบ 3 จุด ของเซอริโคเนียที่ถูกกรอด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรพร้อมน้ำ มีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอสูงสุด รองลงมา คือ ในกลุ่มที่มีการเป่าทรายด้วยอะลูมินา ตามมาด้วยกลุ่มที่มีการเป่าทรายด้วยอะลูมินาเคลือบซิลิกา และในกลุ่มเซอริโคเนียที่ไม่มีการรบกวนแต่มีค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอต่ำที่สุด⁽⁸⁷⁾ นอกจากนี้การศึกษาใน ค.ศ. 2012 ของ Yongqi และคณะพบว่า ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอในกลุ่มที่มีการปรับสภาพพื้นผิวโดยการรบกวนพร้อมกับการเป่าทรายมีค่าสูงสุด ตามมาด้วยในกลุ่มที่มีการปรับสภาพพื้นผิวด้วยการรบกวน กลุ่มที่มีการเป่าทรายด้วยอะลูมินา และกลุ่มที่ไม่มีการรบกวน แต่ทั้ง 3 กลุ่มทดลองให้ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอมากกว่าเซอริโคเนียที่ไม่มีการรบกวนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ⁽⁸⁸⁾

ต่อมาใน ค.ศ. 2016 Pereira และคณะศึกษาเกี่ยวกับการรบกวนเซอริโคเนียเมื่อผ่านและไม่ผ่านการจำลองการเชื่อมสภาพพบว่า ทั้ง 2 ปัจจัยทำให้ปริมาณมอนอกลิติกเฟสเพิ่มขึ้น แต่ไม่ส่งผลต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน⁽⁴⁵⁾ และจากการศึกษาใน ค.ศ. 2017 ของ Peng และคณะไม่พบความแตกต่างของค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอเมื่อจำลองการเชื่อมสภาพที่อุณหภูมิต่ำในวัสดุเซอริโคเนียที่พอกด้วยเฟลสปาดิกเซรามิกโดยเครื่องนึ่งฆ่าเชื้อ (Autoclave) ระยะเวลาที่อุณหภูมิ 134 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 5 ชั่วโมง กับกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้มีจำลองการเชื่อมสภาพที่อุณหภูมิต่ำ แต่เมื่อเพิ่มเป็น 10 ชั่วโมงพบค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอลดลงจากกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ⁽⁴¹⁾

คุณสมบัติที่ต้องการทดสอบ

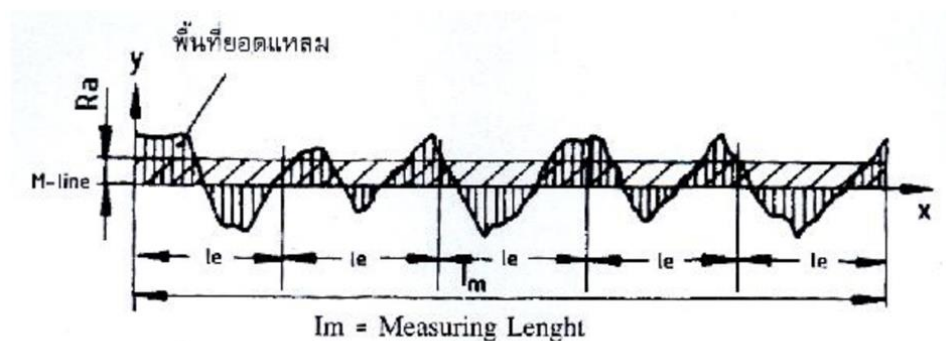
1. ความหยาบผิว (Surface roughness)

ความหยาบผิว คือ ขนาดความหยาบของพื้นผิว หากมีความหยาบมาก คือ มีความหยาบมาก และหากมีความหยาบบนพื้นผิวน้อย คือ มีความหยาบน้อย โดยวิธีการที่นิยมใช้ในการทดสอบ ได้แก่ วิธีทดสอบความหยาบผิวแบบสัมผัส (Contact surface roughness test) และวิธีทดสอบความหยาบผิวแบบไม่สัมผัส (Non-contact surface roughness test)

1.1 วิธีทดสอบความหยาบผิวแบบสัมผัส (Contact surface roughness test) จะใช้เข็มลากที่มีปลายทำจากเพชร (Diamond stylus) ลากไปบนพื้นผิววัตถุค่าที่นิยมนำมาใช้ในการวัด

และแปลผลถึงความหยาบของพื้นผิววัสดุ คือ ค่าความหยาบผิวเฉลี่ยเลขคณิต (Roughness average: Ra) และความหยาบผิวขนาดโดยเฉลี่ย (Roughness ten-point mean: Rz)

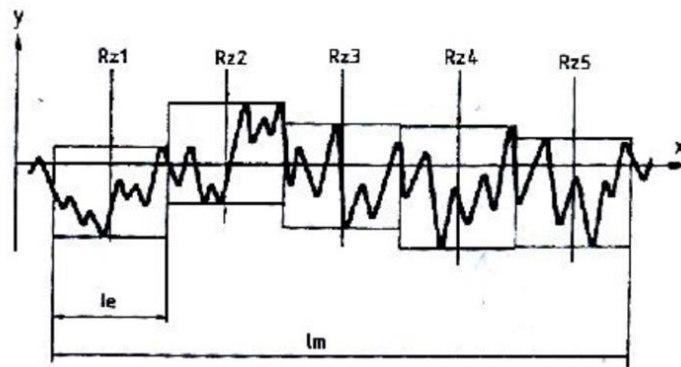
ความหยาบผิวเชิงเส้น (Roughness average: Ra) คือ ผลรวมของพื้นที่ยอดแหลมแหลมของคลื่นบนเส้นกึ่งกลาง (M-Line) กับคลื่นใต้เส้นกึ่งกลาง หารด้วยความยาวเฉลี่ย (Lm) โดยที่ค่าของ Ra มีหน่วยวัดเป็นไมโครเมตร ดังภาพประกอบ 8



ภาพประกอบ 8 ความหยาบผิว Ra

ที่มา : MORO I Manufacture Overhaul Rapid and Optimal Co., Ltd. สัญลักษณ์ความหยาบละเอียดของผิวงาน [อินเทอร์เน็ต].2563 [สืบค้นเมื่อ 28 เมษายน 2563] จาก http://www.moro.co.th/สัญลักษณ์ความหยาบละเอียด/?fbclid=IwAR1Ex4cYKOKhkeAGcxFIBDVAhJpshLw9YjXi2o30dN6yG5Eb_4vIYsNn-aM⁽⁸⁹⁾

ความหยาบผิวขนาดโดยเฉลี่ย (Roughness ten-point mean: Rz) หาได้จากการทดสอบเป็นช่วงช่วงที่เท่ากัน 5 ช่วง แล้วหาร 5 โดยที่ค่าของ Rz มีหน่วยเป็นไมโครเมตร ดังภาพประกอบ



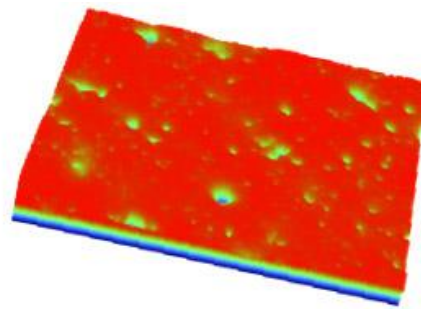
ภาพประกอบ 9 ความหยาบผิว Rz

ที่มา : MORO | Manufacture Overhaul Rapid and Optimal Co., Ltd. สัญลักษณ์
ความหยาบละเอียดของผิวงาน [อินเทอร์เน็ต].2563 [สืบค้นเมื่อ 28 เมษายน 2563] จาก
http://www.moro.co.th/สัญลักษณ์ความหยาบละเอียด/?fbclid=IwAR1Ex4cYKOKhkeAGcxFIBDVAhJpshLw9YjXi2o30dN6yG5Eb_4vIYsNn-aM⁽⁸⁹⁾

1.2 วิธีทดสอบความหยาบผิวแบบไม่สัมผัส (Non-contact surface roughness test) เป็นวิธีการใช้วัดความหยาบผิวซึ่งสามารถวัดพื้นผิวได้จากโดยการเก็บภาพจากกล้องจุลทรรศน์เป็นภาพสามมิติกำลังขยายที่ 10 เท่า 20 เท่า และ 50 เท่า โดยกล้องจะเก็บภาพเป็นขนาดพื้นที่ 2 x 2, 1 x 1 และ 0.2 x 0.2 ตารางมิลลิเมตร โดยค่าความหยาบผิวที่นิยมใช้ในระบบสามมิติ ตามมาตรฐาน ISO 25178 ค.ศ.2012 ได้แก่ ค่า Sa Sq และ Sdr

ค่าความหยาบผิว Sa (arithmetical mean height) เป็นค่าความหยาบผิวเฉลี่ยที่ได้จากการรวมพื้นที่ยอดแหลมเหนือผิวระนาบแกนกลางในมุมมอง 3 มิติแล้วหารด้วยพื้นที่มีหน่วยเป็นไมโครเมตร (μm) ดังแสดงในภาพประกอบ 10

$$S_a = \iint_a |Z(x, y)| dx dy$$

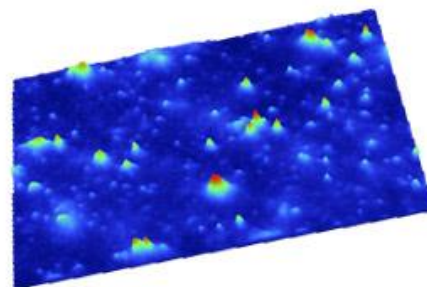


ภาพประกอบ 10 ลักษณะตัวอย่างพื้นผิว S_a และสูตรการคำนวณ

ที่มา : Michigan Metrology. 3D S Parameters - Hybrid Parameters[อินเทอร์เน็ต].
2563 [สืบค้นเมื่อ 28 เมษายน 2563] จาก
https://www.michmet.com/3d_s_hybrid_parameters.htm⁽⁹⁰⁾

ค่าความหยาบผิว S_q (Root Mean Square Roughness) ได้จากการถอดค่าเฉลี่ยกำลังสองของพื้นที่ยอดแหลมเหนือผิวระนาบแกนกลางในมุมมอง 3 มิติ แล้วหารด้วยพื้นที่มีหน่วยเป็นไมโครเมตร (μm) ดังแสดงในภาพประกอบ 11

$$S_q = \sqrt{\iint_a (Z(x, y))^2 dx dy}$$

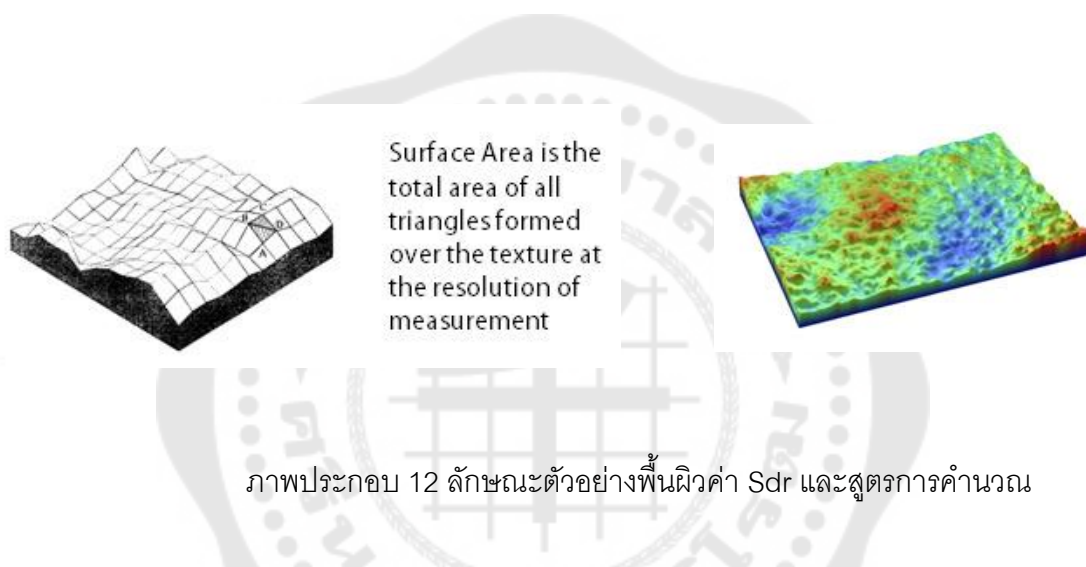


ภาพประกอบ 11 ลักษณะตัวอย่างพื้นผิวค่า S_q และสูตรการคำนวณ

ที่มา : Michigan Metrology. 3D S Parameters - Hybrid Parameters[อินเทอร์เน็ต].
2563 [สืบค้นเมื่อ 28 เมษายน 2563] จาก
https://www.michmet.com/3d_s_hybrid_parameters.htm⁽⁹⁰⁾

ค่าความหยาบผิว Sdr (Developed Interfacial Area Ratio) ได้จากอัตราส่วนความหยาบผิวต่อพื้นที่ที่จะแสดงเป็นสัดส่วนของพื้นที่ผิว มีหน่วยเป็นไมโครเมตร (μm) ดังแสดงในภาพประกอบ 12 Sdr เป็นค่าความหยาบของพื้นที่และความหยาบเฉลี่ย ใช้ประโยชน์ในด้านการตรวจสอบที่เกี่ยวข้องกับการเคลือบผิวและการยึดเกาะ

$$Sdr = \frac{(\text{Texture_Surface_Area}) - (\text{Cross_Sectional_Area})}{\text{Cross - Sectional - Area}}$$



ภาพประกอบ 12 ลักษณะตัวอย่างพื้นผิวค่า Sdr และสูตรการคำนวณ

ที่มา : Michigan Metrology. 3D S Parameters - Hybrid Parameters[อินเทอร์เน็ต].

2563 [สืบค้นเมื่อ 28 เมษายน 2563] จาก

https://www.michmet.com/3d_s_hybrid_parameters.htm⁽⁹⁰⁾

2. การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟส (Phase analysis)

การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟสของเซอริโคเนียเป็นการวิเคราะห์วัสดุขั้นพื้นฐานที่ไม่ทำลายชิ้นงานต้นแบบ (Non-destructive analysis) เพื่อศึกษาถึงโครงสร้างของผลึกและการจัดเรียงตัวของอะตอมในโมเลกุลเซอริโคเนีย ด้วยการยิงรังสีเอกซ์ไปตกกระทบที่ชิ้นงานทำให้เกิดการหักเห และสะท้อนออกมาที่มุมต่าง ๆ กัน (X-ray diffraction; XRD)⁽⁹¹⁾ โดยมีตัววัดสัญญาณ (Detector) เป็นตัวรับข้อมูล เมื่อรังสีเอกซ์ตกกระทบเกิดการกระเจิงและหักเหของรังสีเกิดเป็นพีค (Peak) ที่องศาต่าง ๆ ตามลักษณะโครงสร้างผลึก ซึ่งผลที่ได้สามารถระบุชนิดของสารประกอบที่มีอยู่ในสารตัวอย่างและสามารถนำมาใช้ศึกษารายละเอียดเกี่ยวกับโครงสร้างของ

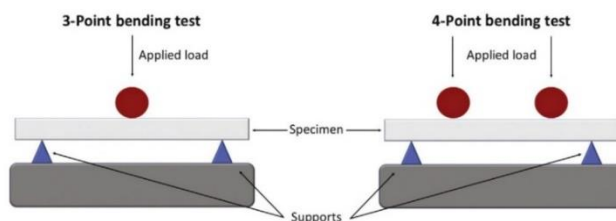
ผลึกของสารตัวอย่างนั้น ๆ ได้ ซึ่งสามารถตรวจหาปริมาณมอนอคลินิกและเทตระโกนอลเฟสใน เซอร์โคเนียได้ภายหลังการหล่อแต่ง

3. ความแข็งแรงจากการโค้งงอ (Flexural strength)

ค่าความแข็งแรงจากการโค้งงอเป็นค่าที่บอกความสามารถในการรับแรงดัดสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณผิวของชิ้นทดสอบ สามารถทดสอบได้ 3 วิธี ตามมาตรฐาน ISO 6872 ค.ศ. 2015

3.1 การทดสอบการโค้งงอแบบ 3 จุด (3-point bending test) คือ การทดสอบแรงดัดโค้งโดยมีจุดรองรับ 2 จุด และมีหัวกด 1 จุด แรงที่ให้จะทำให้กระทำที่จุดกึ่งกลางของชิ้นงานทดสอบ และจุดรองรับในทิศทางตรงกันข้ามบริเวณปลายทั้งสองด้านที่มีระยะห่างจากจุดกึ่งกลางเท่ากัน ซึ่งจุดรองรับและหัวกดดังกล่าวมีลักษณะเป็นหัวมน โดยหัวกดมีรัศมีอย่างน้อย 3.2 มิลลิเมตร และอย่างมากไม่เกิน 4 เท่าของความหนาชิ้นงานที่จะนำมาทดสอบ ส่วนจุดรองรับจะมี 1.5 เท่าของความหนาชิ้นทดสอบ⁽⁹²⁾

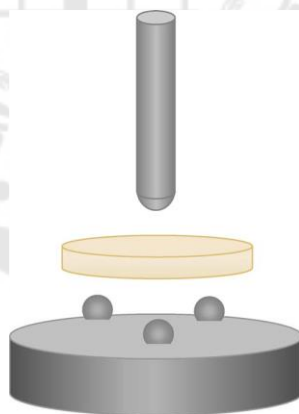
3.2 การทดสอบการโค้งงอแบบ 4 จุด (4-point bending test) คือ การทดสอบที่ให้แรงกระทำ 2 จุด ตรงบริเวณศูนย์กลางของชิ้นทดสอบ และจุดรองรับในทิศทางตรงกันข้ามบริเวณปลายทั้งสองด้านที่มีระยะห่างจากจุดกึ่งกลางเท่ากัน หัวกดและจุดรองรับมีลักษณะเป็นใบมีดมน (Round knife edge) เช่นเดียวกับกับการทดสอบแบบ 3 จุด แต่รัศมีของหัวกดและจุดรองรับจะมีค่าเท่ากัน โดยจะต้องมีรัศมีอย่างน้อย 3.2 มิลลิเมตร และรัศมีสูงสุดไม่เกิน 1.5 เท่าของความหนาของชิ้นงานที่จะนำมาทดสอบ ระยะห่างระหว่างจุดกดและจุดรองรับในการทดสอบ สามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ แบบ หนึ่งในสามและแบบหนึ่งในสี่ ซึ่งการจัดระยะหนึ่งในสามหมายถึงระยะห่างระหว่างจุดรองรับถึงจุดกดและระหว่างจุดกดทั้งสองมีค่าเท่ากัน คือ หนึ่งในสามของระยะห่างระหว่างจุดรองรับทั้งสอง ส่วนการจัดระยะแบบหนึ่งในสี่ คือ ระยะห่างระหว่างจุดรองรับและจุดกดมีค่าเท่ากับหนึ่งในสี่ของระยะห่างระหว่างจุดรองรับทั้งสอง ส่วนระยะห่างระหว่างจุดกดทั้งสองเท่ากับครึ่งหนึ่งของระยะห่างระหว่างจุดรองรับทั้งสอง⁽⁹²⁾ ดังภาพประกอบ 13



ภาพประกอบ 13 การทดสอบการโค้งงอแบบ 3 จุด และ 4 จุด

ที่ ม ๑ : Yusuf Khan. Characterizing the Properties of Tissue Constructs for Regenerative Engineering. Encyclopedia of Biomedical Engineering .2019; 1: 541.⁽⁹²⁾

3.3 การทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength) คือ การทดสอบที่ให้แรงลงบนกึ่งกลางชิ้นงานทดสอบผ่านหัวกดเหล็กเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร ที่มีแป้นรองรับเป็นลูกบอลเหล็กเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร จำนวน 3 ลูกเรียงตัวทำมุม 120 องศาบนฐานรองรับ (Support circle) ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร⁽⁹³⁾ ดังภาพประกอบ 14



ภาพประกอบ 14 การทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

ที่ ม ๑ : Koiti Marco Itinoche, Mutlu Özcan, Marco Antonio Bottino, Denise Oyafuso. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. dental materials. 2006; 22(11): 103⁽⁹³⁾

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ ทางผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

1. การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง
2. ขั้นตอนการทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล
3. การวิเคราะห์ข้อมูล

การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง

ในการวิจัยนี้คำนวณหาขนาดตัวอย่างโดยใช้สูตรเปรียบเทียบค่าเฉลี่ย 2 ค่า (Two dependent means)⁽⁹⁴⁾ โดยเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างเซอร์โคเนียที่ ถูกกรอบแต่งด้วยหัวกรอเร็วกากเพชรชนิดหยาบ กับกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการกรอบแต่ง ตามสูตรนี้

$$n = \frac{(Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2 x (\sigma^2)}{(\Delta)^2}$$

n = จำนวนขนาดตัวอย่าง

$Z_{\alpha/2}$ = ค่าสถิติภายใต้โค้งมาตรฐาน เมื่อ ระดับนัยสำคัญทางสถิติ $\alpha = 0.05$ คือ 1.96

Z_{β} = ค่าสถิติภายใต้โค้งมาตรฐาน เมื่อกำหนด ระดับอำนาจในการทดสอบ 80% คือ 0.842

σ^2 , SD^2 = ค่าความแปรปรวนของประชากร

Δ = ค่าความแตกต่างของคะแนนเฉลี่ยค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างกลุ่ม วัสดุทันตกรรมที่กรอด้วยหัวกรอเร็วกากเพชรชนิดหยาบ กับวัสดุทันตกรรมกลุ่มควบคุม = $956.40 - 879.01 = 77.39$ ซึ่งอ้างอิงจากการศึกษาก่อนหน้านี้ปี 2018 ของ Khayat และคณะ⁽⁸⁶⁾ โดยมีค่า ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) อยู่ที่ 157.99 ดังนั้นสามารถคำนวณขนาดตัวอย่างได้ดังนี้

$$n = \frac{(1.96 + 0.842)^2 x (157.99^2)}{(77.39)^2}$$

$$n = 33$$

ดังนั้น ในการศึกษาครั้งนี้จะใช้วัสดุตัวอย่าง กลุ่มละ 33 ชิ้น แต่เนื่องจากงบประมาณที่ จำกัดจึงกำหนดจำนวนกลุ่มตัวอย่าง 10 ชิ้นต่อกลุ่ม

แบ่งกลุ่มประชากรเป็น 4 กลุ่ม ดังนี้

1. เซอร์โคเนียใสที่ไม่มีการกรอแต่ง (Control group) 10 ซึ้น
2. เซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาสีน้ำเงิน (Blue diamond burs) 10 ซึ้น
3. เซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาสีแดง-ขาว (Red-white diamond burs) 10 ซึ้น
4. เซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอหินแบบกรอช้าที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน (Heatless stone burs) 10 ซึ้น

วัสดุที่ใช้ในการวิจัย

1. เซอร์โคเนียใส ยี่ห้อ Katana™ Zirconia รุ่น STML (Super Translucent Multi Layered) สี A3
2. หัวกรอเร็วจากเพชรคาสีน้ำเงิน ยี่ห้อ Jota รูปทรงกลม
3. หัวกรอเร็วจากเพชรคาสีแดง-ขาว ยี่ห้อ Jota รูปทรงรักบี้
4. หัวกรอหินแบบกรอช้าที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน ยี่ห้อ Jota รุ่นหัวกรอ The Glaze Prep รูปทรงรักบี้

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัย

1. เครื่องวัดความหยาบผิวแบบไม่สัมผัส (Surface roughness tester non-contact; Infinitefocus SL, Alicona, Graz, Austria)
2. เครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิคส์ (Ultrasonic cleaner; 5210, Branson, Germany)
3. หัวกรอเร็ว (High Speed Hand Piece; TwinPower PAR-4HX-O, J.Morita, Japan)
4. หัวกรอช้า (Slow Speed Hand Piece; J.Morita, Japan)
5. เครื่องออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD/CAM machine; VHF S2, VHF, Germany)
6. เครื่องเผาเซรามิก (Zirconia sintering furnaces; Sintra Plus, Shenpaz Dental Ltd, Israel)
7. เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัดระบบไฮดรอลิก (Universal testing machine Instron 8872, Instron, UK)

8. เครื่องวัดดิจิทัลไมโครมิเตอร์ (Digital micrometer; Park tool, USA)
9. วัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดชั้น (Putty silicone; Silagum-Putty, DMG, Germany)
10. โปรแกรมออกแบบชิ้นงานด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD; Autodesk Tinkercad, USA)
11. เครื่องขึ้นรูปชิ้นงานด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAM; Objet 30 dental prime, Stratasys, USA)
12. อะคริลิก (Acrylic; Objet MED610 Biocompatible, Stratasys, USA)
13. เครื่อง X-Ray Diffractometer (XRD; Bruker, D8, Germany)
14. กล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (Stereo microscope; SZ 61, Olympus, Japan)

ขั้นตอนการทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล

1. การเตรียมชิ้นงาน

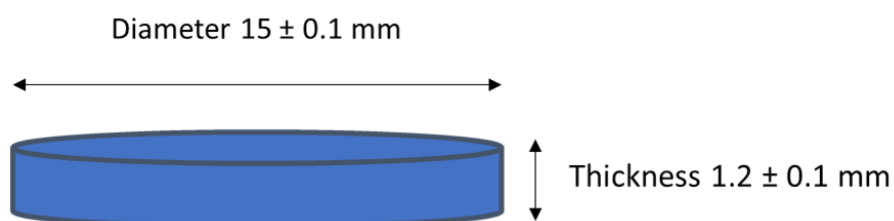
นำเซอโรโคเนียบล็อก ยี่ห้อ Katana™ Zirconia STML ชนิด 4Y-TZP สี A3 ที่มีองค์ประกอบและคุณสมบัติดังตารางที่ 1 ที่ยังไม่ผ่านการขึ้นเตอร์ มาขึ้นรูปให้ได้ลักษณะตามมาตรฐาน ISO 6872 (The International Organization for Standardization, 2015) รูปร่างเป็นแผ่นกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 15 ± 0.1 มิลลิเมตร หนา 1.2 ± 0.1 มิลลิเมตร ทั้งหมด 40 ชิ้น โดยใช้เครื่องออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD/CAM) ยี่ห้อ VHF รุ่น VHF S2



ภาพประกอบ 15 เซอโรโคเนียบล็อก ยี่ห้อ Katana™ Zirconia STML สี A3

ตาราง 2 แสดงองค์ประกอบและคุณสมบัติของ Katana™ Zirconia STML

Components (Wt%)	
ZrO ₂ + HfO ₂	88 - 93
Y ₂ O ₃ + HfO ₂	7 - 10
Other oxides	0 - 2
Phase composition	Cubic mainly
Properties	
CTE (10 ⁻⁶ /K)	9.8 ±0.2
Chemical solubility (mg/cm ²)	< 100
Sintering density (g/cm ³)	6.4
Translucency (%) (sample thickness 0.5 mm)	38
Vickers hardness	1,300
3-point flexural strength (Mpa)	784
Fracture toughness (MPa m ^{-0.5})	3.2
Modulus of elasticity (GPa)	200 - 210

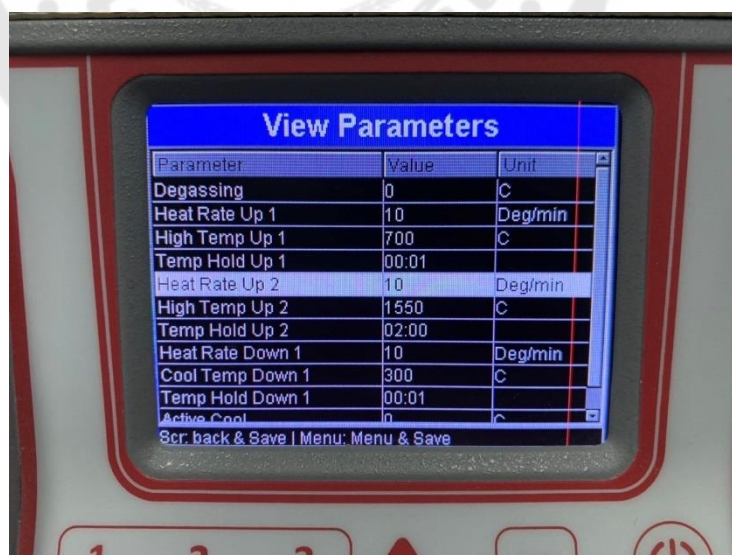


ภาพประกอบ 16 ขนาดชิ้นงานตามมาตรฐาน ISO 6872 (The International Organization for Standardization, 2015)

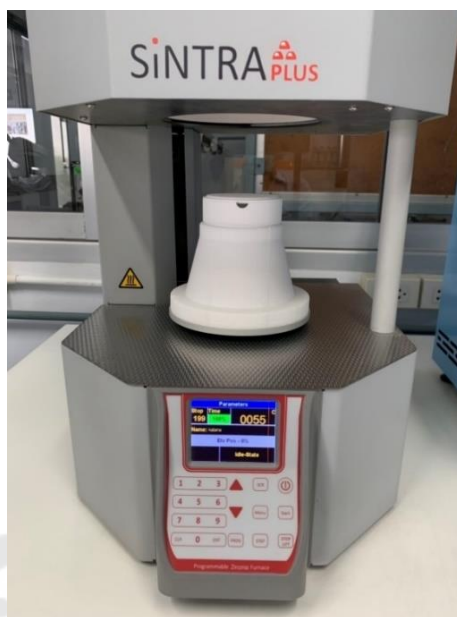
จากนั้นจึงนำไปเข้าเครื่องเผาเซรามิก ยี่ห้อ Shenpaz Dental Ltd รุ่น Sintra Plus โดยอุณหภูมิเริ่มต้นอยู่ที่อุณหภูมิห้อง แล้วเพิ่ม 10 องศาเซลเซียสทุก 1 นาทีจนอุณหภูมิขึ้นถึง 1,550 องศาเซลเซียส คงไว้เวลานาน 2 ชั่วโมง จากนั้นลดอุณหภูมิลง 10 องศาเซลเซียสทุก 1 นาที จนถึงอุณหภูมิห้อง นำชิ้นงานที่ผ่านการเผาแล้วไปทำความสะอาดด้วย เครื่องอัลตราโซนิกเป็นเวลา 10 นาที ปล่อยให้แห้งที่อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 30 นาที วัดขนาดชิ้นงานแต่ละชิ้นด้วย เครื่องวัดดิจิทัลไมโครมิเตอร์ (Digital micrometer; Park tool, USA) และบันทึกข้อมูล

ตาราง 3 อุณหภูมิที่ใช้ในการเผาเซอโรโคเนียยี่ห้อ Katana™ Zirconia STML

Temperature	Programming	Holding Time
Room Temp. - 1550°C (2882 °F)	10°C/min (18°F/min)	-
1550°C (2882 °F)	-	2 hrs
1550°C (2882 °F) - Room Temp.	-10°C/min (-18°F/min)	-



ภาพประกอบ 17 การตั้งโปรแกรมอุณหภูมิในการเผาเซอโรโคเนีย



ภาพประกอบ 18 เครื่องเผาเซรามิก (Zirconia sintering furnaces; Sintra Plus, Shenpaz Dental Ltd, Israel)

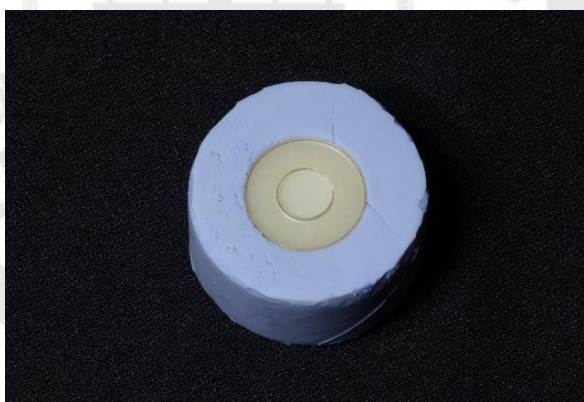
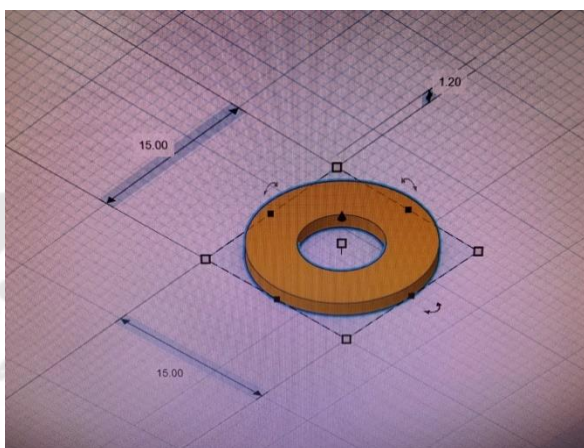


ภาพประกอบ 19 ขนาดของชิ้นงานวัดด้วยเครื่องวัดดิจิทัลไมโครมิเตอร์ (Digital micrometer; Park tool, USA)

2. การกำหนดบริเวณในการถอดชิ้นงาน

ใช้โปรแกรมออกแบบชิ้นงานด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD; Autodesk Tinkercad, USA) ออกแบบฝาอะคริลิก (Acrylic; Objet MED610 Biocompatible, Stratasys, USA) ให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 15 มิลลิเมตร หนา 1.2 มิลลิเมตร โดยมีช่องว่างบริเวณกึ่งกลางชิ้นงาน

เป็นวงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร และขึ้นรูปฝาอะคริลิกด้วยเครื่องขึ้นรูปขึ้นงานด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAM; Objet 30 dental prime, Stratasys, USA) หลังจากนั้นนำขึ้นงานเซอริโคเนียพร้อมทั้งฝาอะคริลิกมาประทับลงบนวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดชั้น (Putty silicone; Silagum-Putty, DMG, Germany) เพื่อเป็นฐานไว้สำหรับยึดขณะทำการทดลอง แล้วใช้ดินสอลากระบายภายในวงกลมเพื่อกำหนดตำแหน่งในการทดลอง



ภาพประกอบ 20 ขั้นตอนการกำหนดบริเวณในการหล่อตั้งขึ้นงาน

3. การหล่อตั้งขึ้นงาน

3.1 นำเซอริโคเนียในกลุ่มทดสอบที่ได้จำนวนกลุ่มละ 10 ชิ้นมาหล่อตั้งด้วยหัวกรอที่มีความละเอียดแตกต่างกันดังนี้

3.1.1 หัวกรอเร็วจากเพชรคาดสีน้ำเงิน (Blue diamond burs) ยี่ห้อ Jota ความละเอียด 90 - 106 ไมครอน รูปทรงกลม ทำการกรอด้วยหัวกรอเร็วแบบใช้น้ำ (High Speed Hand Piece; TwinPower PAR-4HX-O, J.Morita, Japan) กรอที่ความเร็ว 370,000 รอบต่อนาที

3.1.2 หัวกรอเร็วจากเพชรคาดสีแดง-ขาว (Red-white diamond burs) ยี่ห้อ Jota ความละเอียด 38 - 45 ไมครอน ทำการกรอด้วยหัวกรอเร็วแบบใช้น้ำ (High Speed Hand Piece; TwinPower PAR-4HX-O, J.Morita, Japan) ที่ความเร็ว 370,000 รอบต่อนาที

3.1.3 หัวกรอหินแบบกรอช้าที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน (Heatless stone burs) ยี่ห้อ Jota รุ่นหัวกรอ The Glaze Prep ความละเอียด 44 - 74 ไมครอน ทำการกรอด้วยหัวกรอช้า (Slow Speed Hand Piece; J.Morita, Japan) กรอในสภาวะแห้งที่ความเร็ว 42,000 รอบต่อนาที

3.2 ทำการกรอโดยผู้วิจัยเพียงคนเดียว

3.3 ปล่อยให้หัวกรอให้หมุนอย่างน้อย 5 วินาที เพื่อให้ความเร็วหัวกรอคงที่

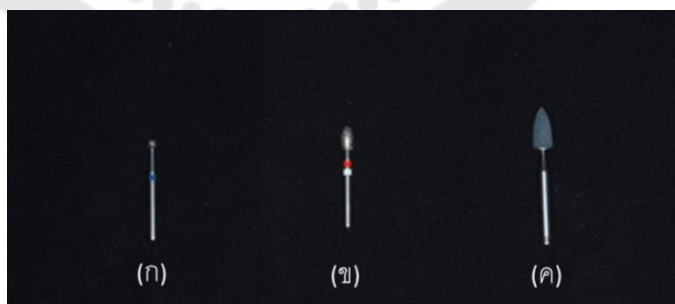
3.4 ทำการกรอโดยใช้ด้านข้างของหัวกรอ กรอไปกลับอย่างต่อเนื่องด้วยแรงเล็กน้อย เพื่อให้รอยดินสอที่ลากไว้หายไป

3.5 ใช้ระยะเวลาในการกรอ 30 วินาที

3.6 เมื่อครบ 30 วินาทีแล้ว ให้ยกหัวกรอขึ้น ปล่อยให้หัวกรอให้หมุนอย่างน้อย 5 วินาที

3.7 เปลี่ยนหัวกรอทุกการกรอ 5 ชิ้นงาน

3.8 ส่องดูพื้นผิวหลังกรอแต่งด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (Stereo microscope; SZ 61, Olympus, Japan) ที่กำลังขยาย 25 เท่า และบันทึกภาพ



ภาพประกอบ 21 หัวกรอที่ใช้ในการกรอแต่งชิ้นงาน

(ก) หัวกรอเร็วจากเพชรคาดสีน้ำเงิน

(ข) หัวกรอเร็วจากเพชรคาดสีแดง-ขาว

(ค) หัวกรอหินแบบกรอช้าที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน

4. การทดสอบความหยาบผิว

หลังจากทำการกรอเซอร์โคเนียด้วยหัวกรอต่าง ๆ แล้วจึงนำไปทำความสะอาดด้วยเครื่องทำความสะอาดอัลตราโซนิกเป็นเวลา 10 นาที ปลดปล่อยให้แห้งที่อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 30 นาที สุ่มชิ้นงานจากทุกกลุ่มกลุ่มละ 1 ชิ้น นำไปทดสอบความหยาบผิว (surface roughness test) โดยใช้เครื่องวัดความหยาบผิวแบบไม่สัมผัส (Surface roughness tester non-contact; Infinitefocus SL, Alicona, Austria) จากนั้นบันทึกค่าที่ได้เป็นค่าความหยาบเฉลี่ยพื้นผิว (S_a)

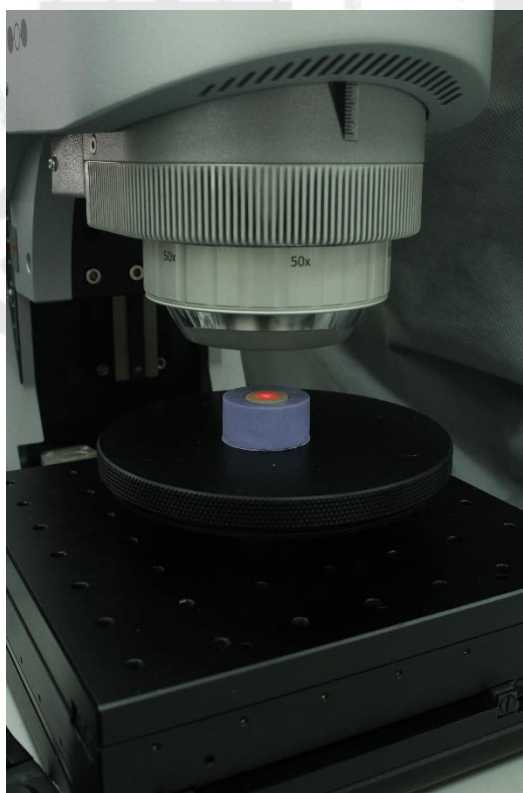
4.1 เข้าโปรแกรม Alicona IF ที่ใช้สำหรับวัดความหยาบผิว

4.2 ปรับหัวกล้องที่ใช้สแกนที่ขนาดกำลังขยาย 50 เท่า

4.3 กำหนด Vertical Res ที่ 50 นาโนเมตร

4.4 สแกนบริเวณกึ่งกลางเซอร์โคเนียที่ทำการกรอแต่ง หาจุดโฟกัสที่เห็นพื้นผิวชัดเจน และเก็บภาพได้ขนาดพื้นที่ 0.4×0.4 ตารางมิลลิเมตร

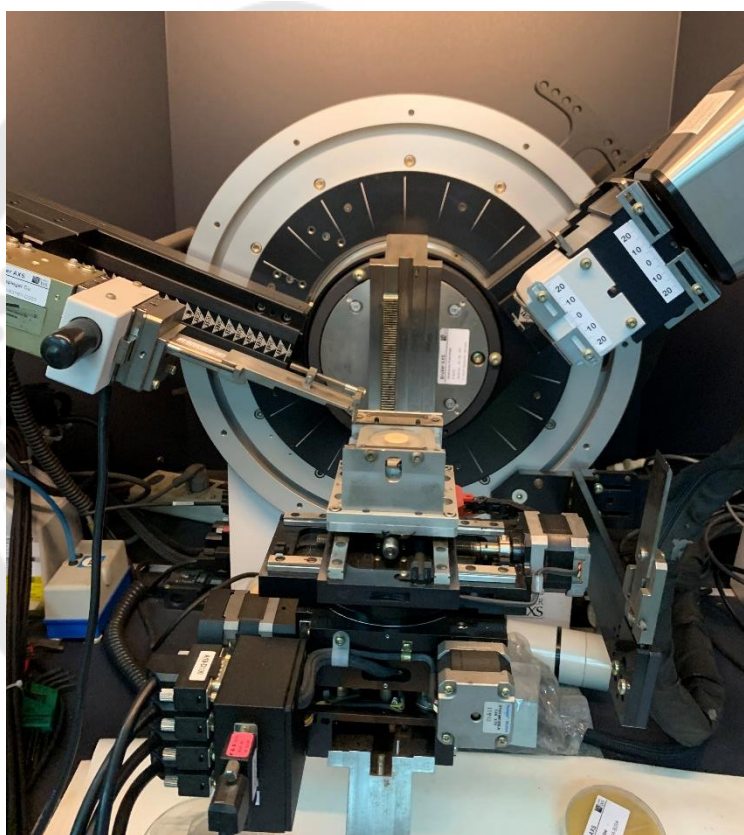
4.5 บันทึกค่าความหยาบเฉลี่ยพื้นผิว (S_a ; Arithmetical mean of the deviation from the mean) ที่ได้จากเครื่อง



ภาพประกอบ 22 การวัดความหยาบผิว

5. การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟส (Phase analysis)

จากนั้นนำชิ้นงานเซอริโคเนียกลุ่มละ 1 ชิ้น มาวิเคราะห์ปริมาณมอนอคลินิกและเทตระกอนอเฟสด้วยเครื่อง X-Ray Diffractometer (XRD) ยี่ห้อ Bruker รุ่น D8 จากประเทศเยอรมนี โดยกำหนดให้กระแสหลอดกำเนิด 40 มิลลิแอมแปร์ (mA) ความต่างศักย์ 405 กิโลโวลต์ (kV) บันทึกความเข้มที่มุม 2θ ตั้งแต่ 10 – 65 องศา ที่ความเร็ว 0.5 องศาต่อนาที แล้วทำการบันทึกค่าที่ได้ในแต่ละกลุ่มการทดลอง



ภาพประกอบ 23 เครื่อง X-Ray Diffractometer (XRD)

7. ทดสอบค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength)

นำเซอริโคเนียกลุ่มละ 10 ชิ้นมาทดสอบค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนตามมาตรฐาน ISO 6872 ค.ศ.2015 โดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัดระบบไฮดรอลิก (Universal testing machine Instron 8872, Instron, UK) และบันทึกค่าเป็นลูกบอลลเหล็กเส้นผ่าน

ศูนย์กลาง 3 มิลลิเมตร 3 ลูกเรียงตัวทำมุม 120 องศาที่ฐานรองรับ (Support circle) ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร วางชิ้นงานลงบนลูกบอลเหล็ก 3 อัน โดยด้านที่ทำการกรออยู่ด้านบนและให้หัวกดที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 มิลลิเมตร วางลงบริเวณกึ่งกลางของชิ้นงาน

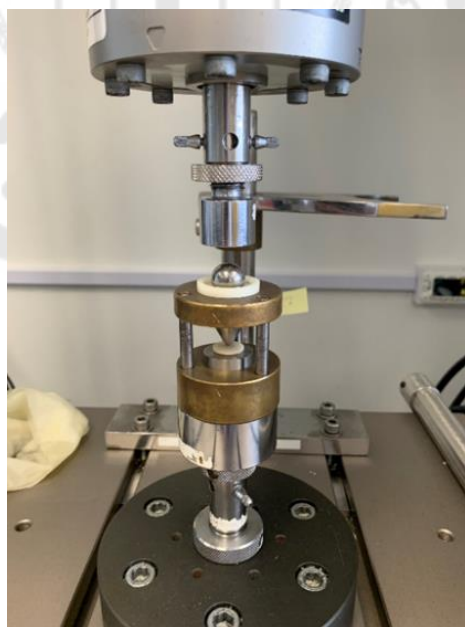
กำหนดความเร็วในการทดสอบที่ 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที ตามมาตรฐาน ISO 6872 ค.ศ.2015 ให้แรงจนชิ้นงานแตก และบันทึกค่าแรงกดสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตกเอาไว้ นำมาคำนวณหาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน ตาม ISO 6872 ค.ศ.2015 ได้ดังนี้

$$BFS = \frac{-0.2387P(X-Y)}{d^2}$$

โดย	$X = (1+v)\ln(r_2/r_3)^2 + [(1-v)/2](r_2/r_3)^2$
	$Y = (1+v)[1+\ln(r_1/r_3)^2] + (1-v)(r_1/r_3)^2$
BFS	คือ ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (เมกกะปาสคาล)
P	คือ แรงกดสูงสุดที่ทำให้เกิดการแตก (นิวตัน)
d	คือ ความหนาของชิ้นตัวอย่าง ณ จุดที่เกิดการแตก (มิลลิเมตร)
v	คือ อัตราส่วนปัวซอง (0.25)
r_1	คือ รัศมีวงกลมรองรับ (5 มิลลิเมตร)
r_2	คือ รัศมีบริเวณที่โดนกด (0.75 มิลลิเมตร)
r_3	คือ รัศมีของชิ้นงานที่ทดสอบ (7.5 มิลลิเมตร)



ภาพประกอบ 24 เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัดระบบไฮดรอลิก (Universal testing machine Instron 8872, Instron, UK)



ภาพประกอบ 25 การทดสอบค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

การวิเคราะห์ข้อมูล

การวัดค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength)

วิเคราะห์ข้อมูลพื้นฐานคำนวณหาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในสถิติเชิงพรรณนา ทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนประชากรโดยใช้ Levene's test ส่วนการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) แล้วนำมาหาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มด้วย Post hoc tests ซึ่งเลือกใช้วิธีการเปรียบเทียบพหุคูณแบบ Scheffe โดยกำหนดระดับความเชื่อมั่นไว้ที่ร้อยละ 95 ($\alpha = 0.05$) ด้วยโปรแกรม SPSS statistics 23 (IBM®)



บทที่ 4 ผลการดำเนินงานวิจัย

การวิจัยเรื่องผลของการกรอแต่งเซอริโคเนียใสต่อความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟสและค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามลำดับขั้นตอนต่าง ๆ ตามที่ได้วางแผนไว้ ด้วยการจำลองการกรอแต่งพื้นผิวของเซอริโคเนียที่ขึ้นรูปตามขนาดมาตรฐาน ISO 6782 ด้วยเครื่อง CAD/CAM ออกเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มที่ 1 คือ เซอริโคเนียใสที่ไม่มีการกรอแต่ง (Control group) กลุ่มที่ 2 คือ เซอริโคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วกากเพชรคาคสีน้ำเงิน (Blue diamond bur) กลุ่มที่ 3 คือ เซอริโคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วกากเพชรคาคสีแดง-ขาว (Red-white diamond bur) และกลุ่มที่ 4 คือ เซอริโคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน (Heatless stone bur) แล้วนำมาทดสอบเพื่อหาค่าดังกล่าว ปรากฏผลการวิจัยดังนี้

ผลการศึกษาทางสถิติเชิงพรรณนา (Descriptive statistics)

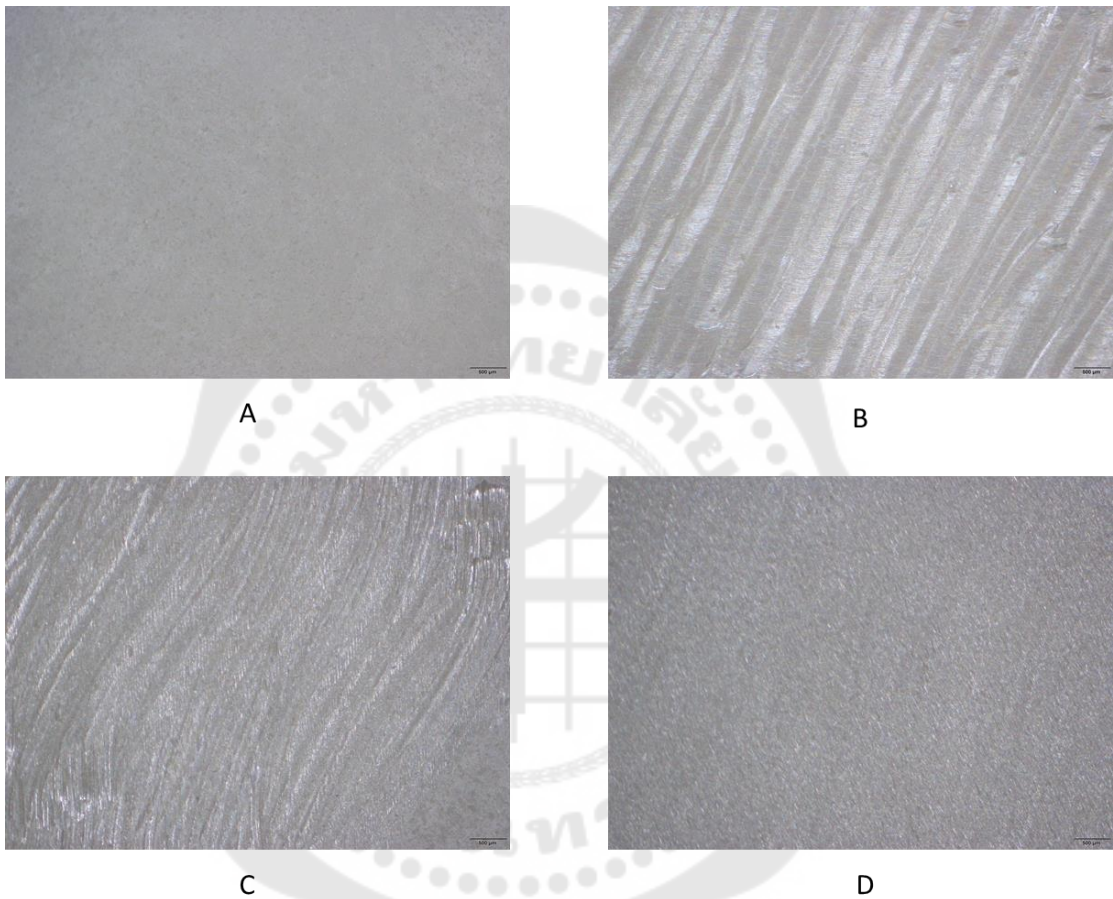
ผลการศึกษาค่าความหยาบผิวหลังการกรอแต่งเซอริโคเนียด้วยหัวกรอที่แตกต่างกัน พบว่าในกลุ่มที่ 1 มีค่าความหยาบผิวน้อยที่สุดเท่ากับ 394 นาโนเมตร กลุ่มที่ 2 มีค่าความหยาบผิวมากที่สุดเท่ากับ 1,635 นาโนเมตร ส่วนกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 มีค่าความหยาบผิวเท่ากับ 807 และ 472 นาโนเมตรตามลำดับ ดังตาราง 4

ตาราง 4 แสดงค่าความหยาบผิวโดยเฉลี่ย

กลุ่มตัวอย่าง	Sa (Nanometer)
กลุ่มที่ 1 (Control)	394
กลุ่มที่ 2 (Blue round diamond burs)	1635
กลุ่มที่ 3 (Red-white diamond burs)	807
กลุ่มที่ 4 (Heatless stone burs)	472

เมื่อทำการรอกแต่งกลุ่มตัวอย่างเซอริโคเนียทั้งหมดแล้ว จึงสุ่มกลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ 1 ชิ้น เพื่อส่องดูพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอที่กำลังขยาย 25 เท่า ปรากฏตามภาพประกอบ

26



ภาพประกอบ 26 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอแสดงพื้นผิวของเซอริโคเนียในแต่ละ

กลุ่มที่กำลังขยาย 25 เท่า

A เซอริโคเนียในกลุ่มที่ 1

B เซอริโคเนียในกลุ่มที่ 2

C เซอริโคเนียในกลุ่มที่ 3

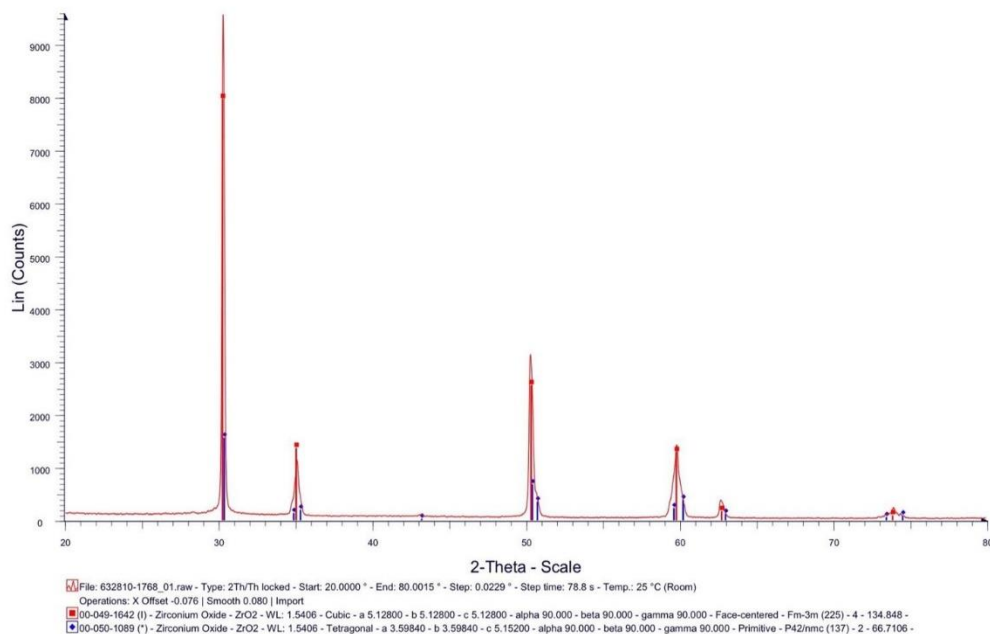
D เซอริโคเนียในกลุ่มที่ 4

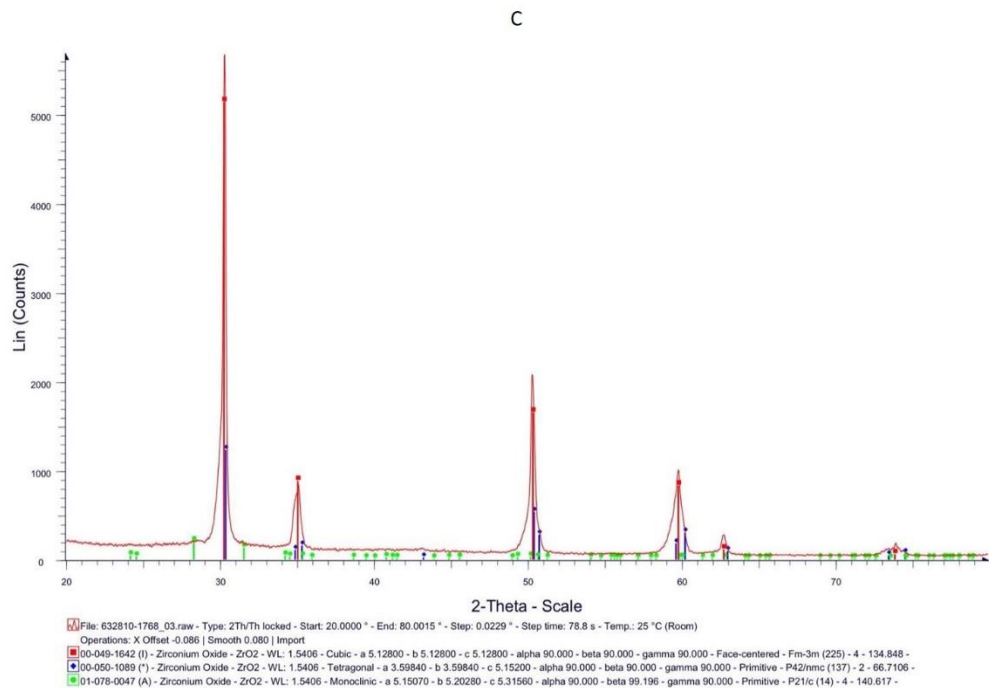
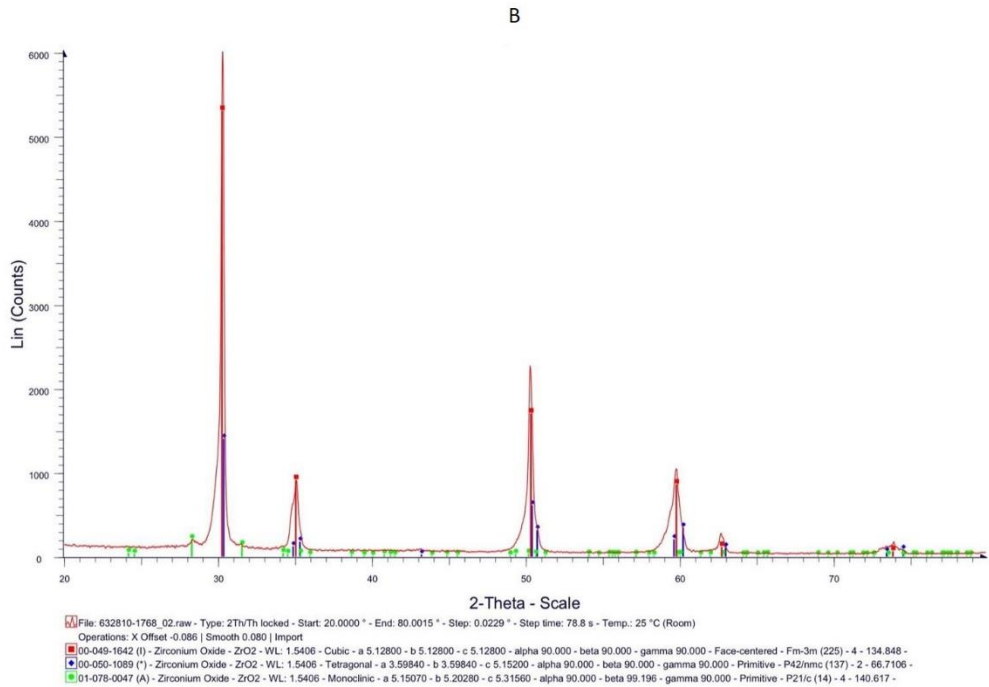
เมื่อนำกลุ่มตัวอย่างเซอร์โคเนียกลุ่มละ 1 ชิ้น มาวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟส โดยเครื่อง X-Ray Diffractometer (XRD) พบว่าในกลุ่มควบคุมไม่ปรากฏอนุภาคมอนอคลินิกเฟสแต่อย่างใด ส่วนเซอร์โคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งปรากฏอนุภาคมอนอคลินิกเฟสทั้งสามกลุ่ม ดังตาราง 5 และกราฟแสดงองค์ประกอบของเฟสต่าง ๆ ที่พบในทั้ง 4 กลุ่มดังภาพประกอบ 27

ตาราง 5 แสดงองค์ประกอบทางเฟส

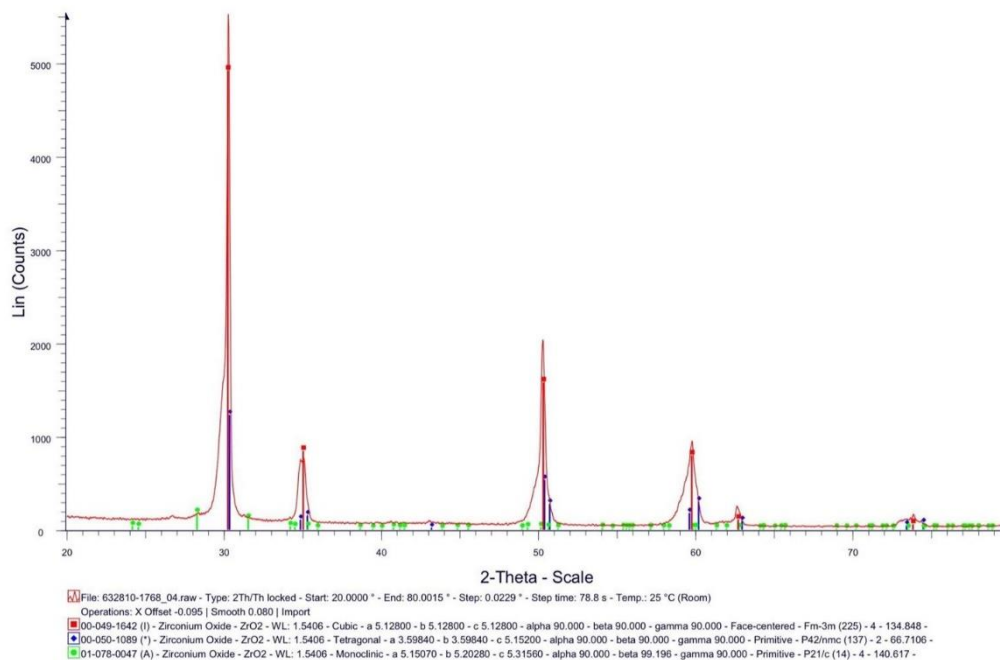
ชิ้นงาน	Cubic	Tetragonal	Monoclinic
กลุ่มที่ 1 (Control)	58.75	41.25	-
กลุ่มที่ 2 (Blue diamond)	38.36	59.11	2.53
กลุ่มที่ 3 (Red-white diamond)	35.40	62.31	2.29
กลุ่มที่ 4 (Heatless stone)	33.63	63.77	2.61

A





D



ภาพประกอบ 27 กราฟแสดงองค์ประกอบทางเฟสของเซอร์โคเนียโดยเครื่อง X-Ray Diffractometer (XRD) ผ่านโปรแกรมโทปาส (TOPAS)

- กราฟ A เซอร์โคเนียใสในกลุ่มที่ 1
- กราฟ B เซอร์โคเนียใสในกลุ่มที่ 2
- กราฟ C เซอร์โคเนียใสในกลุ่มที่ 3
- กราฟ D เซอร์โคเนียใสในกลุ่มที่ 4

หลังจากที่ได้ทำการทดสอบข้างต้นแล้ว ผู้วิจัยนำชิ้นงานเซอร์โคเนียไปหาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength ; BFS) ตามมาตรฐาน ISO 6872 พบว่าค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 534.50, 392.05, 457.49 และ 503.86 เมกะปาสคาล (MPa) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 70.64, 81.87, 56.83 และ 63.55 เมกะปาสคาล ตามลำดับ ดังตาราง 6

ตาราง 6 แสดงค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

ชิ้นงาน	ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน			
	กลุ่มที่ 1	กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 3	กลุ่มที่ 4
1	449.25	373.25	474.95	449.07
2	599.23	349.03	377.33	575.71
3	524.23	323.11	400.19	523.39
4	557.85	472.89	532.89	456.59
5	548.38	273.20	457.59	475.00
6	572.21	387.51	499.02	586.65
7	374.87	374.41	473.68	575.78
8	572.60	348.21	375.06	472.65
9	548.13	547.51	525.23	525.96
10	598.24	471.33	458.95	397.84
Mean	534.50	392.05	457.49	503.86
SD	70.64	81.87	56.83	63.55

ผลการทดสอบการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA)

จากการทดสอบ Levene's test และการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว เพื่อทดสอบสมมติฐานของงานวิจัย พบว่า เมื่อกรอแต่งเซอร์โคเนียด้วยหัวกรอต่าง ๆ มีผลต่อค่าเฉลี่ย BFS ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ($p\text{-value} < 0.001$) อย่างน้อย 1 คู่

ผลการเปรียบเทียบรายคู่ของค่าเฉลี่ยโดยใช้ Post hoc tests

หลังจากที่ทราบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในแต่ละกลุ่มแล้ว จากนั้นจึงเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มตัวอย่างโดยใช้ Post hoc tests ด้วยวิธีการเปรียบเทียบพหุคูณแบบ Scheffe เพื่อหาความแตกต่างของค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มตัวอย่างที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 แล้ว พบว่าเมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างกลุ่มที่ 2 กับกลุ่มที่ 1 นั้น จะมีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกนแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p=0.001$ โดยกลุ่มที่ 2 มีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกนน้อยกว่ากลุ่มที่ 1 ซึ่งมี

ค่าอยู่ที่ 392.05 ± 81.87 และ 534.50 ± 70.64 MPa ตามลำดับ และพบว่าในกลุ่มที่ 3 และ 4 มีค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่แตกต่างจากกลุ่มที่ 1

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างกลุ่มที่ 2 กับกลุ่มที่ 4 พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p=0.001$ โดยกลุ่มที่ 2 มีค่าเฉลี่ยน้อยกว่ากลุ่มที่ 4 อยู่ที่ 392.05 ± 81.87 และ 503.86 ± 63.55 MPa ตามลำดับ แต่ไม่แตกต่างกับกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 3 มีค่าเฉลี่ยไม่แตกต่างกับกลุ่มที่ 4 ดังตาราง 7 และภาพประกอบ 28

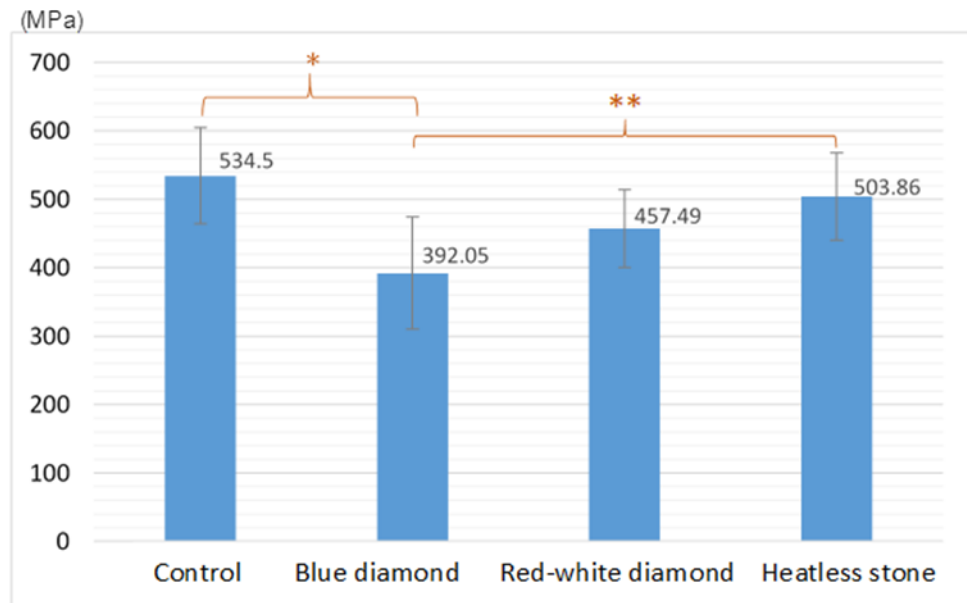
ตาราง 7 แสดงการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (BFS)

กลุ่มตัวอย่าง	BFS		กลุ่มตัวอย่าง	BFS		Mean Difference	p-value
	Mean	SD		Mean	SD		
กลุ่มที่ 1	534.50	70.64	กลุ่มที่ 2	392.05	81.87	142.45	0.001*
			กลุ่มที่ 3	457.49	56.83	77.01	0.119
			กลุ่มที่ 4	503.86	63.55	30.64	0.804
กลุ่มที่ 2	392.05	81.87	กลุ่มที่ 3	457.49	56.83	65.44	0.230
			กลุ่มที่ 4	503.86	63.55	111.82	0.010*
กลุ่มที่ 3	457.49	56.83	กลุ่มที่ 4	503.86	63.55	46.38	0.526

($F=8.105$, $p<0.001$) p-value from One-Way ANOVA,

Post hoc analysis : Scheffe, * = The mean difference is significant at the 0.05 level.

Biaxial flexural strength



ภาพประกอบ 28 แผนภูมิเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

ในการวิจัยเรื่องผลของการกรอแต่งเซอริโคเนียต่อความหยาบผิว การตรวจวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟส และค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน ผู้วิจัยได้ดำเนินการทดลองและนำผลการทดลองมาประเมินผลด้วยการวิเคราะห์ทางสถิติเพื่อสรุปผลการดำเนินงาน โดยแบ่งหัวข้อดังนี้

1. สรุปผลการวิจัย
2. อภิปรายผลการวิจัย
3. ข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียใสเมื่อถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอที่แตกต่างกันพบว่า เซอริโคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาสีน้ำเงิน (Blue diamond burs) มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนน้อยกว่าเซอริโคเนียในกลุ่มควบคุม (Control group) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้เซอริโคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาสีน้ำเงินยังแตกต่างจากเซอริโคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน (Heatless stone burs) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนในเซอริโคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาสีแดง-ขาว (Red-white diamond burs) มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่แตกต่างจากกลุ่มทดลองอื่น ๆ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยพบว่าหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนสูงสุด เมื่อเทียบกับเซอริโคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอชนิดอื่น นอกจากนี้ยังพบว่าเซอริโคเนียในทุกกลุ่มที่มีการกรอแต่งมีค่าความหยาบผิวเพิ่มขึ้นจากกลุ่มควบคุม อีกทั้งยังปรากฏอนุภาคคลินิกเฟส ซึ่งไม่ปรากฏในกลุ่มควบคุมแต่อย่างใด

เนื่องจากผลการศึกษาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในงานวิจัยนี้ มีกลุ่มที่มีค่าเฉลี่ยดังกล่าวแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติดังที่ได้กล่าวข้างต้น จึงปฏิเสธสมมติฐาน H_0 และยอมรับสมมติฐาน H_1 ของงานวิจัยนี้ที่ว่า ชนิดของหัวกรอส่งผลต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียใสอย่างมีนัยสำคัญ

อภิปรายผลการวิจัย

จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ เป็นการนำเซอโรโคเนียมาใช้ในการทดลองโดยจำลองการใช้งานจริงในทางทันตกรรม โดยการขึ้นรูปด้วยโปรแกรมออกแบบและเครื่องขึ้นรูปชิ้นงานควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD/CAM) ทำให้ได้ชิ้นงานเริ่มต้นที่มีขนาดและความหยابผิวใกล้เคียงกัน ส่วนในขั้นตอนการกรอแต่งได้ทำการควบคุมเวลา องศา น้ำหนัก และแรงที่ใช้ในการกรอแต่งโดยผู้วิจัยเพียงคนเดียวที่ฝึกฝนจนชำนาญให้มีความใกล้เคียงกันมากที่สุด รวมถึงได้นำชิ้นงานมาใช้ในการทดสอบจำนวนกลุ่มละ 10 ชิ้น เมื่อวัดค่าการกระจายตัวของข้อมูลพบว่า มีความแปรปรวนต่ำ ทำให้การควบคุมปัจจัยต่าง ๆ ในงานวิจัยครั้งนี้มีความน่าเชื่อถือ

เนื่องด้วยเซอโรโคเนียไสเป็นวัสดุที่มีความแข็งผิวสูง ทำให้การกรอแต่งทำได้ยากและยังไม่มีการศึกษาใดบ่งชี้ชัดถึงชนิด ลักษณะและความหยابของหัวกรอในการกรอแต่งพื้นผิวด้านในของเซอโรโคเนียไสซึ่งอาจเกิดจากการมีจุดค้ำดันในของครอบฟันหรือสะพานฟัน ผู้วิจัยจึงเลือกใช้หัวกรอที่มีจำหน่ายในประเทศไทยและเป็นที่ยอมรับมาใช้ในการครั้งนี้ คือ หัวกรอเยื่อ Jota ประเภทชุดกรอแต่งเซอโรโคเนียโดยเฉพาะ ได้แก่ หัวกรอเร็วจากเพชรคาร์บอไดไซด์-ขาว กับหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน และหัวกรอที่ใช้เป็นการทั่วไปอีก 1 ชนิด คือ หัวกรอเร็วจากเพชรคาร์บอไดไซด์น้ำเงินเพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความหยابผิว (Surface roughness) การตรวจวิเคราะห์ห้วงค์ประกอบทางเฟส (Phase analysis) และค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength) ของเซอโรโคเนียไส นอกจากนี้ ขนาดและรูปร่าง รวมถึงประเภทของหัวกรอชนิดเร็วหรือช้าย่อมส่งผลต่อผลการทดลอง แต่ปัจจุบันยังไม่มีแนวทางการใช้หัวกรอสำหรับกรอแต่งพื้นผิวด้านในของเซอโรโคเนียไสที่ชัดเจน หากในอนาคตมีแนวทางการใช้หัวกรอที่ชัดเจน และมีตัวเลือกหัวกรอที่มีขนาดและรูปร่างหลากหลายมากขึ้น เพื่อให้การทดลองมีความแม่นยำยิ่งขึ้น ควรใช้หัวกรอที่มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกัน

ส่วนวิธีการกรอแต่นั้น เนื่องจากการวิจัยครั้งนี้เป็นการจำลองการกรอแต่งพื้นผิวด้านในของเซอโรโคเนียไส ซึ่งมีความแตกต่างจากการขัดเรียบเซอโรโคเนียบริเวณด้านนอก เช่น ด้านบดเคี้ยวหรือด้านประชิด ที่ต้องใช้หัวกรอตามลำดับจากหยابไปเรียบ และขัดเงา ดังนั้นการวิจัยนี้จึงไม่ได้กำหนดให้มีการขัดเรียบและขัดเงาตามลำดับ

เมื่อศึกษาถึงค่าความหยابผิวของเซอโรโคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอที่แตกต่างกัน จากการวิจัยในครั้งนี้พบว่า เซอโรโคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งล้วนมีค่าความหยابผิวมากกว่าเซอโรโคเนียในกลุ่มควบคุม ซึ่งมีค่าความหยابผิวน้อยที่สุดเท่ากับ 394 นาโนเมตร โดยเซอโรโคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอจากเพชรคาร์บอไดไซด์น้ำเงินมีค่าเฉลี่ยความหยابผิวมากที่สุดเท่ากับ 1,635 นาโน

เมตร ส่วนหัวกรอที่ใช้สำหรับกรอแต่งเซอริโคเนียโดยเฉพาะพบว่าจะทำให้พื้นผิวเซอริโคเนียมีความหยาบผิวน้อยกว่า โดยเซอริโคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรคาดสีแดง-ขาว และเซอริโคเนียที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนโดยมีค่าความหยาบผิวเท่ากับ 807 และ 472 นาโนเมตรตามลำดับ โดยลักษณะพื้นผิวเซอริโคเนียในทุกกลุ่มตัวอย่างเป็นไปตามภาพประกอบ 26

นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Chavali และคณะใน ค.ศ. 2017 ที่ระบุว่าหัวกรอละเอียดสำหรับเซอริโคเนียมีประสิทธิภาพในการกรอเรียบดีกว่า ดังเห็นได้จากค่าความหยาบผิวน้อยกว่า โดยเปรียบเทียบค่าความหยาบผิวของเซอริโคเนียทั่วไปชนิด 3Y-TZP เมื่อกรอแต่งด้วยหัวกรอละเอียดสำหรับกรอแต่งเซรามิกทั่วไปกับหัวกรอละเอียดสำหรับกรอแต่งเซอริโคเนียโดยเฉพาะ⁽⁷²⁾ สอดคล้องกับการศึกษาของทรงศักดิ์ มั่นคงสุจริต และคณะใน พ.ศ. 2562 ที่ระบุว่า เนื่องจากหัวกรอสำหรับเซอริโคเนียมีปริมาณจากเพชรมากกว่า จึงทำให้กรอแต่งได้ดีกว่า ดังเห็นได้จากค่าความหยาบผิวน้อยกว่า ดังนั้น การกรอแต่งเซอริโคเนียด้วยหัวกรอละเอียดสำหรับกรอแต่งเซรามิกทั่วไปจึงมีประสิทธิภาพน้อยกว่าหัวกรอละเอียดสำหรับกรอแต่งเซอริโคเนียโดยเฉพาะ⁽⁷³⁾

ส่วนของศัพทประกอบทางเฟสของกลุ่มควบคุมพบเฉพาะอนุภาคควิกเฟสและเทระกอนอลเฟส แต่ไม่พบอนุภาคมอนอคลินิกเฟส ซึ่งแตกต่างจากเซอริโคเนียในกลุ่มอื่น ๆ ที่พบอนุภาคมอนอคลินิกเฟสหลังจากที่มีการกรอแต่ง สอดคล้องกับการศึกษาของ Gabriel R. Hatanaka และคณะใน ค.ศ. 2017 ที่ศึกษาในเซอริโคเนียชนิด 3Y-TZP โดยระบุว่า พบการเปลี่ยนแปลงอนุภาคจากเทระกอนอลเฟสเป็นมอนอคลินิกเฟสในกลุ่มที่มีการกรอแต่ง และไม่พบในกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการกรอแต่ง อย่างไรก็ตาม ปริมาณร้อยละของอนุภาคมอนอคลินิกเฟสไม่ได้แปรผันตรงต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียที่ลดลง⁽⁷⁵⁾ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาในครั้งนี้ที่พบมอนอคลินิกเฟสในเซอริโคเนียใสที่ถูกกรอแต่งทุกกลุ่มและอนุภาคมอนอคลินิกเฟสไม่ได้แปรผันตรงต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียที่ลดลงเช่นกัน

อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้แตกต่างจากการศึกษาของ Sato และคณะใน ค.ศ. 2008 ที่พบว่า หากปริมาณมอนอคลินิกเฟสสูงขึ้นจะทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนยิ่งลดลง โดยเมื่อทำการเป่าทรายด้วยอะลูมินาและซิลิคอนคาร์ไบด์ที่มีความหยาบ 70 และ 125 ไมครอนตามลำดับแล้ว จะปรากฏมอนอคลินิกเฟสจำนวนมากในกลุ่มที่เป่าทรายด้วยซิลิคอนคาร์ไบด์ แต่ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในกลุ่มนี้กลับน้อยกว่าในกลุ่มที่เป่าทรายด้วยอะลูมินาแม้ว่าจะปรากฏมอนอคลินิกเฟสเพียงเล็กน้อยก็ตาม⁽⁷⁴⁾

ผลของการศึกษาองค์ประกอบทางเฟสจากการศึกษานี้พบปริมาณมอнокลิติกเฟสมากที่สุดในกลุ่มเซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอหินแบบกรอช้าที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน แต่เซอร์โคเนียในกลุ่มนี้กลับมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนสูงสุด อาจเนื่องมาจากการศึกษานี้ใช้วิธีการสุ่มเซอร์โคเนียใสเพียงกลุ่มละ 1 ชิ้น มาวิเคราะห์องค์ประกอบทางเฟสโดยเครื่อง X-Ray Diffractometer (XRD) โดยการฉายรังสีเอ็กซ์ให้ไปตกกระทบที่ชิ้นตัวอย่าง ซึ่งบริเวณที่ถูกตกกระทบนั้น อาจลึกไปกว่าชั้นที่ทำการกรอแต่งและเกิดการเปลี่ยนแปลงเฟส ทั้งยังอาจลึกถึงแกนกลางของเซอร์โคเนียที่ไม่ได้ถูกกรอแต่งและไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงเฟส ดังนั้นปริมาณมอнокลิติกเฟสในแต่ละกลุ่มอาจไม่ได้แสดงปริมาณมอнокลิติกเฟสเฉพาะในชั้นที่ถูกกรอแต่งและเกิดการเปลี่ยนแปลงเฟส ซึ่งอาจทำให้ผลการศึกษาถึงปริมาณมอнокลิติกเฟสในแต่ละกลุ่มที่ได้นั้นคลาดเคลื่อนได้

จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียใสในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอสำหรับเซอร์โคเนียโดยเฉพาะไม่ทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม หัวกรอในกลุ่มนี้ได้แก่ กรอเร็ว กากเพชรคาดสีแดง-ขาวและหัวกรอหินแบบกรอช้าที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน ในขณะที่เซอร์โคเนียใสในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอที่ใช้เป็นการทั่วไป คือ หัวกรอเร็ว กากเพชรคาดสีน้ำเงินมีค่าดังกล่าวลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Kyung-Rok Lee และคณะใน ค.ศ. 2016 ที่พบว่า ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอช้าสำหรับเซอร์โคเนียโดยเฉพาะไม่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับเซอร์โคเนียในกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้กรอแต่ง ส่วนเซอร์โคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอช้าที่ใช้สำหรับกรอแต่งเซรามิกโดยทั่วไปกลับพบค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงจากกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และยังพบอีกว่ามอнокลิติกเฟสได้ปรากฏขึ้นในเซอร์โคเนียทุกกลุ่มที่มีการกรอแต่ง แต่ไม่ปรากฏในกลุ่มควบคุมเช่นเดียวกับการศึกษาในครั้งนี้⁽⁸⁵⁾ อย่างไรก็ตามการศึกษาก่อนหน้าดังกล่าวได้ศึกษาในเซอร์โคเนียทั่วไปชนิด 3Y-TZP ในขณะที่การศึกษานี้ศึกษาในเซอร์โคเนียใสชนิด 4Y-TZP แต่ผลการศึกษาที่ได้ก็ยังคงมีความสอดคล้องกัน

นอกจากนี้ยังมีบางการศึกษาที่เปรียบเทียบผลของการกรอแต่งเซอร์โคเนียด้วยหัวกรอประเภทหยาบกับละเอียดต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน ดังเช่น การศึกษาของ Curtis และคณะใน ค.ศ. 2006 ที่กรอแต่งเซอร์โคเนียทั่วไปชนิด 3Y-TZP ด้วยหัวกรอเร็ว กากเพชรชนิดหยาบ 125 – 150 ไมครอนกับชนิดละเอียด 20 – 40 ไมครอน ทำการทดสอบการกรอแต่งแบบใช้น้ำและ

กรอแต่งในสภาวะแห้งพบว่า ในกลุ่มที่มีการกรอแต่งทุกกลุ่มมีค่าความหยาบผิวมากกว่าในกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการกรอแต่ง และยังปรากฏมอดูลินิกเฟสในกลุ่มทดสอบแต่ไม่ปรากฏในกลุ่มควบคุม⁽⁹⁵⁾ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษานี้ที่ใช้เซอริโคเนียใสชนิด 4Y-TZP พบว่า เซอริโคเนียในทั้ง 3 กลุ่มที่ถูกกรอแต่งมีค่าความหยาบผิวมากกว่าในกลุ่มควบคุม อีกทั้งยังปรากฏมอดูลินิกเฟสในทั้ง 3 กลุ่มดังกล่าวแต่ไม่ปรากฏในกลุ่มควบคุม นอกจากนี้ Curtis และคณะยังทดสอบถึงค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียเมื่อถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอประเภทหยาบกับละเอียด ดังกล่าวพบว่า เซอริโคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรชนิดหยาบนั้นมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม ส่วนเซอริโคเนียในกลุ่มที่ถูกกรอแต่งด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรชนิดละเอียดนั้น ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม⁽⁹⁵⁾ เช่นเดียวกันกับการศึกษานี้ที่กรอแต่งเซอริโคเนียด้วยหัวกรอชนิดหยาบ คือ หัวกรอเร็วจากเพชรชนิดสีน้ำเงิน 90 – 106 ไมครอน พบว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม ในขณะที่เมื่อกรอแต่งเซอริโคเนียด้วยหัวกรอละเอียด คือ หัวกรอเร็วจากเพชรชนิดสีแดง-ขาวกับหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนที่มีความละเอียด 38 – 45 และ 44 – 74 ไมครอนตามลำดับพบว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของทั้ง 2 กลุ่มไม่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม อีกทั้งยังมีการศึกษาของ Kosmac และคณะ ใน ค.ศ. 1999 ที่พบว่า เมื่อทำการกรอแต่งเซอริโคเนียทั่วไปชนิด 3Y-TZP ด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรชนิดหยาบ 150 ไมครอน ทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้กรอแต่ง⁽³²⁾ ซึ่งสอดคล้องกับผลของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในกลุ่มหัวกรอชนิดหยาบที่ได้จากการศึกษานี้ นอกจากนั้น Kosmac และคณะยังพบว่าเมื่อเป่าทรายที่มีความละเอียด 110 ไมครอน จะทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม เนื่องจากการเป่าทรายทำให้พื้นผิวของเซอริโคเนียเกิดรอยที่ตื้น อีกทั้งยังพบชั้นที่มีการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายใน (Compressive stress layer) ที่เกิดขึ้นจากการเป่าทรายมีความหนาและยังหนามากกว่าเซอริโคเนียที่ถูกกรอด้วยหัวกรอเร็วจากเพชรชนิดหยาบ จึงทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของทั้ง 2 กลุ่มทดลองเป็นดังกล่าว⁽³²⁾

อย่างไรก็ตามการศึกษาของ Khayat Waad และคณะใน ค.ศ. 2018 พบว่า เมื่อมีการกรอแต่งเซอริโคเนียทั่วไปชนิด 3Y-TZP จะทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของทุกกลุ่มที่มีการกรอแต่งไม่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุมที่ไม่ได้กรอแต่ง เนื่องจากรอย

ที่เกิดจากการกรอแตงนั้นเกิดขึ้นเฉพาะเพียงส่วนบนผิวเซอร์โคเนียเท่านั้น ไม่ลึกถึงแกนของวัสดุ ทั้งยังตื้นกว่าชั้นที่มีการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายใน ทำให้การกรอแตงไม่ส่งผลกระทบต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนีย⁽⁸⁶⁾ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Ufuk Iseri และคณะใน ค.ศ. 2010 ที่พบว่า ค่าความแข็งแรงจากการทดสอบการโค้งงอแบบ 3 จุด (3-point bending test) ในเซอร์โคเนียกลุ่มที่มีการกรอแตงด้วยหัวกรอ มีค่าดังกล่าวไม่ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ร้อยละ 5 – 26 เมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุม⁽⁷⁸⁾

การกรอแตงเซอร์โคเนียใช้ในการศึกษานี้ส่งผลต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน โดยอาจเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของมอนอคลินิกเฟสจากเทอร์โกนอลเฟส แรงที่ใช้ในการกรอแตง อุณหภูมิที่เกิดขึ้นระหว่างกรอแตง รวมถึงความเสถียรในการคงอยู่ของมอนอคลินิกเฟส ซึ่งเซอร์โคเนียไซชนิด 4Y-TZP ที่ใช้ในการศึกษานี้ ก่อการกรอแตงปรากฏอนุภาคควิกเฟสเป็นองค์ประกอบหลักและไม่ปรากฏอนุภาคมอนอคลินิกเฟส จากการศึกษาพบว่า เมื่อมีการกรอแตงเซอร์โคเนียใส จะทำให้อนุภาคควิกเฟสเปลี่ยนแปลงเป็นเทอร์โกนอลเฟส แล้วจึงเปลี่ยนเป็นมอนอคลินิกเฟสในที่สุด ซึ่งมอนอคลินิกเฟสที่เกิดขึ้นจะมีปริมาตรเพิ่มขึ้นจากเทอร์โกนอลเฟส ทำให้เกิดเป็นชั้นผิวที่มีการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายในบริเวณผิวด้านที่ถูกกรอแตง ทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียเพิ่มมากขึ้น แต่การกรอแตงจะส่งผลให้เกิดรอยบนผิววัสดุซึ่งสัมพันธ์กับความหยابของตัวขัดถู แรงที่ใช้ในการกรอแตง รวมถึงความเร็วของหัวกรอที่ใช้ ซึ่งรายนั้นสามารถขยายจากพื้นผิวที่ถูกกรอแตงลึกลงไปสู่แกนของวัสดุ ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลง โดยค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนจะลดลงเมื่อรอยที่เกิดขึ้นนั้นมีความลึกมากกว่าความลึกของชั้นที่เกิดการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายในจากการเปลี่ยนเป็นมอนอคลินิกเฟส รอยดังกล่าวเปรียบเสมือนจุดอ่อนและเป็นจุดเริ่มต้นของรอยแตก นอกจากนี้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของวัสดุยังขึ้นอยู่กับสมดุลระหว่างความแข็งแรงที่เพิ่มขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงเฟสและความแข็งแรงที่ลดลงจากรอยที่เกิดขึ้น โดยค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนจะลดลงเมื่อรอยหรือหลุมที่เกิดขึ้นนั้นมีความลึกมากกว่าความลึกของชั้นที่เกิดการบีบอัดและสะสมความเค้นอยู่ภายในมากกว่า 15 – 20 ไมครอน^(16, 78)

จากการศึกษานี้พบว่า ปริมาณมอนอคลินิกเฟสที่ปรากฏนั้นไม่ได้แปรผันตรงต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียที่ลดลง ทั้งนี้ เนื่องจากข้อจำกัดของการศึกษาที่ใช้เซอร์โคเนียใสเพียงกลุ่มละ 1 ชั้นในการทดสอบค่าองค์ประกอบทางเฟส อาจทำให้ไม่สามารถสรุปผลลัพธ์ขององค์ประกอบทางเฟสได้แน่ชัด ดังเห็นได้จากกลุ่มเซอร์โคเนียใสที่ถูกกรอแตงด้วยหัวกรอหินแบบกรอซ้ำที่ไม่ทำให้เกิดความร้อน ซึ่งปรากฏมอนอคลินิกเฟสมากที่สุด กลับมีค่าความ

แข็งแรงดัดขวางสองแกนสูงสุด และค่าความหยาบผิวต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับเซอริโคเนียใสที่ถูกรอแต่งด้วยหัวกรอชนิดอื่น ดังนั้น หากต้องการให้ผลลัพธ์มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น สามารถเพิ่มจำนวนเซอริโคเนียใสที่ใช้ในการทดสอบของคัพระกอบทางเฟสให้มากขึ้น นอกจากนี้รังสีเอ็กซ์ที่ตกกระทบไปยังเซอริโคเนียนั้นอาจลึกลงไปกว่าชั้นที่ทำการกรอแต่งและเกิดการเปลี่ยนแปลงเฟส ทำให้ปริมาณมอโนคลินิกเฟสในแต่ละกลุ่มไม่อาจแสดงได้เฉพาะในชั้นที่ถูกรอแต่งและเกิดการเปลี่ยนแปลงเฟสดังที่กล่าวในข้างต้น ซึ่งอาจทำให้ผลการศึกษาถึงปริมาณมอโนคลินิกเฟสในแต่ละกลุ่มคลาดเคลื่อนได้

กล่าวโดยสรุปแล้ว จากการวิจัยในครั้งนี้เมื่อทำการกรอแต่งพื้นผิวด้านในของครอบฟันหรือสะพานฟันที่ทำจากเซอริโคเนียใสชนิด 4Y- TZP พบว่า การใช้หัวกรอในกลุ่มที่ใช้สำหรับกรอแต่งเซอริโคเนียโดยเฉพาะไม่ทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียใสลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่การใช้หัวกรอเร็วจากเพชรคาดสีน้ำเงินกลับทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียใสลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ข้อเสนอแนะ

ในอนาคตอาจนำเครื่องมือหรือจักรมาใช้ในการควบคุมองศา และแรงที่ใช้ในการกรอแต่งเซอริโคเนียใสให้มีความแม่นยำยิ่งขึ้น และจากการศึกษานี้สามารถต่อยอดได้โดยมีการจำลองการใช้งานจริงในช่องปาก เช่น การจำลองการเสื่อมสภาพ การจำลองการบดเคี้ยวและการปรับสภาพพื้นผิวด้านในโดยการพ่นทรายของเซอริโคเนียใส

ตาราง 8 แผนการดำเนินงาน

ช่วงเวลา	กิจกรรม
เดือนที่ 1	ทบทวนวรรณกรรม
เดือนที่ 2 - 5	เตรียมอุปกรณ์ที่ใช้การทำวิจัยและทำการวิจัยนำร่อง
เดือนที่ 6 - 7	ดำเนินการวิจัย
เดือนที่ 8	วิเคราะห์ข้อมูล
เดือนที่ 9	สรุปและอภิปรายผล
เดือนที่ 10 - 11	เขียนรายงานและจัดทำรูปเล่ม
เดือนที่ 12	เสนอผลและเผยแพร่งานวิจัย



บรรณานุกรม

1. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*. 2010;3(1):351-68.
2. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
3. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3).
4. 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. *Dental materials*. 2004;20(5):449-56.
5. Van der Zel J. Zirconia ceramic in dental CAD/CAM: How CAD/CAM technology enables zirconia to replace metal in restorative dentistry. *J Dent Technol*. 2007:16-24.
6. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*. 2011;56:84-96.
7. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2014;35(3):161-6; quiz 8.
8. Touati B. Innovative dental ceramics: expanding the material alternatives. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*. 2005;17(5):357.
9. Garvie RC, Hannink R, Pascoe R. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258(5537):703-4.
10. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535-43.
11. Hjerpe J, Närhi TO, Vallittu PK, Lassila LV. Surface roughness and the flexural and bend strength of zirconia after different surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(4):577-83.
12. Aboushelib MN, Wang H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(2):98-104.
13. Swain MV. Limitation of maximum strength of zirconia-toughened ceramics by

transformation toughening increment. *Journal of the American Ceramic Society*. 1985;68(4):C-97-C-9.

14. Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2000;53(4):304-13.

15. Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of dental research*. 2002;81(7):487-91.

16. Denry I, Holloway J. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2006;76(2):440-8.

17. Lee K-R, Choe H-C, Heo Y-R, Lee J-J, Son M-K. Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(2):137-43.

18. De Boever J, McCall Jr W, Holden S, Ash Jr M. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1978;40(3):326-33.

19. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986;56(2):226-9.

20. Hagberg C. Assessments of bite force: a review. *Journal of Craniomandibular Disorders*. 1987;1(3).

21. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth: A cross-sectional study. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1993;51(5):323-31.

22. ISO-Standards. ISO 6872-2015 Dentistry-ceramic materials. International Organization for Standardization Geneva; 2015.

23. Osilo G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1988;46(5):313-22.
24. Drummond J, King T, Bapna M, Koperski R. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*. 2000;16(3):226-33.
25. DENTALES R. CERAMICS FOR DENTAL RESTORATIONS—AN INTRODUCTION UNA PERSPECTIVA DE LAS CERÁMICAS PARA. *Dyna*. 2010;77(163):26-36.
26. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10(5).
27. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(4):587-93.
28. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2004;24(2).
29. Kakehashi Y, Lüthy H, Naef R, Wohlwend A, Schärer P. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1998;18(6).
30. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(1):10-24.
31. Ji Y, Zhang X, Wang X, Che Z, Yu X, Yang H. Zirconia bioceramics as all-ceramics crowns material: a review. *Rev Adv Mater Sci*. 2013;34(1):72-8.
32. Kosmač 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. *Dental materials*. 1999;15(6):426-33.
33. Kisi EH, Howard C, editors. Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation. *Key Engineering Materials*; 1998: Trans Tech Publ.
34. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.
35. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*. 2009;92(9):1901-20.

36. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*. 2016;45(48):19194-215.
37. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*. 2008;24(3):289-98.
38. Silva NR, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, et al. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*. 2010;3(2):863-96.
39. Clarke I, Manaka M, Green D, Williams P, Pezzotti G, Kim Y-H, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *JBJS*. 2003;85:73-84.
40. Yang H, Ji Y. Low-temperature degradation of zirconia-based all-ceramic crowns materials: a mini review and outlook. *Journal of Materials Science & Technology*. 2016;32(7):593-6.
41. Peng M, Wei J, Wang Y, Li Q. Microstructure and nanoindentation analyses of low-temperature aging on the zirconia-porcelain interface. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017;66:119-26.
42. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*. 2014;58(4):208-16.
43. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*. 2011;55(2):333-52.
44. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 1999;82(8):2150-4.
45. Pereira G, Venturini A, Silvestri T, Dapieve K, Montagner A, Soares F, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;55:151-63.
46. Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 2000;83(3):461-87.
47. Fernández-Fairén M, Sala P, Gil F. Failures of yttria-stabilised tetragonal zirconia: 52 retrieved ceramic femoral heads of total hip prostheses. *Bio-medical materials and engineering*. 2006;16(6):415-22.

48. El-Ghany OSA, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future dental journal*. 2016;2(2):55-64.
49. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*. 2013;57(4):236-61.
50. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümekemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*. 2017;48(5).
51. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental materials journal*. 2014;33(5):591-8.
52. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical oral investigations*. 2013;17(1):269-74.
53. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;59:128-38.
54. Kern F. Evidence of phase transitions and their role in the transient behavior of mechanical properties and low temperature degradation of 3Y-TZP made from stabilizer-coated powder. *Ceramics*. 2019;2(2):271-85.
55. McLaren EA, Lawson N, Choi J, Kang J, Trujillo C. New high-translucent cubic-phase-containing zirconia: Clinical and laboratory considerations and the effect of air abrasion on strength. *Compendium*. 2017;38(6):e13-e6.
56. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American ceramic society*. 1996;79(9):2331-40.
57. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. 2004;25(24):5539-45.

58. Scott H. Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of Materials Science*. 1975;10(9):1527-35.
59. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*. 2004;25(11):2153-60.
60. Tsukuma K, Shimada M. Strength, fracture toughness and Vickers hardness of CeO₂-stabilized tetragonal ZrO₂ polycrystals (Ce-TZP). *Journal of materials science*. 1985;20(4):1178-84.
61. Leach CA. Sintering of magnesium partially stabilized zirconia—behaviour of an impurity silicate phase. *Materials science and technology*. 1987;3(5):321-4.
62. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *Journal of dentistry*. 2009;37(11):891-7.
63. Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(2).
64. Ntala P, Chen X, Niggli J, Cattell M. Development and testing of multi-phase glazes for adhesive bonding to zirconia substrates. *Journal of Dentistry*. 2010;38(10):773-81.
65. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European journal of oral sciences*. 2005;113(2):174-9.
66. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(1).
67. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*. 2005;33(1):9-18.
68. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*. 1998;14(1):64-71.
69. Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and

reliability of new zirconia posts. The Journal of prosthetic dentistry. 2004;91(4):342-8.

70. Meyenberg KH, LÜTHY H, SCHÄRER P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 1995;7(2):73-80.

71. Zhang B, Zheng X, Tokura H, Yoshikawa M. Grinding induced damage in ceramics. Journal of materials processing technology. 2003;132(1-3):353-64.

72. Chavali R, Lin CP, Lawson NC. Evaluation of different polishing systems and speeds for dental zirconia. Journal of Prosthodontics. 2017;26(5):410-8.

73. มั่นคงสุจริต ท. ผลของชนิดหัวขัด แรกกัด และระยะเวลาในการขัด ต่อความหยาบพื้นผิวของโมโนลิธิคเซอรโคเนีย. การประชุมวิชาการเสนอผลงานวิจัยระดับบัณฑิตศึกษาแห่งชาติ ครั้งที่ 20. 2562:1356-63.

74. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. Dental materials journal. 2008;27(3):408-14.

75. Hatanaka GR, Polli GS, Fais LM, dos SN Reis JM, Pinelli LA. Zirconia changes after grinding and regeneration firing. The Journal of prosthetic dentistry. 2017;118(1):61-8.

76. Gupta T. Strengthening by surface damage in metastable tetragonal zirconia. Journal of the American Ceramic Society. 1980;63(1-2):117-.

77. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials. 2009;88(2):366-77.

78. İşeri U, Özkurt Z, Kazazoğlu E, Küçükoğlu D. Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. Brazilian dental journal. 2010;21(6):528-32.

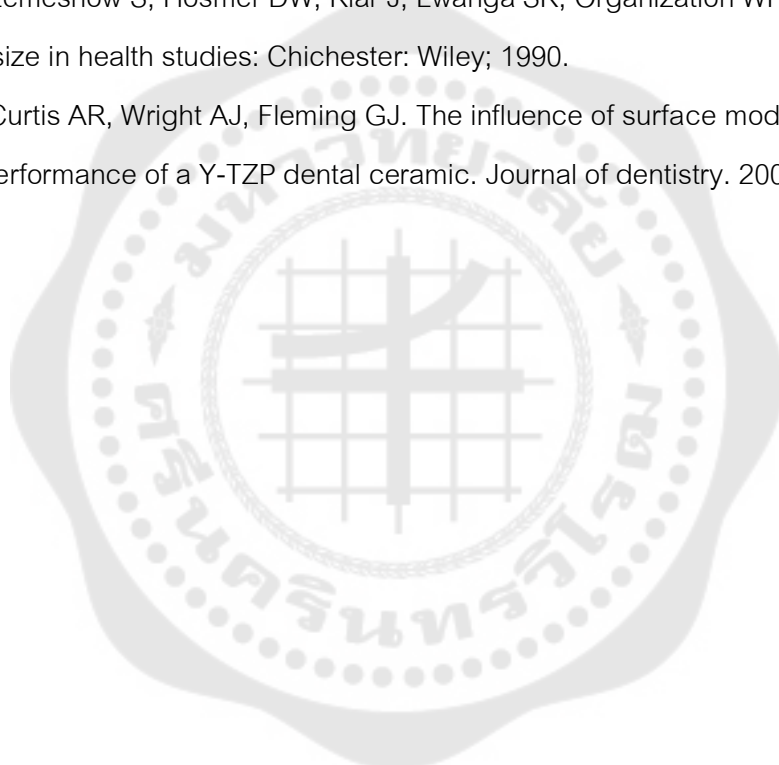
79. Swain MV, Hannink RH. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: II, grinding studies. Journal of the American Ceramic Society. 1989;72(8):1358-64.

80. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. Dental materials. 2008;24(5):633-8.

81. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*. 2004;32(2):91-9.
82. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Thompson VP, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 2006;19(5).
83. Zhang Y, Lawn BR. Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2005;72(2):388-92.
84. İşeri U, Özkurt Z, Yalnız A, Kazazoğlu E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(5):309-15.
85. Lee K-R, Choe H-C, Heo Y-R, Lee J-J, Son M-K. Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(2):137.
86. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(4):626-31.
87. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco Jr EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):210-20.
88. Yongqi Z, Li J, Jingchao Z, Yunmao L, Junjun L, Wei L. Influence of different surface treatments on computer-aided design and manufacturing (CAD-CAM) zirconia frameworks. *Sci Res Essays*. 2012;7:957-62.
89. MORO I Manufacture Overhaul Rapid and Optimal Co. L. สัญลักษณ์ความหยาบละเอียดของผิวงาน 2016 [Available from: http://www.moro.co.th/สัญลักษณ์ความหยาบละเอียด/?fbclid=IwAR1Ex4cYKOKhkeAGcxFIBDVAhJpshLw9YjXi2o30dN6yG5Eb_4vIYsNn-aM].
90. Metrology M. 3D S Parameters - Hybrid Parameters [Available from:

https://www.michmet.com/3d_s_hybrid_parameters.htm.

91. Duwez P, Odell F. Quantitative Analysis of Cubic and Monoclinic Zirconia by X-ray Diffraction. *Journal of the American Ceramic Society*. 1949;32(5):180-3.
92. Khan Y. *Characterizing the Properties of Tissue Constructs for Regenerative Engineering*. 2019.
93. Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *dental materials*. 2006;22(11):1029-34.
94. Lemeshow S, Hosmer DW, Klar J, Lwanga SK, Organization WH. *Adequacy of sample size in health studies*: Chichester: Wiley; 1990.
95. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*. 2006;34(3):195-206.



ภาคผนวก

สถิติที่ใช้ในการวิจัย

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
biaxial flexural strength	.126	40	.110	.951	40	.081

a. Lilliefors Significance Correction

ภาพประกอบ 29 แสดงการกระจายตัวของข้อมูล (Normality test)

Test of Homogeneity of Variances

biaxial flexural strength

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
.398	3	36	.755

ภาพประกอบ 30 แสดงการทดสอบความเท่ากันของความแปรปรวนของประชากรโดยใช้

Levene's test

ANOVA

biaxial flexural strength

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	115248.080	3	38416.027	8.105	.000
Within Groups	170642.872	36	4740.080		
Total	285890.952	39			

ภาพประกอบ 31 แสดงผลการทดสอบการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way Anova)



Multiple Comparisons

Dependent Variable: biaxial flexural strength

Scheffe

(I) group	(J) group	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
control	blue diamond	142.45400	30.78987	.001	52.1667	232.7413
	red white diamond	77.01000	30.78987	.119	-13.2773	167.2973
	heatless stone	30.63500	30.78987	.804	-59.6523	120.9223
blue diamond	control	-142.45400	30.78987	.001	-232.7413	-52.1667
	red white diamond	-65.44400	30.78987	.230	-155.7313	24.8433
	heatless stone	-111.81900	30.78987	.010	-202.1063	-21.5317
red white diamond	control	-77.01000	30.78987	.119	-167.2973	13.2773
	blue diamond	65.44400	30.78987	.230	-24.8433	155.7313
	heatless stone	-46.37500	30.78987	.526	-136.6623	43.9123
heatless stone	control	-30.63500	30.78987	.804	-120.9223	59.6523
	blue diamond	111.81900	30.78987	.010	21.5317	202.1063
	red white diamond	46.37500	30.78987	.526	-43.9123	136.6623

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

ภาพประกอบ 32 แสดงการเปรียบเทียบพหุคูณแบบ Scheffe

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	ชาลิสา วงศ์จิรสวัสดิ์
วัน เดือน ปี เกิด	11 เมษายน 2534
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	ปริญญาตรีทันตแพทยศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ พ.ศ. 2558
ที่อยู่ปัจจุบัน	7 ซ.รามคำแหง20 แขวงหัวหมาก เขตบางกะปิ กรุงเทพมหานคร

