



ผลของความหนาต่อความโปร่งแสงและคุณสมบัติเชิงกลของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง  
เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต

EFFECT OF THICKNESS ON TRANSLUCENCY AND MECHANICAL PROPERTIES  
OF TRANSLUCENT ZIRCONIA COMPARE TO LITHIUM DISILICATE CERAMIC

รินรดา อารยะคุณ

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2565

ผลของความหนาต่อความโปร่งแสงและคุณสมบัติเชิงกลของเซอโรโคเนียความโปร่งแสงสูง  
เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต



รินรดา อารยะคุณ

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก  
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ  
ปีการศึกษา 2565  
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

EFFECT OF THICKNESS ON TRANSLUCENCY AND MECHANICAL PROPERTIES  
OF TRANSLUCENT ZIRCONIA COMPARE TO LITHIUM DISILICATE CERAMIC



RINRADA ARAYAKHUN

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

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2022

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ผลของความหนาต่อความโปร่งแสงและคุณสมบัติเชิงกลของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูง  
เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต

ของ

จินรดา อารยะคุณ

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก  
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ศิริจันทร์ เจียรพุดมิ)

..... ที่ปรึกษาร่วม

(อาจารย์ ดร.ณัฐพล กิตติคุณเดชา)

..... ประธาน

(รองศาสตราจารย์ ดร.นิยม อังรงค์อนันต์สกุล)

..... กรรมการ

(อาจารย์ ดร.วิบูลย์ ไพศาลกอบฤทธิ์)

ชื่อเรื่อง	ผลของความหนาต่อความโปร่งแสงและคุณสมบัติเชิงกลของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูง เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต
ผู้วิจัย	รินรดา อารยะคุณ
ปริญญา	วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2565
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ศิริจันทร์ เจียรพุมิ
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	อาจารย์ ดร. ญัฐพล กิตติคุณเดชา

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์การศึกษาเพื่อหาความหนาที่ระดับต่าง ๆ ของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ให้ค่าความโปร่งแสงใกล้เคียงกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตซึ่งเป็นวัสดุมาตรฐานในด้านความโปร่งแสงสูง แล้วนำมาเปรียบเทียบสมบัติเชิงกล เพื่อใช้เป็นแนวทางในการเลือกใช้เซรามิกสำหรับบูรณะด้วยครอบฟันโมโนลิติกได้อย่างเหมาะสม วิธีการศึกษานำบล็อกเซรามิกไอพีเอสอีแมกซ์แคตความโปร่งแสงสูง และดิสก์อัลตราทรานส์ลูเซนท์มัลติเลเยอร์เซอริโคเนีย สีเอ 2 มาออกแบบและกลึงด้วยเครื่องออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ออกมาเป็นชิ้นตัวอย่างรูปทรงแผ่นกลม ( $n=30$ ) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12.0 มิลลิเมตร แบ่งออกเป็น 6 กลุ่ม ได้แก่ เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8, 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร (5 ชิ้นตัวอย่าง/กลุ่ม) นำชิ้นตัวอย่างไปวัดค่าความโปร่งแสงภายในกล่องดำด้วยเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์รุ่นวีต้าอีซีเจควี ภายใต้พื้นหลังสีดำและสีขาว แล้วทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนด้วยเครื่องทดสอบสากล ให้แรงด้วยลูกสูบที่มีหัวกดแบนเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.4 มิลลิเมตร ใช้ความเร็วหัวกด 1.0 มิลลิเมตรต่อวินาที จนกระทั่งเกิดการแตกหัก ผลการศึกษาพบว่าค่าความโปร่งแสงและค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนที่ระดับความหนาต่าง ๆ ของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงภายในกลุ่มเดียวกันมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p<0.05$ ) เมื่อเปรียบเทียบระหว่างวัสดุสองชนิดจะพบว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร มีค่าความโปร่งแสงต่ำกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 1.0 มิลลิเมตร และเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร มีค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p<0.05$ ) ในขณะที่ทั้งสองกลุ่มทดลองมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p>0.05$ ) ผลการศึกษาสรุปได้ว่าค่าความโปร่งแสงและค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนขึ้นอยู่กับความหนาและชนิดของเซรามิก เมื่ออ้างอิงจากความหนาของครอบฟันโมโนลิติกที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ การบูรณะฟันหน้าด้วยเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงจะให้ค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ ส่วนการบูรณะฟันหลังด้วยเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงจะช่วยอนุรักษ์เนื้อฟันในการเตรียมฟันหลักมากกว่าการบูรณะด้วยเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูง นอกจากนี้ก็ยังให้ชิ้นงานที่มีความโปร่งแสงสูงกว่าในบริเวณที่ต้องการความสวยงามอย่างพินกรรมน้อย ในขณะที่เซรามิกทั้งสองชนิดนี้ให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่แตกต่างกันที่ความหนาดังกล่าว

คำสำคัญ : ความโปร่งแสง, ความแข็งแรงดัดขวางสองแกน, เซอริโคเนียความโปร่งแสงสูง

Title	EFFECT OF THICKNESS ON TRANSLUCENCY AND MECHANICAL PROPERTIES OF TRANSLUCENT ZIRCONIA COMPARE TO LITHIUM DISILICATE CERAMIC
Author	RINRADA ARAYAKHUN
Degree	MASTER OF SCIENCE
Academic Year	2022
Thesis Advisor	Assistant Professor Doctor Sirichan Chiaraputt
Co Advisor	Doctor Nuttaphon Kittikundecha

The objective of this study was to determine the different thicknesses of high translucent zirconia that provided similar translucency to lithium disilicate ceramic, a standard material for high translucent ceramic, and then compared their mechanical properties for the proper selection of monolithic crowns. The materials and method consisted of blocks of IPS e.max CAD (HT) and discs of UTML zirconia, both shaded A2, were designed and fabricated with CAD-CAM as circular disc-shaped specimens (n=30), with a diameter of 12.0 mm, subdivided into 6 groups: IPS e.max CAD and UTML corresponding to thicknesses of 0.8, 1.0 and 1.5 mm (5 discs/group). Their L\*A\*B values were measured against a black-and-white background with VITA Easyshade V spectrophotometer, and the translucency parameters were calculated. Force was performed with a flat piston ( $\varnothing=1.4$  mm) in a universal testing machine at a crosshead speed of 1.0 mm/min, and biaxial flexural strengths were calculated. The results revealed that the translucency parameters and biaxial flexural strengths of IPS e.max CAD and UTML at various thicknesses demonstrated statistically significant differences with the same material. ( $p<0.05$ ) When comparing the two materials, it was found that a 1.5 mm thickness IPS e.max CAD had a significantly lower translucency parameter than a 1.0 mm thickness UTML ( $p<0.05$ ) and a 1.0 mm thickness IPS e.max CAD had a significantly higher translucency parameter than 0.8 mm thickness UTML ( $p<0.05$ ), while there were no statistically significant different biaxial flexural strengths among two experimental groups. In conclusion, the translucency parameter and biaxial flexural strength varied among types and thicknesses. According to the indications of manufacturers for monolithic crowns and fabricating the anterior tooth with IPS e.max CAD provided higher translucency than UTML, and the restoration of posterior teeth with UTML preserved more tooth structure and also provided higher translucency rather than IPS e.max CAD, while it was equally strong for such thicknesses.

Keyword : Translucency Parameter, Biaxial Flexural Strength, Translucent Zirconia

## กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความกรุณาอย่างสูงจากผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.ศิริจันทร์ เจียรพุฒิ และดร.ทพ.ณัฐพล กิตติคุณเดชา ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ อาจารย์ที่ปรึกษางานวิจัยที่ให้คำแนะนำปรึกษาและปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ตลอดจนคณะกรรมการสอบเค้าโครงปริญญานิพนธ์และคณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์ ประกอบกับปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากทุนอุดหนุนการวิจัยประเภทเงินรายได้หน่วยงานสังกัดคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ทางผู้วิจัยได้ตระหนักถึงและไคร่กราบขอบพระคุณผู้มีพระคุณดังกล่าวมา ณ ที่นี้

เนื่องขั้นตอนการทดลองนั้น ได้รับคำแนะนำและอนุเคราะห์อุปการณ์ทดสอบจากผู้เกี่ยวข้อง ได้แก่ นายกุลนทล นัยสวัสดิ์ กรรมการผู้จัดการ บริษัทสายน้ำทิพย์เดินตอลแลบอราตอรี จำกัด ผู้ให้คำแนะนำในการเตรียมและผลิตชิ้นตัวอย่างการทดลอง, นายสุรกิจ วงษ์ทองเหลือง หัวหน้าส่วนธุรการ แผนกช่างกลโรงงาน ภาควิชาเครื่องกล วิทยาลัยเทคโนโลยีดอนบอสโก ผู้ช่วยผลิตแท่นวาง และหัวหน้าห้องทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน พร้อมทั้งได้รับความสะดวกจาก นางกนกพร สุขยานันท์ เจ้าหน้าที่คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในการให้คำแนะนำการใช้เครื่องทดสอบสากล และภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในการอนุเคราะห์เครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ จนสามารถทำให้งานวิจัยนี้เสร็จสมบูรณ์ได้ตามที่วางแผนไว้ จึงขอกล่าวแสดงความซาบซึ้งในความอนุเคราะห์นี้

สุดท้ายผู้วิจัยขอขอบพระคุณครอบครัว เพื่อน ๆ และคณาจารย์หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก (ทันตกรรมบูรณะ) ที่คอยให้ความสนับสนุนและเป็นกำลังใจให้สามารถดำเนินปริญญานิพนธ์ได้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

รินรดา อารยะคุณ

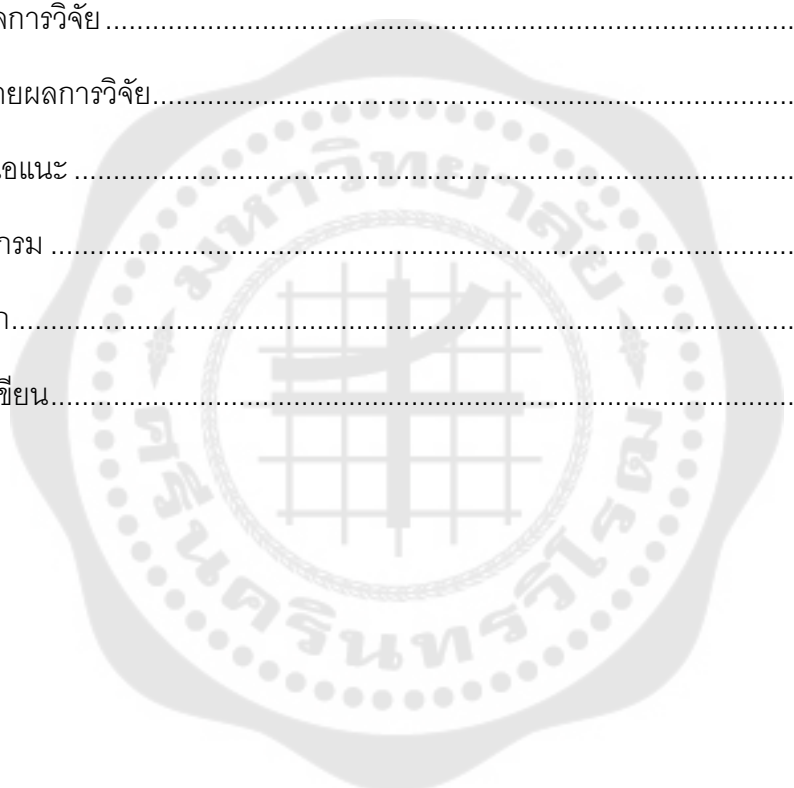
## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย .....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ .....	ช
สารบัญตาราง .....	ญ
สารบัญรูปภาพ .....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ภูมิหลัง.....	1
ความมุ่งหมายของงานวิจัย .....	2
ความสำคัญของการวิจัย.....	2
ขอบเขตของการวิจัย.....	2
ตัวแปรที่ศึกษา .....	3
กรอบแนวคิดการวิจัย.....	3
สมมติฐานในการวิจัย .....	4
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต.....	5
โครงสร้างจุลภาค (Microstructure properties) .....	5
สมบัติเชิงกล (Mechanical properties).....	8
สมบัติทางแสงและสี (Color and optical properties).....	8
เซอร์โคเนีย .....	9
โครงสร้างจุลภาค (Microstructure properties) .....	9



สมบัติเชิงกล (Mechanical properties).....	10
สมบัติทางแสงและสี (Color and optical properties).....	10
เซอริโคเนียที่มีความโปร่งแสงสูง (Translucent zirconia) .....	12
ระบบแคดแคมทางทันตกรรม .....	16
ประวัติของระบบแคดแคม .....	16
ประเภทของระบบแคดแคมทางทันตกรรม .....	16
การใช้งานระบบแคดแคมทางทันตกรรม .....	18
ข้อดีของระบบแคดแคมทางทันตกรรม .....	20
แสงและสี .....	21
ระบบการวัดค่าสี .....	21
เครื่องมือวัดค่าสี .....	24
ค่าความแข็งแรงดัดขวาง.....	26
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย .....	28
การออกแบบงานวิจัย .....	28
การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง.....	28
ประชากรที่ใช้ในงานวิจัย .....	28
กลุ่มตัวอย่างในงานวิจัย .....	28
เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์.....	29
การทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล.....	31
ขั้นตอนการทดลอง.....	31
การวิเคราะห์ข้อมูล .....	37
บทที่ 4 ผลการดำเนินงานวิจัย.....	38
ค่าความโปร่งแสงภายในวัสดุกลุ่มเดียวกัน.....	39

ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนภายในวัสดุกลุ่มเดียวกัน.....	40
ค่าความโปร่งแสงระหว่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกดีเทียมไดซิติเกด	
ความโปร่งแสงสูง.....	41
ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกดีเทียม	
ไดซิติเกดความโปร่งแสงสูง .....	42
บทที่ 5 อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ.....	44
สรุปผลการวิจัย .....	44
อภิปรายผลการวิจัย.....	45
ข้อเสนอแนะ .....	54
บรรณานุกรม .....	55
ภาคผนวก.....	64
ประวัติผู้เขียน.....	72



## สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 แสดงชื่อผลิตภัณฑ์และส่วนประกอบ .....	30
ตาราง 2 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ.....	39
ตาราง 3 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ ในหน่วยเมกะปาสคาล (MPa) .....	41
ตาราง 4 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานความโปร่งแสงระหว่างเซรามิก ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ.....	42
ตาราง 5 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างเซรามิก ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ ในหน่วยเมกะปาสคาล (MPa) .....	43
ตาราง 6 แสดงผลการศึกษาดัวยสถิติเชิงพรรณนาของค่าความโปร่งแสงของเซรามิก 6 กลุ่ม การศึกษาทั้งหมด 30 ตัวอย่าง .....	65
ตาราง 7 แสดงผลการศึกษาดัวยสถิติเชิงพรรณนาของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิก 6 กลุ่มการศึกษาทั้งหมด 30 ตัวอย่าง .....	66
ตาราง 8 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูลภายในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Levene's test .....	67
ตาราง 9 แสดงผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลภายในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติ One-way ANOVA.....	68
ตาราง 10 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลค่าความโปร่งแสงที่ความหนาแตกต่างกันภายในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Fisher's Least Significant Difference.....	68

ตาราง 11 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลค่าความโปร่งแข็งแรงดัดขวางสองแกน ที่ความหนาแตกต่างกันภายในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Fisher's Least Significant Difference.....	69
ตาราง 12 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูลภายในกลุ่มเซอร์โคเนียความ โปร่งแสงสูง ด้วยสถิติทดสอบ Levene's test .....	69
ตาราง 13 แสดงผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลภายในกลุ่มเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง ด้วยสถิติ One-way ANOVA .....	69
ตาราง 14 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลค่าความโปร่งแสงที่ความหนาแตกต่างกัน ภายในกลุ่มเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Fisher's Least Significant Difference .....	70
ตาราง 15 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลค่าความโปร่งแข็งแรงดัดขวางสองแกน ที่ความหนาแตกต่างกันภายในกลุ่มเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Fisher's Least Significant Difference .....	70
ตาราง 16 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มข้อมูลค่าความโปร่งแสงด้วยสถิติ ทดสอบ Independent t-test เมื่อเปรียบเทียบระหว่างชนิดเซรามิกที่ความหนาต่าง ๆ .....	71
ตาราง 17 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มข้อมูลค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน ด้วยสถิติทดสอบ Independent t-test เมื่อเปรียบเทียบระหว่างชนิดเซรามิกที่ความหนาต่าง ๆ .....	71

## สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดงานวิจัย.....	3
ภาพประกอบ 2 แสดงพาร์เซียมลคริสตัลไลซ์บิล็อกของไอพีเอสอีแมกซ์แคด .....	6
ภาพประกอบ 3 แสดงผลึกลิเทียมเมตาซิลิเกต ในพาร์เซียมลคริสตัลไลซ์ไอพีเอสอีแมกซ์แคด .....	6
ภาพประกอบ 4 แสดงสีของครอบฟันไอพีเอสอีแมกซ์แคดในสภาวะพาร์เซียมลคริสตัลไลซ์.....	7
ภาพประกอบ 5 แสดงแสดงผลึกลิเทียมไดซิลิเกต ในไอพีเอสอีแมกซ์แคดที่เกิดการตกผลึกสมบูรณ์.....	7
ภาพประกอบ 6 แสดงสีของครอบฟันไอพีเอสอีแมกซ์แคดหลังตกผลึกสมบูรณ์ .....	8
ภาพประกอบ 7 แสดงโครงสร้างวัสดุเซอริโคเนียแบบหลายชั้น .....	14
ภาพประกอบ 8 แสดงโครงสร้างจุลภาคของเซอริโคเนียแบบหลายชั้น.....	15
ภาพประกอบ 9 แสดงแผนผังการทำงานของระบบแคดแคมทางทันตกรรม .....	17
ภาพประกอบ 10 แสดงระบบค่าสีมันเชลล์.....	22
ภาพประกอบ 11 แสดงระบบค่าสีซีไออีแอลเอบี .....	23
ภาพประกอบ 12 แสดงสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ทางทันตกรรม .....	25
ภาพประกอบ 13 แสดงคัลเลอร์มิเตอร์ทางทันตกรรม .....	25
ภาพประกอบ 14 แสดงแผนผังการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน, การทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด และการทดสอบแรงดัดแบบ 4 จุด ตามลำดับ .....	27
ภาพประกอบ 15 แสดงการเตรียมแผ่นเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม.....	32
ภาพประกอบ 16 แสดงชิ้นตัวอย่างเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม .	32
ภาพประกอบ 17 แสดงการเตรียมแผ่นเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม.....	33
ภาพประกอบ 18 แสดงชิ้นตัวอย่างเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม .....	33

ภาพประกอบ 19 แสดงการตรวจสอบขนาดขึ้นตัวอย่างด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์ชนิดดิจิทัล .....	34
ภาพประกอบ 20 แสดงการวัดค่าความโปร่งแสงด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์ภายใต้พื้นหลังสีดำและสีขาว .....	34
ภาพประกอบ 21 แสดงการวัดค่าความโปร่งแสงด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์รุ่น Vita Easyshade V .....	35
ภาพประกอบ 22 แสดงการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนด้วยวิธีใช้ทรงกลมรองรับสามลูก .....	36
ภาพประกอบ 23 แสดงการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนด้วยเครื่องทดสอบสากลรุ่น EZ test .....	36



## บทที่ 1

### บทนำ

#### ภูมิหลัง

เซรามิกเป็นวัสดุที่ประกอบไปด้วยสารอนินทรีย์ชนิดไม่ใช่โลหะจำนวนมากมาผสมรวมกันแล้วผ่านกระบวนการให้ความร้อนเพื่อสร้างผลึกคริสตัลช่วยเสริมความแข็งแรง ทำให้เซรามิกมีสมบัติต้านทานความเค้นแรงอัด ต้านทานสารเคมี และมีความเสถียรในสภาวะที่มีอุณหภูมิสูง<sup>(1, 2)</sup>

แต่เดิมครอบฟันโลหะเคลือบกระเบื้อง (Porcelain fused to metal crown) ได้ถูกนำมาใช้บูรณะฟันในบริเวณที่ต้องการความสวยงาม โดยการใช้โลหะเป็นโครงแล้วปิดผิวหน้าด้วยเซรามิกเพื่อปิดสีเทาของโลหะภายใน ครอบฟันกลุ่มนี้มีสมบัติเชิงกลที่ดี ทนทานต่อการใช้งาน แต่ในแง่ความสวยงามยังคงมีข้อจำกัดอยู่ เนื่องจากการสะท้อนของสีโลหะด้านในและความทึบแสงของโลหะทำให้มีปริมาณแสงส่องผ่านได้ไม่เพียงพอ ครอบฟันเคลือบกระเบื้องจึงปราศจากความโปร่งแสงส่งผลให้ไม่สามารถลอกเลียนลักษณะความใสของฟันธรรมชาติได้<sup>(2-4)</sup> รวมทั้งค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเนื่องจากความร้อน (Coefficient of Thermal Expansion: CTE) ระหว่างโครงโลหะภายในและเซรามิกเฟลด์สปาร์ติกที่ปิดผิวหน้ามีค่าแตกต่างกันอย่างไม่เหมาะสมจะทำให้เกิดการแตกหักของเซรามิกได้<sup>(2)</sup> เพราะฉะนั้นจึงมีการพัฒนาวัสดุกลุ่มปราศจากโลหะ (Metal-free) ขึ้นมาทดแทนและได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย

ครอบฟันเซรามิกล้วน (All ceramic restoration) เป็นวัสดุทางเลือกที่ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อลอกเลียนลักษณะความโปร่งแสงของฟันธรรมชาติ หากแต่การลอกเลียนลักษณะความใสของฟันธรรมชาติยังคงเป็นงานที่ทำหายเพราะมีปัจจัยหลายอย่างที่ควบคุมผลลัพธ์สุดท้ายของสีครอบฟันเซรามิกล้วน เช่น ความหนาของเซรามิก<sup>(5-8)</sup> ชนิดของเซรามิก<sup>(5)</sup> สีของฟันหลัก วัสดุคูกอแกน<sup>(4-8)</sup> และสีของซีเมนต์<sup>(5)</sup> เป็นต้น

เซอร์โคเนีย (Zirconia) เป็นวัสดุกลุ่มเซรามิกชนิดหนึ่งซึ่งถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมอย่างแพร่หลายด้วยสมบัติเชิงกลที่สูง ให้ความแข็งแรงแก่วัสดุบูรณะ แต่ก็มีข้อด้อยคือมีลักษณะสีขาวขุ่น (Opaque white) ทำให้ไม่สามารถลอกเลียนลักษณะความใสของฟันธรรมชาติได้ ในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมา เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงได้ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อปรับปรุงสมบัติทางแสงโดยการเพิ่มโครงสร้างผลึกรูปลูกบาศก์ (Cubic phase) ที่มีสมบัติไอโซทรอปิก (Isotropic) คือ มีค่าดัชนีหักเหแสงเท่ากันทุกทิศทาง ยอมให้แสงส่องผ่านวัสดุได้ดีกว่าผลึกรูปทรงแทงอนอล (Tetragonal phase)<sup>(3)</sup> และด้วยผลึกรูปลูกบาศก์มีขนาดใหญ่ มีจำนวนขอบของอนุภาค (Grain boundaries) น้อย จึงทำให้มีการกระเจิงแสงออกน้อยกว่าผลึกรูปทรงแทงอนอลที่มีอนุภาคขนาดเล็ก มีจำนวนขอบ

ของอนุภาคมาก<sup>(3, 9, 10)</sup> รวมทั้งเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงยังสามารถนำมาผลิตเป็นครอบฟัน เซอร์โคเนียล้วนทั้งชิ้นที่ลอกเลียนลักษณะโครงสร้างทางกายวิภาคของฟัน หรือครอบฟันโมโนลิติก (Monolithic crown)

ความหนาของครอบฟันโมโนลิติกที่เหมาะสมมีความสำคัญเนื่องจากส่งผลต่อการส่องผ่านของแสงและสมบัติเชิงกลของวัสดุ ความหนาขั้นต่ำที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำของครอบฟันหน้าสำหรับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงอยู่ที่ 1.0 และ 0.8 มิลลิเมตร ตามลำดับ ส่วนความหนาขั้นต่ำที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำของครอบฟันหลังสำหรับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงอยู่ที่ 1.5 และ 1.0 มิลลิเมตร ตามลำดับ<sup>(11, 12)</sup> แต่ถึงอย่างไรก็ตามความหนาที่เหมาะสมของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงก็ยังคงเป็นที่ถกเถียง ดังนั้นจึงเป็นที่มาของงานวิจัยในครั้งนี้ คือ เพื่อศึกษาความหนาที่ระดับต่าง ๆ ของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ให้ค่าความโปร่งแสงใกล้เคียงกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต ซึ่งเป็นวัสดุมาตรฐานในด้านความโปร่งแสงสูงแล้วนำมาเปรียบเทียบกับสมบัติเชิงกล เพื่อให้ได้มาซึ่งการใช้วัสดุที่อนุรักษ์เนื้อฟันในการเตรียมฟันหลัก

### ความมุ่งหมายของงานวิจัย

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา

1. ค่าความโปร่งแสงของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงเมื่อเทียบกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ
2. ค่าความแข็งแรงดัดขวางของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงเมื่อเทียบกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ

### ความสำคัญของการวิจัย

การศึกษาครั้งนี้ต้องการทดสอบค่าความโปร่งแสงและค่าความแข็งแรงดัดขวางของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงเมื่อเทียบกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ สำหรับการทำครอบฟันหน้าและครอบฟันหลัง เพื่อใช้เป็นแนวทางในการเลือกใช้เซรามิกสำหรับครอบฟันโมโนลิติกในการบูรณะฟันได้อย่างเหมาะสม

### ขอบเขตของการวิจัย

เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการโดยจำลองสถานการณ์การใช้แผ่นเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ มาทดสอบสมบัติ

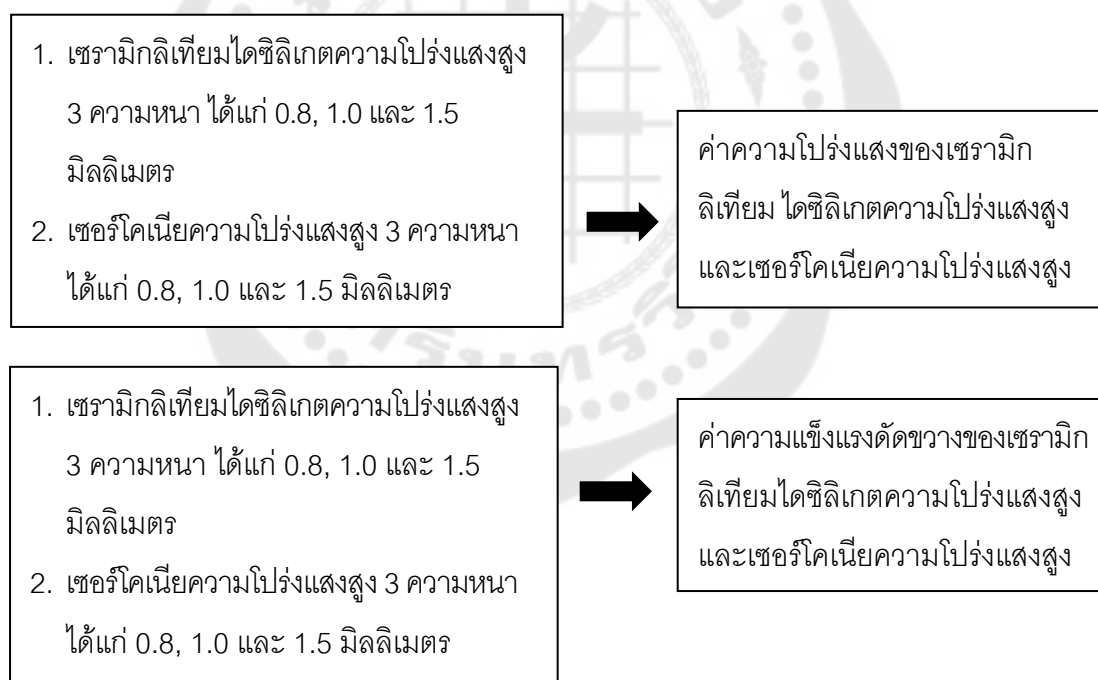


ทางแสงโดยวัดค่าความโปร่งแสง และสมบัติเชิงกลโดยวัดค่าความแข็งแรงดัดขวางด้วยการจำลองการให้แรงโดยใช้เครื่องทดสอบสากล

### ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรอิสระ ได้แก่ ความหนาของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซีลิเกตความโปร่งแสงสูง
2. ตัวแปรตาม ได้แก่ ค่าความโปร่งแสงและค่าความแข็งแรงดัดขวางของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซีลิเกต
3. ตัวแปรควบคุม ได้แก่ ขนาดของชิ้นงาน ตำแหน่งหัววัดของเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ ตำแหน่งการวางแผ่นเซรามิกในเครื่องทดสอบสากล

### กรอบแนวคิดการวิจัย



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดงานวิจัย

### สมมติฐานในการวิจัย

1. สมมติฐานหลัก: ค่าความโปร่งแสงของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิก  
ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ ไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง: ค่าความโปร่งแสงของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียม  
ไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ แตกต่างกัน

2. สมมติฐานหลัก: ค่าความแข็งแรงดัดขวางของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิก  
ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ ไม่แตกต่างกัน

สมมติฐานรอง: ค่าความแข็งแรงดัดขวางของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิก  
ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ แตกต่างกัน



## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องและได้นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

1. เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต
2. เซอร์โคเนีย
3. ระบบแคดแคมทางทันตกรรม
4. แสงและสี
5. ค่าความแข็งแรงดัดขวาง

#### เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต

ลิเทียมไดซิลิเกตกระจกเซรามิก (Lithium disilicate glass ceramic :  $2\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ ) ได้ถูกผลิตขึ้นมาครั้งแรกในปี ค.ศ. 1988<sup>(1, 13)</sup> ขึ้นรูปด้วยการอัดด้วยความร้อน (Heat-pressed) แล้วแทนที่ซีฟิ่งด้วยเซรามิกหลอมเหลว (Loss wax technique) ในชื่อการค้า “ไอพีเอสเอ็มเพรส 2” (IPS Epress 2) โดยบริษัท Ivoclar Vivadent จัดเป็นเซรามิกกลุ่มพาร์ทิเคิลฟิลล์ (Particle-filled glass ceramic) ประกอบไปด้วยผลึกลิเทียมไดซิลิเกตรูปร่างเข็ม (Needle shaped) ขนาดเล็ก ๆ ร้อยละ 70<sup>(1)</sup> ฝังตัวอยู่ในวัสดุแก้ว (Glass matrix) ให้ค่าความแข็งแรงดัดขวาง 350 – 360 เมกะปาสคาล<sup>(1, 14)</sup> ในปี ค.ศ. 2005<sup>(1, 2, 13)</sup> ทางบริษัทเดียวกันได้ผลิตวัสดุตระกูลอีแมกซ์ (e.max) ขึ้นมา คือ “ไอพีเอสอีแมกซ์เพรส” (IPS e.max press) เป็นแท่งเซรามิก (Ingot) ซึ่งขึ้นรูปด้วยการอัดภายใต้ความร้อน แล้วหล่อแทนที่ซีฟิ่งด้วยเซรามิกหลอมเหลว ให้ค่าความแข็งแรงดัดขวาง 470 เมกะปาสคาล ตามที่บริษัทผู้ผลิตแจ้งต่อมาในปี ค.ศ. 2006<sup>(1, 13)</sup> “ไอพีเอสอีแมกซ์แคด” (IPS e.max CAD) ได้ถูกผลิตขึ้นมาในรูปแบบบล็อกเซรามิกแล้วนำมาทำด้วยระบบแคดแคม (CAD/CAM) การที่วัสดุตระกูลอีแมกซ์ถูกผลิตขึ้นมาและเป็นที่นิยมอย่างแพร่หลายนั้น ส่งผลให้วัสดุตระกูลเอ็มเพรส 2 ได้ถูกยกเลิกการใช้ไปในปี ค.ศ. 2009<sup>(13)</sup>

#### โครงสร้างจุลภาค (Microstructure properties)

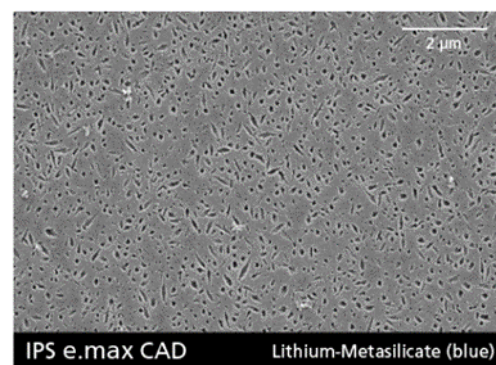
ไอพีเอสอีแมกซ์แคดถูกผลิตขึ้นมาในรูปแบบของพาร์เชียลคริสตัลไลซ์บล็อก (Partially crystallized blocks) ซึ่งประกอบไปด้วยผลึกลิเทียมเมตาซิลิเกต (Lithium metasilicate:  $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) รูปร่างเม็ดเลือด (Platelet shaped) ขนาด 0.2 – 1.0 ไมโครเมตร ปริมาณร้อยละ 40 ฝังตัวอยู่ในวัสดุแก้ว ดังภาพประกอบที่ 3 ร่วมกับผลึกลิเทียมไดซิลิเกต (Lithium disilicate :  $2\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ )<sup>(13)</sup>

เรียกว่า “บลูสเตท” (Blue state) <sup>(1, 13, 14)</sup> ในสภาวะนี้บลิคจะถูกดึงได้โดยง่าย ทำให้เกิดการสึกของหัวกลิ้งน้อย



ภาพประกอบ 2 แสดงพาร์เซียมซิลิเกตไลธบลิคของไอพีเอสอีแมกซ์แคด

ที่มา: Ivoclar Vivadent, Scientific documentation ips e.Max cad<sup>(15)</sup>



ภาพประกอบ 3 แสดงผลึกลิเทียมเมตาซิลิเกต ในพาร์เซียมซิลิเกตไลธไอพีเอสอีแมกซ์แคด

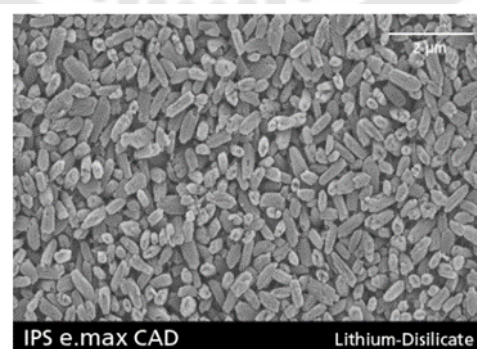
ที่มา: Ivoclar Vivadent, Scientific documentation ips e.Max cad<sup>(15)</sup>



ภาพประกอบ 4 แสดงสีของครอบฟันไอพีเอสอีแมกซ์แคดในสภาวะพาร์เซียมคริสตัลไลซ์

ที่มา: Ivoclar Vivadent, Scientific documentation ips e.Max cad<sup>(15)</sup>

หลังจากผ่านกระบวนการกลึง ไอพีเอสอีแมกซ์แคดจะถูกนำไปผ่านกระบวนการให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 770 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 5 นาที จากนั้นเพิ่มเป็น 850 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 20 – 25 นาที<sup>(13, 14, 16)</sup> ระหว่างกระบวนการให้ความร้อน ผลึกลิเทียมเมตาซิลิเกตจะถูกละลายออกไป ในขณะที่ผลึกลิเทียมไดซิลิเกตจะเกิดการตกผลึก บล็อกจะเปลี่ยนจากสีฟ้ากลายเป็นเฉดสีและความโปร่งแสงที่เลือก ไอพีเอสอีแมกซ์แคดที่เกิดการตกผลึกสมบูรณ์ (Fully crystallized IPS e.max CAD) จะประกอบไปด้วยผลึกลิเทียมไดซิลิเกตเป็นองค์ประกอบหลักร้อยละ 70 ซึ่งเป็นผลึกที่สานกันอยู่ ขนาดยาว 5.0 ไมโครเมตร เส้นผ่านศูนย์กลาง 0.8 ไมโครเมตร<sup>(13)</sup> ฝังตัวอยู่ในวัฏภาคแก้ว ดังภาพประกอบที่ 5



ภาพประกอบ 5 แสดงแสดงผลึกลิเทียมไดซิลิเกต ในไอพีเอสอีแมกซ์แคดที่เกิดการตกผลึกสมบูรณ์

ที่มา: Ivoclar Vivadent, Scientific documentation ips e.Max cad<sup>(15)</sup>



ภาพประกอบ 6 แสดงสีของครอบฟันไอพีเอสอีแมกซ์แคดหลังตกผลึกสมบูรณ์

ที่มา: Ivoclar Vivadent, Scientific documentation ips e.Max cad<sup>(15)</sup>

### สมบัติเชิงกล (Mechanical properties)

ไอพีเอสอีแมกซ์แคดในภาวะที่ยังเกิดการตกผลึกไม่สมบูรณ์ หรือ บลูล์เตท จะให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางในระดับปานกลางที่ 130 เมกะปาสคาล<sup>(1, 13, 14, 16)</sup> หลังจากผ่านกระบวนการให้ความร้อนจนเกิดการตกผลึกสมบูรณ์ สมบัติเชิงกลของไอพีเอสอีแมกซ์แคดจะเพิ่มขึ้นอย่างมาก โดยจะมีค่าความแข็งแรงดัดขวาง 530 เมกะปาสคาล<sup>(11)</sup> ตามที่บริษัทผู้ผลิตแจ้ง เมื่อเปรียบเทียบกับไอพีเอสอีแมกซ์แคดกับเซรามิกที่ผลิตด้วยเทคนิคแคดแคมกลุ่มอื่น ๆ จะพบว่าสมบัติเชิงกลของไอพีเอสอีแมกซ์แคดขึ้นอยู่กับโครงสร้างองค์ประกอบของวัสดุ ไม่ใช่ลักษณะทางเคมี<sup>(17)</sup>

### สมบัติทางแสงและสี (Color and optical properties)

สมบัติทางแสงและสีเป็นปัจจัยสำคัญที่ตอบสนองความพึงพอใจของผู้ป่วย และเป็นหนึ่งในปัจจัยที่บ่งชี้ความสำเร็จของวัสดุบูรณะ ไอพีเอสอีแมกซ์แคดเป็นวัสดุที่ตอบสนองสมบัติทางแสงและสี เนื่องจากมีหลายเฉดสีให้เลือกใช้ ได้แก่ สีพื้นฐานที่ใกล้เคียงพันธุกรรมชาติ A ถึง D รวม 16 สี และสำหรับพื้นที่ผ่านการฟอกสีฟัน (Bleach shade) สีของวัสดุจะเกิดจากอนุภาคของโลหะต่าง ๆ ที่มีสีกระจายตัวอยู่ในวิภาค สำหรับไอพีเอสอีแมกซ์แคดจะประกอบไปด้วยไอออนวาเนเดียม 4 และ 3 ( $V+4/V^{+3}$ ) ซึ่งให้สีฟ้าและสีเหลือง ไอออนซีเรียม 4 ( $Ce^{+4}$ ) ให้สีเหลือง และไอออนแมงกานีส 3 ( $Mn^{+3}$ ) ให้สีน้ำตาล ในช่วงกระบวนการเผาไอออนวาเนเดียมจะเปลี่ยนแปลงสถานะออกซิเดชัน (oxidation) ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงเฉดสีของวัสดุ และยังสามารถปรับแต่งลักษณะให้ใกล้เคียงพันธุกรรมชาติโดยการแต่งสี (Staining) และเคลือบเงา (Glazing) ก่อนนำไปผ่านกระบวนการให้ความร้อนได้ด้วย<sup>(13)</sup>



นอกจากนี้ไอพีเอสอีแมกซ์แคดยังมีความโปร่งแสงให้เลือกใช้ 3 ระดับ ขึ้นอยู่กับขนาดและความหนาแน่นของผลึกคริสตัล<sup>(14)</sup> ได้แก่ ทีบแสงปานกลาง (MO), โปร่งแสงสูง (HT), โปร่งแสงต่ำ (LT) โดยเซรามิกโปร่งแสงสูงจะมีผลึกคริสตัลขนาดเล็ก แต่อัดตัวกันอยู่แน่นในวัฏภาคแก้ว<sup>(13)</sup> การปรับให้ดัชนีหักเหแสงของผลึกคริสตัลและวัฏภาคแก้วของไอพีเอสอีแมกซ์แคดมีค่าใกล้เคียงกัน จะทำให้เกิดการกระเจิงแสงบริเวณรอยต่อของทั้งสององค์ประกอบลดลง ส่งผลให้วัสดุมีความโปร่งแสงสูงขึ้น<sup>(18)</sup>

### เซอร์โคเนีย

เซอร์โคเนีย (Zirconia :  $ZrO_2$ ) เป็นออกไซด์ของเซอร์โคเนียม (Zirconium : Zr) ซึ่งเป็นธาตุทรานซิชัน เริ่มแรกจะพบเป็นผลิตภัณฑ์จากอัญมณี ในปี ค.ศ. 1789 ต่อมาในปี ค.ศ. 1969 ได้มีการนำเซอร์โคเนียมาพัฒนาเพื่อใช้ในการแพทย์ คือ ใช้เป็นอวัยวะเทียม เช่น กระดูกเชิงกรานเทียม (Total hip replacement : THR)<sup>(7)</sup> และในปี ค.ศ. 1995 จึงได้มีการนำเซอร์โคเนียชนิดดั้งเดิมมาใช้ทางทันตกรรม โดยใช้เป็นเดือยฟันสำหรับบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาราก<sup>(19)</sup> นอกจากนี้ยังถูกพัฒนามาใช้เป็นโครงสำหรับงานบูรณะชนิดเซรามิกล้วน (Zirconia framework) ในตำแหน่งที่รองรับแรงบดเคี้ยวสูง<sup>(20, 21)</sup>

ปัจจุบันเซอร์โคเนียชนิดดั้งเดิม (Conventional zirconia) มีหลายระบบ ได้แก่ โปรเซรา ออลเซอร์คอง (Procera AllZirkon) จากบริษัท Nobel Biocare, เดนเซอร์ (Denzir) จากบริษัท Cadesthetics AB, ดีซีเซอร์คอง (DC-Zirkon) จากบริษัท DCS Dental AG, เซอร์คอง (Cercon) จากบริษัท Densply Ceramco และลาวา (Lava) จากบริษัท 3M-ESPE

### โครงสร้างจุลภาค (Microstructure properties)

ออกไซด์เซรามิก หรือโพลีคริสตัลไลน์เซรามิก (Polycrystalline ceramic) เป็นเซรามิกกลุ่มที่ประกอบไปด้วยออกไซด์ของอะลูมินา (Alumina : Al) หรือเซอร์โคเนียอัดตัวแน่นอยู่ โดยไม่มีวัฏภาคแก้วเป็นองค์ประกอบวัสดุกลุ่มนี้มีค่าความเหนียวของการแตกหักและค่ากำลังดัดขวางสูงกว่าเซรามิกกลุ่มอื่น ๆ

โพลีคริสตัลไลน์เซรามิกที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน คือ เซอร์โคเนีย เป็นวัสดุที่มีหลายโครงสร้างผลึก มีการเปลี่ยนแปลงไปตามอุณหภูมิที่เปลี่ยนไป โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงทางเคมี สามารถเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกได้ 3 วัฏภาค ขึ้นกับอุณหภูมิ ได้แก่ ที่อุณหภูมิห้องจะมีโครงสร้างผลึกวัฏภาคโมโนคลินิก (Monoclinic phase) ซึ่งมีรูปทรงปริซึมด้านขนานมุมไม่ตั้งฉาก (Parallelepiped shape) เมื่อได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 1170 – 2370 องศาเซลเซียส จะมีโครงสร้างผลึก วัฏภาคเททระโกนอล (Tetragonal phase) ซึ่งมีรูปทรงปริซึมเหลี่ยม (Straight prisms with rectangular

sides shape) ที่วัฏภาคนี้วัสดุจะมีสมบัติเชิงกลสูงที่สุด เมื่ออุณหภูมิเพิ่มขึ้นไปมากกว่า 2370 องศาเซลเซียส จนถึงจุดหลอมเหลวจะมีโครงสร้างผลึกวัฏภาคคิวบิก (Cubic phase) ซึ่งมีรูปทรงลูกบาศก์<sup>(3)</sup> โดยผลึกคริสตัลในวัฏภาคโมโนคลินิกจะมีปริมาตรใหญ่กว่าผลึกคริสตัลในวัฏภาคเทตระโกนอลและวัฏภาคคิวบิกประมาณร้อยละ 3 – 5 และร้อยละ 8 – 9 ตามลำดับ เมื่อปล่อยให้เซอร์โคเนียเย็นลงที่อุณหภูมิต่ำกว่า 1170 องศาเซลเซียส เซอร์โคเนียจะเปลี่ยนจากวัฏภาคเทตระโกนอลเป็นวัฏภาคโมโนคลินิกทำให้ผลึกคริสตัลมีปริมาตรเพิ่มขึ้น<sup>(2)</sup> เกิดความเค้นจากภายใน ส่งผลให้เกิดรอยร้าวได้ เพราะฉะนั้นจึงมีการเติมสารออกไซด์คงสภาพ (Stabilizing oxides) เช่น แคลเซียมออกไซด์ (CaO), แมกนีเซียมออกไซด์ (MgO), ซีลีเนียมออกไซด์ (CeO<sub>2</sub>), และอิทเทรียมออกไซด์ (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ลงในเซอร์โคเนียบริสุทธิ์เพื่อยับยั้งไม่ให้เกิดการเปลี่ยนวัฏภาคได้สมบูรณ์ ในทางทันตกรรม จะมีการเติมอิทเทรียมออกไซด์ร้อยละ 3 – 5 โดยมวล เรียกว่า “อิทเทรียมเทตระโกนอลเซอร์โคเนีย” (Yttrium – tetragonal zirconia: Y-TZP) โดยเฉพาะอย่างยิ่งอิทเทรียมออกไซด์ร้อยละ 3 โดยมวล เกิดเป็นเซอร์โคเนียชนิดดั้งเดิม หรือ 3Y-TZP ซึ่งจะอยู่ในรูปวัฏภาคเทตระโกนอลที่อุณหภูมิต่ำ จะมีความเสถียรของขนาดและโครงสร้างทางเคมี มีค่าความแข็งแรงดัดขวางและความต้านทานการแตกหักสูง

#### สมบัติเชิงกล (Mechanical properties)

3Y-TZP อยู่ในสภาวะกึ่งเสถียร (Metastable state) คือ เมื่อได้รับสิ่งกระตุ้นทางอุณหภูมิต่างๆ ได้แก่ การเย็นตัวลงหลังผ่านกระบวนการเผา (Cooling after sinter), การเสื่อมสลายที่อุณหภูมิต่ำ (Low-temperature degradation) และสิ่งกระตุ้นเชิงกล ได้แก่ การกรอแต่งผิว (Grinding), การขัดสีแบบพ่นอนุภาค (Air abrasion) จะทำให้ 3Y-TZP สามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงวัฏภาคจากเทตระโกนอลเป็นวัฏภาคโมโนคลินิก ซึ่งจะมีปริมาตรเพิ่มขึ้นร้อยละ 3 – 5 ทำให้เกิดแรงบีบอัดรอบรอยร้าว ส่งผลให้สามารถไปขัดขวางกระบวนการขยายตัวของรอยร้าว (Crack propagation) เรียกว่า “ทรานส์ฟอร์มเมชันทัพเฟนนิ่ง” (Transformation toughening)<sup>(2, 3, 9)</sup> ด้วยกลไกนี้ทำให้ 3Y-TZP มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสูงมากกว่า 1000 เมกะปาสคาล<sup>(1, 2, 9)</sup>

#### สมบัติทางแสงและสี (Color and optical properties)

ถึงแม้ว่า 3Y-TZP จะมีสมบัติเชิงกลที่เหนือกว่าเซรามิกชนิดอื่น แต่ก็มีข้อด้อย คือ มีสีขาวขุ่นและทึบแสง ยอมให้แสงส่องผ่านได้น้อย และกระเจิงแสงออกมาก การปรับปรุงสมบัติความโปร่งแสงของเซรามิกที่มีส่วนประกอบของวัฏภาคแก้วและผลึกคริสตัล ทำได้โดยการเพิ่มปริมาณวัฏภาคแก้ว แต่สำหรับเซอร์โคเนียซึ่งเป็นโพลีคริสตัลไลน์เซรามิกนั้น มีปัจจัยหลายประการที่ควบคุมสมบัติความโปร่งแสงของเซอร์โคเนีย ดังจะกล่าวต่อไป



ปัจจัยแรกคือ รูพรุน (Porosities) ในโครงสร้างของวัสดุซึ่งจำเป็นต้องทำให้มีขนาดเล็กที่สุด เพราะรูพรุนที่มีขนาดเพียง 200 – 400 นาโนเมตร และมีปริมาณเพียงแค้อยู่ละ 0.05 ก็สามารถเป็นศูนย์กลางการกระเจิงแสงได้ ทำให้การส่องผ่านของแสงผ่านวัสดุลดลง ส่งผลให้ความโปร่งแสงของ 3Y-TZP ลดลง<sup>(3, 10, 22)</sup> ส่วนสิ่งเจือปน (Defects and Impurities) ในวัสดุก็ส่งผลต่อความไม่เสถียรของสี ทำให้ยากต่อการควบคุมสี และความโปร่งแสงของชิ้นงานบูรณะให้เป็นไปตามที่เลือกไว้<sup>(10, 23)</sup> วิธีการลดขนาดรูพรุนและกำจัดสิ่งเจือปนทำได้หลายวิธี ได้แก่ การเพิ่มอุณหภูมิ การเผาซินเทอร์ไปที่ 1510 – 1550 องศาเซลเซียส ร่วมกับการเพิ่มระยะเวลาการเผาซินเทอร์ขึ้นสูงสุดที่ระยะเวลา 6 ชั่วโมง จะทำให้ผลึกเซอร์โคเนียออกไซด์เรียงตัวอัดแน่นกันมากขึ้น ส่งผลให้รูพรุนและสิ่งเจือปนลดลงโดยไม่ได้ส่งผลกระทบต่อกระบวนการทรานส์ฟอร์เมชันที่เฟนนิ่ง<sup>(10)</sup> และไม่ได้ส่งผลเสียต่อความหยาบของพื้นผิว (Surface roughness) และความแข็งแรงดัดขวาง<sup>(3)</sup> นอกจากนี้การเผาซินเทอร์ด้วยคลื่นไมโครเวฟจะทำให้ 3Y-TZP มีรูพรุนโดยเฉลี่ยขนาดเล็กกว่ารูพรุนที่เกิดจากการเผาซินเทอร์แบบดั้งเดิม<sup>(23)</sup>

ระหว่างกระบวนการเผาซินเทอร์ในระบบควบคุมสิ่งแวดล้อมให้มีสภาพการลดบรรยากาศ (Reducing atmosphere) ซึ่งเป็นสถานะที่ใช้แก๊สบางอย่างไปจับกับออกซิเจนในชั้นออกไซด์บนผิวของโลหะหรือชิ้นงาน เพื่อเป็นการลดปริมาณออกซิเจนที่ผิว ส่งผลให้เกิดช่องว่างของออกซิเจน (Oxygen vacancy) ในโครงร่างตาข่ายของ 3Y-TZP ได้ โดยช่องว่างของออกซิเจนเหล่านี้จะเป็นศูนย์กลางในการกระเจิงแสง เพราะฉะนั้นการอบชุบด้วยความร้อน (Heat treatment) หลังกระบวนการเผาซินเทอร์จึงมีความจำเป็นในการนำออกซิเจนกลับเข้าสู่โครงร่างตาข่ายของ 3Y-TZP เพื่อเป็นการกำจัดช่องว่างของออกซิเจน<sup>(10, 23, 24)</sup>

ผลึกรูปทรงแท่งของเซอร์โคเนียจะมีลักษณะไบรีฟริงเจนซ์ (Birefringent) กล่าวคือมีค่าดัชนีหักเหแสงสองค่าในทิศทางที่ต่างกัน หรือ แอนไอโซทรอปิก (Anisotropic) ทำให้เกิดความไม่ต่อเนื่องของดัชนีหักเหแสงที่ขอบผลึก (Grain boundaries) จึงเกิดการกระเจิงแสงขึ้นลดการส่องผ่านของแสงผ่านวัสดุ<sup>(10, 23)</sup> ด้วยสมบัติไบรีฟริงเจนซ์นี้ทำให้ 3Y-TZP มีความทึบแสงทางบริษัทผู้ผลิตจึงได้มีความพยายามในการพัฒนาอิทธิฤทธิ์ของเซอร์โคเนียให้มีความโปร่งแสงสูงขึ้นโดยการเพิ่มปริมาณของสารออกไซด์คงสภาพอิทธิฤทธิ์เป็นร้อยละ 4 – 5 โดยมวล หรือ 4Y-TZP และ 5Y-TZP ตามลำดับ โครงสร้างภายในของ 4Y-TZP จะประกอบไปด้วยผลึกรูปคิวบิกน้อยกว่าร้อยละ 30 และ 5Y-TZP จะประกอบไปด้วยผลึกรูปคิวบิกมากกว่าร้อยละ 30 ส่วนที่เหลือเป็นผลึกรูปทรงแท่ง โดยผลึกรูปคิวบิกจะมีสมบัติไอโซทรอปิก (Isotropic) คือ มีค่าสมบัติทางกลเหมือนกันทุกทิศทาง จึงยอมให้แสงส่องผ่านวัสดุได้ดีกว่าผลึกรูปทรงแท่ง<sup>(3, 9, 10)</sup>

ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดอนุภาคและความยาวคลื่นแสงเป็นหนึ่งในปัจจัยซึ่งส่งผลต่อการกระเจิงแสง วัสดุที่มีขนาดอนุภาคเล็กกว่า 0.1 ไมโครเมตร จะมีความทึบแสงต่ำ เนื่องจากมีการกระเจิงแสงต่ำที่ความยาวคลื่นที่สายตามนุษย์มองเห็น (Visible wavelength)<sup>(23)</sup> เพราะฉะนั้นจึงมีการปรับอนุภาคของ 3Y-TZP ให้มีขนาดเล็กระดับนาโนสเกล (Nano-scale) ซึ่งเป็นขนาดเล็กกว่าความยาวคลื่นที่สายตามนุษย์มองเห็นที่ 400 – 700 นาโนเมตร เพื่อลดการกระเจิงแสงที่ขอบผลึก ส่งผลให้ความโปร่งแสงเพิ่มขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่ออนุภาคมีขนาดเล็กกว่า 100 นาโนเมตร<sup>(3, 23)</sup>

จากที่กล่าวไปข้างต้นว่า การหักเหและการกระเจิงของแสงเกิดขึ้นบริเวณขอบผลึก เพราะฉะนั้นจำนวนของขอบผลึกก็ส่งผลต่อความโปร่งแสงของเทระโกนอลเซอร์โคเนียเช่นกัน โดยหากมีจำนวนของขอบผลึกมาก อันเนื่องมาจากอนุภาคมีขนาดเล็ก ก็จะทำให้เกิดการกระเจิงแสงออกมาก การลดการกระเจิงแสงออกตามขอบผลึกทำได้โดยการเพิ่มขนาดอนุภาคให้ใหญ่ขึ้นเพื่อให้มีจำนวนของขอบผลึกลดลง ส่งผลให้ 3Y-TZP มีความโปร่งแสงสูงขึ้น ในทางกลับกันหากปรับขนาดของอนุภาคให้ใหญ่ขึ้น ความแข็งแรงของเทระโกนอลเซอร์โคเนียจะลดลง เนื่องจากระดับของขนาดอนุภาคในการเปลี่ยนแปลงวัสดุจากเทระโกนอลไปเป็นวัสดุโมโนคลินิกอยู่ที่ 1.0 ไมโครเมตร<sup>(23)</sup> หากอนุภาคของผลึกเทระโกนอลมีขนาดใหญ่กว่านั้นจะส่งผลให้ความแข็งแรงของ 3Y-TZP ลดลง ในช่วงสภาวะการปล่อยให้เป็นตัวลงหลังเสร็จสิ้นกระบวนการเผาซินเทอร์ นอกจากนี้ยังมีการศึกษาของ Yu Zhang และคณะในปี ค.ศ. 2014<sup>(10)</sup> พบว่าขนาดอนุภาคโดยเฉลี่ยของ 3Y-TZP ควรมีขนาด 82 นาโนเมตร เมื่อวัสดุมีความหนา 1.3 มิลลิเมตร, ขนาด 77 นาโนเมตร เมื่อวัสดุมีความหนา 1.5 มิลลิเมตร และขนาด 80 นาโนเมตร เมื่อวัสดุมีความหนา 2.0 มิลลิเมตร เพื่อทำให้ 3Y-TZP มีค่าความแข็งแรงตัดขวางและความโปร่งแสงที่เพียงพอสำหรับการใช้งานทางทันตกรรม

#### **เซอร์โคเนียที่มีความโปร่งแสงสูง (Translucent zirconia)**

ความโปร่งแสงของวัสดุเป็นสิ่งสำคัญในการผลิตชิ้นงานบูรณะที่ให้ความสวยงามใกล้เคียงฟันธรรมชาติ สามารถลอกเลียนลักษณะความทึบของเนื้อฟัน และความโปร่งแสงของเคลือบฟัน เซอร์โคเนียเป็นวัสดุกลุ่มเซรามิกชนิดหนึ่งซึ่งถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรมอย่างแพร่หลาย ด้วยสมบัติเชิงกลที่สูง ให้ความแข็งแรงแก่วัสดุบูรณะ แต่ก็มีข้อด้อยคือมีลักษณะทึบแสง ทำให้ไม่สามารถลอกเลียนลักษณะความใสของฟันธรรมชาติได้ ในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมาเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงได้ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อปรับปรุงสมบัติทางแสง แต่ยังคงให้สมบัติเชิงกลที่ดี โดยหลากหลายบริษัทผู้ผลิต ได้แก่

บริษัทเซอร์เซอร์โคเนีย (BruxZir zirconia) เป็นผลิตภัณฑ์ภายใต้บริษัท Glidwell Laboratories ได้ปรับปรุงสมบัติทางแสงของเซอร์โคเนียโดยอาศัยการขึ้นรูปด้วยวิธีคอลลอยด์

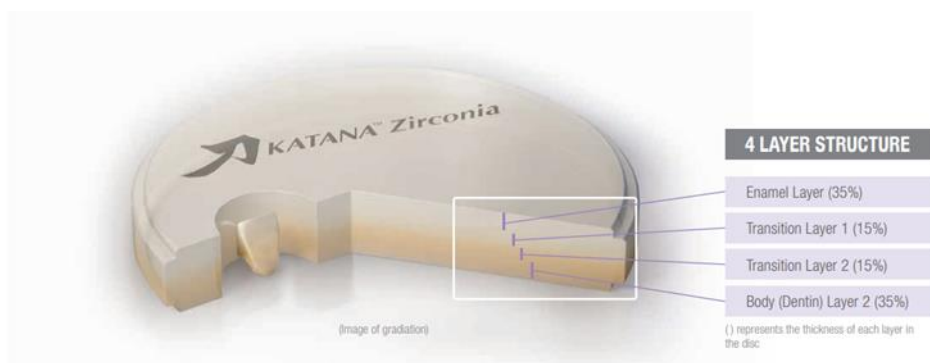
(Colloid processing technique) และขบวนการอัดภายใต้ความร้อน (Pressed processing technique) ที่เป็นเอกลักษณ์เฉพาะของทางบริษัทเพื่อลดขนาดอนุภาคของเซอริโคเนีย จากนั้นจึงนำไปขึ้นรูป แบ่งออกเป็น 2 ผลิตภัณฑ์ คือ บร็อกซ์เซอริไฮทรานสลูเซนท์ (BruxZir HT) ซึ่งจำเป็นต้องได้รับการแต่งสีเพิ่มเติม และบร็อกซ์เซอริเชด 16 (BruxZir Shaded 16) ซึ่งเป็นดิสก์เซอริโคเนียที่ได้รับการแต่งสีตามเฉดสีวีต้าคลาสสิก (VITA Classic) ทั้งหมด 16 เฉดสี ก่อนจะนำมาผ่านกระบวนการผลิตขึ้นงานบูรณะ<sup>(25)</sup>

ลาวาพลัส (Lava Plus) เป็นผลิตภัณฑ์ภายใต้บริษัท 3M ESPE ได้ปรับปรุงสมบัติทางแสงของเซอริโคเนียโดยอาศัยการลดปริมาณสิ่งเจือปนและความบกพร่องภายในวัสดุ นอกจากนี้ลาวาพลัสยังมีปริมาณของอะลูมินาน้อยกว่าเซอริโคเนียชนิดดั้งเดิม (ร้อยละ 0.1 โดยน้ำหนัก) ซึ่งส่งผลลดการกระเจิงแสง และเพิ่มความโปร่งแสงให้แก่วัสดุ<sup>(25)</sup>

อินคอร์ริส ทีซีไอ ซี (inCoris TZI C) เป็นบล็อกเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงภายใต้บริษัท Dentsply Sirona ได้ปรับปรุงสมบัติทางแสงของเซอริโคเนียโดยอาศัยการปรับขนาดอนุภาคให้มีขนาดเล็กลง และยังมีปริมาณของอะลูมินาน้อยกว่าหรือเท่ากับร้อยละ 0.35 โดยน้ำหนัก ผ่านการแต่งสีตามเฉดสีวีต้าคลาสสิกทั้งหมด 10 เฉดสี ก่อนจะนำมาผ่านกระบวนการขึ้นรูปขึ้นงานบูรณะด้วยวิธีการกลึงให้เป็นรูปร่างสวยงามตามกายวิภาคและมีความใสเลียนแบบฟันธรรมชาติ ในขณะที่เดียวกันก็ยังคงความแข็งแรง ด้านทานการสึกกร่อน และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อในช่องปาก<sup>(25)</sup>

การเพิ่มปริมาณสารออกไซด์คงสภาพอิทธิฤทธิ์เพื่อเป็นการเพิ่มผลึกรูปลูกบาศก์ในโครงสร้างของเซอริโคเนีย แบ่งออกเป็นกลุ่มที่มีปริมาณผลึกรูปลูกบาศก์น้อยกว่าร้อยละ 30 โดยปริมาตร หรือมีการเติมสารออกไซด์คงสภาพอิทธิฤทธิ์ร้อยละ 4 โดยมวล ได้แก่ วีต้าวายซีเอสที (Vita YZ ST) จากบริษัท Vita Zahnfabrik และกลุ่มที่มีปริมาณผลึกรูปลูกบาศก์มากกว่าร้อยละ 30 โดยปริมาตร หรือมีการเติมสารออกไซด์คงสภาพอิทธิฤทธิ์ร้อยละ 5 โดยมวล ได้แก่ วีต้าวายซีเอ็กซ์ที (Vita YZ XT) จากบริษัท Vita Zahnfabrik, บร็อกซ์เซอริแอนทีเรีย (BruxZir anterior) จากบริษัท Glidwell Laboratories, เซอริคอนเอ็กซ์ที (Cercon XT) จากบริษัท Dentsply Sirona และเพรทโทแอนทีเรีย (Prettau anterior) จากบริษัท Zirkonzahn GmbH<sup>(26)</sup>

วัสดุเซอริโคเนียแบบหลายชั้น (Multi-layered zirconia) ได้ถูกผลิตขึ้นมาในปี ค.ศ. 2015<sup>(27)</sup> ชื่อทางการคือ “KATANA” โดยบริษัท Kuraray Noritake Dental inc. ดังภาพประกอบที่ 7



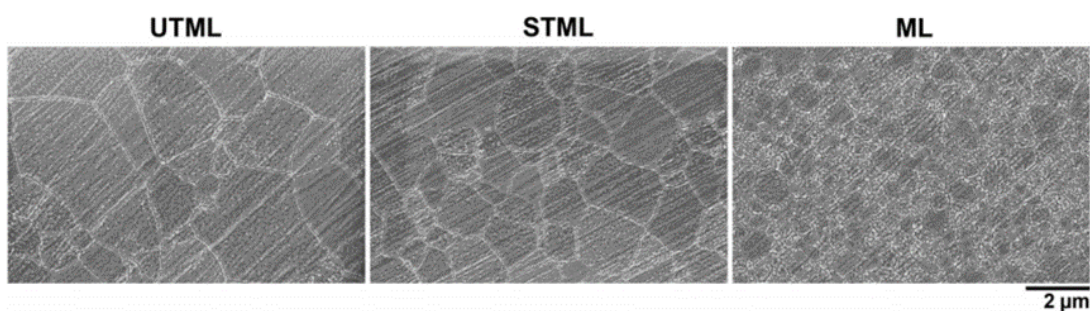
ภาพประกอบ 7 แสดงโครงสร้างวัสดุเซอริโคเนียแบบหลายชั้น

ที่มา: Kuraray Noritake Dental Inc. Katana zirconia multi-layered zirconia disc series technical guide<sup>(12)</sup>

แบ่งเป็น 3 ประเภท ได้แก่

1. อัลตราทราานส์ลูเซนต์เซอริโคเนีย (Ultra Translucent multi-layered zirconia: UTML) ซึ่งมีสารออกไซด์คงสภาพอิทธิกรรมประมาณร้อยละ 5.4 โดยมวล หรือ 5Y-TZP<sup>(27, 28)</sup>
2. ซูเปอร์ทราานส์ลูเซนต์เซอริโคเนีย (Super Translucent multi-layered zirconia: STML) ซึ่งมีสารออกไซด์คงสภาพอิทธิกรรมประมาณร้อยละ 4.8 โดยมวล หรือ 4Y-TZP<sup>(27, 28)</sup>
3. ไฮทราานส์ลูเซนต์เซอริโคเนีย (High Translucent multi-layered zirconia: HTML) ซึ่งมีสารออกไซด์คงสภาพอิทธิกรรมประมาณร้อยละ 3.7 โดยมวล<sup>(27, 28)</sup>

เซอริโคเนียแบบหลายชั้นถูกพัฒนาขึ้นเพื่อลดความเสี่ยงจากความโปร่งแสงของฟันธรรมชาติ โดยบริเวณปลายฟันจะมีความโปร่งแสงสูงสุด และเพิ่มความทึบแสงบริเวณใกล้เหงือก จะเห็นได้ว่ายิ่งเพิ่มร้อยละโดยมวลของสารออกไซด์คงสภาพอิทธิกรรม จะไปเพิ่มปริมาณของผลึก รูปลูกบาศก์ในวัสดุ<sup>(10, 27)</sup> (ซึ่งผลึกรูปลูกบาศก์จะมีขนาดอนุภาคใหญ่กว่าผลึกรูปเทระโกนอล<sup>(27, 28)</sup> ส่งผลให้เซอริโคเนียที่มีร้อยละโดยมวลของสารออกไซด์คงสภาพอิทธิกรรมสูงจะมีความโปร่งแสงสูงกว่า เซอริโคเนียที่มีร้อยละโดยมวลของสารออกไซด์คงสภาพอิทธิกรรมต่ำ เนื่องจากผลึกรูปลูกบาศก์มีสมบัติไอโซทรอปิกจึงยอมให้แสงส่องผ่านได้ดีกว่าผลึกรูปเทระโกนอล<sup>(3, 9, 10)</sup> อีกทั้งผลึกรูปลูกบาศก์ที่มีอนุภาคขนาดใหญ่จะทำให้มีจำนวนขอบของอนุภาคลดลง ส่งผลให้การกระเจิงแสงลดลง<sup>(27)</sup> เมื่อคุณลักษณะทางจุลภาค จะพบว่าอัลตราทราานส์ลูเซนต์เซอริโคเนียจะมีอนุภาคขนาดใหญ่ที่สุด รองลงมาคือซูเปอร์ทราานส์ลูเซนต์เซอริโคเนีย เซอริโคเนียชนิดดั้งเดิม ตามลำดับ<sup>(27, 28)</sup> ดังภาพประกอบที่ 8



ภาพประกอบ 8 แสดงโครงสร้างจุลภาคของเซอร์โคเนียแบบหลายชั้น

ที่มา: Kolakamprasert N, et al. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. <sup>(27)</sup>

อีกหนึ่งปัจจัยที่ส่งผลต่อความโปร่งแสงของเซอร์โคเนีย คือ อุณหภูมิการเผาซินเทอร์ จะพบว่าอัลตราทราฟานส์ลูเซนท์เซอร์โคเนียและซูเปอร์ทราฟานส์ลูเซนท์เซอร์โคเนียมีอุณหภูมิการเผาซินเทอร์ที่ 1550 องศาเซลเซียส ซึ่งสูงกว่าไฮทราฟานส์ลูเซนท์เซอร์โคเนียที่มีอุณหภูมิการเผาซินเทอร์ที่ 1500 องศาเซลเซียส

เมื่อเปรียบเทียบความโปร่งแสงในชั้นเคลือบฟัน (Enamel layers) และชั้นเนื้อฟัน (Dentin layers) ในวัสดุเซอร์โคเนียแบบหลายชั้นทั้ง 3 ชนิด จะพบว่าทั้งสองชั้นมีปริมาณร้อยละโดยมวลของสารออกไซด์คงสภาพอิทธิฤทธิ์ที่ใกล้เคียงกัน ส่งผลให้ค่าความโปร่งแสงไม่แตกต่างกัน<sup>(27)</sup> จะแตกต่างกันเพียงเล็กน้อยที่ความเข้มข้นของธาตุบางชนิด เช่น ไทเทเนียม (Titanium: Ti) และเหล็ก (Ferric: Fe) ที่ใช้เป็นสารแต่งสี ส่งผลให้มีเฉดสีที่แตกต่างกันเพียงเท่านั้น

ถึงแม้ว่าอัลตราทราฟานส์ลูเซนท์เซอร์โคเนียและซูเปอร์ทราฟานส์ลูเซนท์เซอร์โคเนียจะมีสมบัติทางแสงที่เหนือกว่าเซอร์โคเนียชนิดดั้งเดิม แต่ก็จะมีข้อด้อยในสมบัติเชิงกล เนื่องจากมีความสามารถในการเกิดกระบวนการทรานส์ฟอร์มเมชันที่ฟเฟนนิ่งลดลง จึงทำให้มีค่าความแข็งแรงดัดขวางลดลงร้อยละ 40 – 70<sup>(28)</sup> โดยอัลตราทราฟานส์ลูเซนท์เซอร์โคเนียและซูเปอร์ทราฟานส์ลูเซนท์เซอร์โคเนียจะมีค่าความแข็งแรงดัดขวาง 557 และ 748 เมกะปาสคาล<sup>(11, 12)</sup> ตามลำดับ ตามที่บริษัทผู้ผลิตแจ้ง



## ระบบแคดแคมทางทันตกรรม

ระบบแคดแคม (CAD/CAM: Computer-aided design/Computer-aided manufacturing) เป็นการนำคอมพิวเตอร์เข้ามาใช้ในการเก็บข้อมูลฟันหลัก และฟันข้างเคียงโดยใช้เครื่องส่องกราดวิเคราะห์ภายในช่องปาก (Intraoral scanner) จากนั้นจึงทำการออกแบบโดยใช้ชุดคำสั่งออกแบบ ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ในส่วนแคด (CAD) แล้วส่งไปกลึงขึ้นงานจากบล็อกของวัสดุชนิดต่าง ๆ ด้วยเครื่องมือการผลิตส่วนแคม (CAM) จนได้เป็นชิ้นงานบูรณะออกมา

### ประวัติของระบบแคดแคม

คอมพิวเตอร์ได้ถูกริเริ่มนำมาใช้ในอุตสาหกรรมต่าง ๆ ในช่วงปี ค.ศ. 1970 จากนั้นจึงได้พัฒนามาใช้ทางทันตกรรมในช่วงปี ค.ศ. 1980 โดย Dr. Duret<sup>(29)</sup> เป็นบุคคลแรกที่ทำการพัฒนาระบบแคดแคมทางทันตกรรมขึ้น ซึ่งก็คือระบบโซฟา (Sopha) เพื่อใช้ในการผลิตครอบฟันที่ได้ลักษณะตามกายวิภาคของฟันธรรมชาติ

ต่อมา Dr. Moermann<sup>(29)</sup> ได้พัฒนาระบบเซเรค (CEREC) ขึ้นมาใช้เป็นระบบแคดแคมข้างเก้าอี้ (Chairside) เพื่อการผลิตชิ้นงานทางทันตกรรมในครั้งเดียว โดยการบันทึกข้อมูลของฟันหลักด้วยกล้องถ่ายภาพภายในช่องปาก (Intraoral camera) จากนั้นจึงออกแบบและผลิตชิ้นงานขึ้นมาจากบล็อกเซรามิกโดยอาศัยเครื่องกลึงข้างเก้าอี้ หลังจากระบบเซเรคได้ถูกผลิตขึ้นมา นั้นส่งผลให้ระบบแคดแคมเป็นที่สนใจอย่างแพร่หลายในวงการทันตกรรม

Dr. Andersson<sup>(29)</sup> เป็นบุคคลต่อมาที่ทำการพัฒนาระบบแคดแคมทางทันตกรรม ได้พัฒนาระบบโพรเซรา (Procera) เริ่มแรกมีวัตถุประสงค์เพื่อใช้ในการผลิตส่วนคลุมฟันหลักชนิดไทเทเนียม (Titanium coping) ต่อมาจึงพัฒนามาใช้ในการผลิตเรซินคอมโพสิทวิเนียร์ (Resin composite veneer) ต่อมาระบบโพรเซราได้พัฒนาเป็นศูนย์กลางประมวลผลข้อมูลสำหรับการผลิตชิ้นงานชนิดเซรามิกล้วน

### ประเภทของระบบแคดแคมทางทันตกรรม

หลังจากการกรอเตรียมฟันหลักแล้ว ฟันหลักและฟันข้างเคียงจะได้รับการเก็บข้อมูลโดยอาศัยเครื่องกราดวิเคราะห์ภายในช่องปาก แทนการพิมพ์ปากด้วยวัสดุพิมพ์ปาก แล้วส่งข้อมูลมาออกแบบชิ้นงานด้วยส่วนซอฟต์แวร์แคด แทนการแต่งขี้ผึ้ง (Wax-up) จากนั้นจึงกลึงบล็อกของวัสดุชนิดต่าง ๆ ออกมาเป็นชิ้นงานด้วยเครื่องกลึงที่ควบคุมการทำงานด้วยคอมพิวเตอร์ โดยระบบแคดแคมทางทันตกรรมแบ่งออกเป็น 2 ประเภท<sup>(29, 30)</sup> ได้แก่

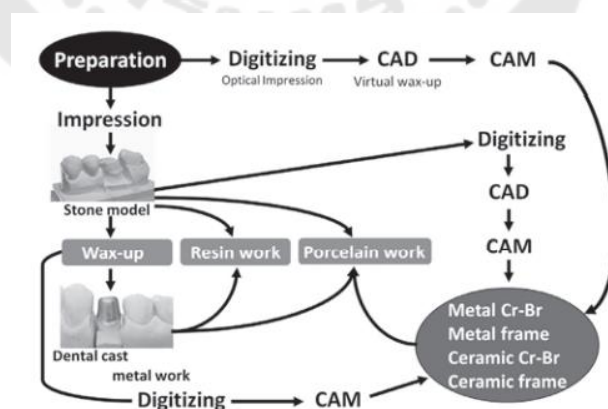
1. ระบบแคดแคมแบบข้างเก้าอี้ (Chairside CAD/CAM) เป็นระบบเก็บข้อมูลฟันหลักและฟันข้างเคียงด้วยเครื่องกราดวิเคราะห์ภายในช่องปาก ออกแบบและผลิตชิ้นงานในคลินิกหรือโรงพยาบาลทันตกรรมภายในครั้งเดียว ซึ่งระบบแคดแคมแบบข้างเก้าอี้จะแบ่งออกเป็น

2 ระบบ ได้แก่ เซเรค 3 (CEREC 3) โดยบริษัท Sirona และอีโฟร์ดี (E4D) โดยบริษัท D4D TECH ถึงแม้ว่าระบบแคดแคมแบบข้างเก้าอี้จะมีข้อดีในแง่ของการผลิตชิ้นงานเสร็จในครั้งเดียว ลดเวลาที่ผู้ป่วยต้องมารับการรักษา และเวลาในการทำวัสดุบูรณะชั่วคราว แต่ระบบแคดแคมแบบข้างเก้าอี้ก็มีข้อเสียในบางกรณีที่จำเป็นต้องมีการแต่งสี (Staining) ชิ้นงานหลังกลึง หรือปิดผิวหน้าด้วยเซรามิก ชนิดไอพีเอสเอ็มเพรสเอสเตติก (IPS Empress Esthetic) เพื่อเพิ่มความสวยงาม จากนั้นจึงนำไปเคลือบเงา (Glazing) แล้วเผาอีกครั้ง

2. ระบบแคดแคมในห้องปฏิบัติการ (Integrated Chairside-Laboratory CAD/CAM) เป็นระบบที่มีกระบวนการผลิตชิ้นงานได้ 2 แบบ ได้แก่

2.1 การเก็บข้อมูลฟันหลักและฟันข้างเคียงด้วยเครื่องสแกนร่างกายในช่องปาก เซเรคคอนเนค (CEREC Connect) โดยบริษัท Sirona หรือ ไอทีโร (iTero) โดยบริษัท Cadent แล้วส่งภาพถ่ายดิจิทัลในช่องปากที่ได้ผ่านทางอินเทอร์เน็ตไปยังศูนย์กลางประมวลผลข้อมูลเพื่อออกแบบและกลึงชิ้นงานออกมา จากนั้นทางห้องปฏิบัติการจึงส่งชิ้นงานที่ได้กลับมายังคลินิกหรือโรงพยาบาลทันตกรรม

2.2 การพิมพ์ปากด้วยวัสดุพิมพ์ปากแล้วเทแบบหล่อปูน (Stone model) ทางห้องปฏิบัติการจะเป็นผู้เก็บข้อมูลฟันหลักและฟันข้างเคียงด้วยเครื่องสแกนร่างกาย แล้วจึงออกแบบและกลึงชิ้นงานออกมา จากนั้นทางห้องปฏิบัติการจึงส่งชิ้นงานที่ได้กลับมายังคลินิกหรือโรงพยาบาลทันตกรรม



ภาพประกอบ 9 แสดงแผนผังการทำงานของระบบแคดแคมทางทันตกรรม

ที่มา: Miyazaki T, et al., A review of dental cad/cam: Current status and future perspectives from 20 years of experience<sup>(29)</sup>

## การใช้งานระบบแคดแคมทางทันตกรรม

เริ่มแรกเซรามิกที่มีความแข็งแรงสูงได้ถูกนำมาผลิตเป็นส่วนโครงของฟันเทียมติดแน่น บางส่วนประเภทเซรามิกล้วน เพื่อทดแทนโลหะในวัสดุบูรณะประเภทโลหะเคลือบกระเบื้อง (PFM) เนื่องจากมีความสวยงาม และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อในช่องปากมากกว่า แต่วิธีการขึ้นรูปแบบดั้งเดิมนั้นมีข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นระหว่างกระบวนการผลิตได้หลายประการ จึงได้มีการนำระบบแคดแคมเข้ามาเพื่อลดข้อผิดพลาดดังกล่าว โดยระบบโพรเซราเป็นแคดแคมระบบแรกที่น่ามาใช้ในการผลิตโครงอะลูมินาสำหรับครอบฟันเซรามิกล้วน<sup>(29)</sup>

ในปัจจุบันระบบแคดแคมได้เข้ามามีบทบาทในการผลิตชิ้นงานบูรณะทางทันตกรรม หลากหลายรูปแบบมากยิ่งขึ้น ได้แก่ อุดฝัง (Inlay), อุดครอบ (Onlay), ครอบฟัน (Crown), ฟันเทียมติดแน่นบางส่วน (Fixed partial denture), วีเนียร์ (Veneer), รากเทียม (Implant) รวมทั้งโครงโลหะของฟันเทียมถอดได้บางส่วน (Removable partial denture)

นอกจากนี้ระบบแคดแคมยังได้ถูกนำมาใช้ในการผลิตชิ้นงานบูรณะทางทันตกรรม จากเซรามิกชนิดต่าง ๆ ได้แก่

### 1. เซรามิกเฟลด์สปาร์ (Feldspathic ceramics)

ระบบแคดแคมถูกนำมาใช้ผลิตชิ้นงานอุดฝังครั้งแรกในปี ค.ศ. 1985 โดยใช้บล็อกของเซรามิกเฟลด์สปาร์อนุภาคละเอียด ในชื่อการค้า วิต้า มาร์ค วัน (Vita Mark I) โดยบริษัท Vita Zahnfabrik ต่อมาทางบริษัทเดียวกันได้ผลิต วิต้า มาร์ค ทู (Vita Mark II) ขึ้นมาเป็นบล็อกที่ใช้ร่วมกับระบบเซเรค 1 (CEREC 1) โดยเฉพาะ ในปี ค.ศ. 1991 ซึ่งมีองค์ประกอบเป็นเซรามิกเฟลด์สปาร์เหมือนเดิม แต่ได้รับการปรับปรุงสมบัติเชิงกลให้ดีขึ้นด้วยกระบวนการอัดรีดขึ้นรูป (Extrusion molding) มีค่าความแข็งแรงดัดขวาง 160 เมกะปาสคาลหลังจากผ่านกระบวนการเคลือบเงา

วิต้า มาร์ค ทู เป็นบล็อกเซรามิกประเภทสีเดียวในหนึ่งบล็อก (Monochromatic) แต่มีหลายเฉดสีให้เลือกใช้ เช่นเดียวกับ เซเรค บล็อก (CEREC Blocs) โดยบริษัท Sirona Dental Systems ซึ่งมีองค์ประกอบคล้ายคลึงกัน ต่างกันที่ใช้เฉดสีต่างระบบกัน นอกจากนี้ยังได้มีการพัฒนาบล็อกเซรามิกเฟลด์สปาร์กลุ่มใหม่ ได้แก่ วิต้าบล็อกร์ ไตรลักซ์ ฟอर्ट (Vitablocs TriLuxe forte) และ เรียลไลฟ์ (RealLife) ซึ่งประกอบไปด้วยเฉดสีที่แตกต่างกันในแต่ละชั้น (Multi-shade layers) ไล่ระดับสีและความโปร่งแสง เนื่องจากเซรามิกเฟลด์สปาร์มีความโปร่งแสงสูง ให้ความสวยงาม จึงนิยมใช้ในการผลิตชิ้นงานวีเนียร์, อุดฝัง และอุดครอบ อย่างไรก็ตามวัสดุกลุ่มนี้ไม่แข็งแรงพอที่จะใช้บูรณะในบริเวณที่รองรับแรงบดเคี้ยวสูงได้<sup>(16)</sup>



## 2. เซรามิกชนิดเสริมความแข็งแรงด้วยลูไซต์ (Leucite-reinforced ceramics)

เอมเพรส โพรแคด (Empress ProCAD) เป็นบล็อกเซรามิกชนิดเสริมความแข็งแรงด้วยลูไซต์ซึ่งถูกผลิตขึ้นมาในปี ค.ศ. 1998 โดยบริษัท Ivoclar Vivadent เพื่อใช้งานร่วมกับระบบเซเรค อินแลป (CEREC inLAB) มีองค์ประกอบคล้ายคลึงกับเซรามิกกลุ่มเอมเพรส (Empress) ซึ่งขึ้นรูปด้วยวิธีดั้งเดิม นอกจากนี้ยังให้ความแนบสนิทและความต้านทานการแตกหักใกล้เคียงกันอีกด้วย

ต่อมาทางบริษัทเดียวกันได้ผลิตเอมเพรสแคด (Empress CAD) ขึ้นมาในปี ค.ศ. 2006 ซึ่งปรับปรุงองค์ประกอบให้ประกอบไปด้วยลูไซต์ซึ่งมีอนุภาคละเอียดขนาด 1 – 5 ไมโครเมตร ปริมาณร้อยละ 45 เพื่อช่วยป้องกันความเสียหายของบล็อกที่เกิดจากเครื่องกลึง บล็อกเซรามิกเอมเพรสแคดมีให้เลือกใช้ได้ 3 ประเภท ได้แก่ ความโปร่งแสงสูง (Empress CAD HT), ความโปร่งแสงต่ำ (Empress CAD LT) และ โพลีโครมาติก (Empress CAD Multi) นิยมใช้ในการผลิตชิ้นงานบูรณะแบบซี่เดี่ยว (Single tooth restorations)<sup>(16)</sup>

## 3. เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต (Lithium disilicate glass ceramic)

ในปี ค.ศ. 2006<sup>(1, 13)</sup> “ไอพีเอสอีแมกซ์แคด” ได้ถูกผลิตขึ้นมาในรูปแบบของพาร์เซียดคริสตัลไลซ์บล็อกโดยบริษัท Ivoclar Vivadent เพื่อใช้งานร่วมกับระบบแคดแคม ซึ่งประกอบไปด้วยผลึกลิเทียมเมตาซิลิเกต ปริมาณร้อยละ 40 ผังตัวอยู่ในวิภาคแก้วร่วมกับผลึกลิเทียมไดซิลิเกต<sup>(13)</sup> เรียกว่าบลูสเทท<sup>(1, 13, 14)</sup> จะให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางที่ 130 เมกะปาสคาล<sup>(13, 14, 16)</sup> หลังจากผ่านการกลึงจึงนำไปเข้ากระบวนการให้ความร้อน ผลึกเมตาซิลิเกตจะถูกละลายออกไป ในขณะที่ผลึกลิเทียมไดซิลิเกตจะเกิดการตกผลึก บล็อกจะเปลี่ยนจากสีฟ้ากลายเป็นเฉดสีและความโปร่งแสงที่เลือก ไอพีเอส อีแมกซ์แคดที่เกิดการตกผลึกสมบูรณ์จะประกอบไปด้วยผลึกลิเทียมไดซิลิเกตเป็นองค์ประกอบหลัก ร้อยละ 70 จะมีค่าความแข็งแรงดัดขวางเพิ่มขึ้นเป็น 530 เมกะปาสคาล<sup>(11)</sup> ซึ่งมีความแข็งแรงกว่าเอมเพรส โพรแคด และเอมเพรสแคดในกลุ่มเซรามิก ชนิดเสริมความแข็งแรงด้วยลูไซต์ เนื่องจากค่าความแข็งแรงดัดขวางที่สูงขึ้น จึงทำให้เซรามิกลิเทียม ไดซิลิเกตสามารถนำมาใช้งานได้หลากหลายขึ้น ได้แก่ วีเนียร์, อุดฟัน, อุดครอบ, ครอบฟันสำหรับฟันหน้าและฟันหลัง, สะพานฟันสำหรับฟันหน้า และครอบฟันสำหรับรากเทียม (Implant supported crown)

## 4. โพลีคริสตัลไลน์เซรามิกที่มีอะลูมินาเป็นส่วนประกอบหลัก (Alumina based polycrystalline ceramics)

โพรเซรา ออลซีแรม (Procera Allceram) โดยบริษัท Nobel Biocare เป็นโพลีคริสตัลไลน์เซรามิกตัวแรกที่ถูกผลิตขึ้นมาในปี ค.ศ. 1993<sup>(16)</sup> เพื่อใช้งานร่วมกับระบบแคดแคม มีองค์ประกอบหลักเป็นอนุภาคอะลูมินาอัดกันแน่นร้อยละ 99 และมีค่าความแข็งแรงดัดขวาง 600

เมกะปาสคาล<sup>(16)</sup> ในกระบวนการกลึงจะต้องเพิ่มขนาดของชิ้นงานร้อยละ 20 เพื่อชดเชยการหดตัวขณะเผาซินเทอร์ ระดับความโปร่งแสงของโพรเซรา ออลซีแรมจะอยู่ระหว่างเอมเพรส และเอมเพรส 2 ซึ่งเป็นเซรามิกที่ขึ้นรูปด้วยวิธีดั้งเดิม เนื่องจากโพรเซรา ออลซีแรมมีค่าความแข็งแรงดัดขวางที่สูง จึงนิยมใช้เป็นโครงสำหรับงานครอบฟันและสะพานฟันเซรามิกล้วนทั้งในฟันหน้าและฟันหลัง แล้วปิดผิวด้านหน้าด้วยพอร์ซเลนที่มีความใส และมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเนื่องจากความร้อน (CTE) ที่ใกล้เคียงกัน นอกจากนี้ยังสามารถใช้ทำหลักยึดของรากเทียม (Implant abutment) ได้อีกด้วย

### 5. โพลีคริสตัลไลน์เซรามิกที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบหลัก (Stabilized zirconia based polycrystalline ceramics)

ในช่วงปี ค.ศ. 1990 ได้เริ่มมีการนำเซอร์โคเนียที่มีการเติมสารออกไซด์คงสภาพยึดเตรียมออกไซด์ร้อยละ 3 โดยมวล หรือ 3Y-TZP เข้ามาใช้ในทางทันตกรรม ได้แก่ เครื่องมือจัดฟัน (Orthodontic brackets), เดือยฟัน (Endodontic posts), ครอบฟัน, สะพานฟัน 3 – 4 ยูนิต, รากเทียม และหลักยึดของรากเทียม เนื่องจากมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสูงกว่า 1000 เมกะปาสคาล<sup>(1, 2, 9)</sup> และมีค่าความต้านทานการแตกหักสูง จึงสามารถรองรับแรงบดเคี้ยวได้ดี โดยธรรมชาติของ 3Y-TZP จะมีลักษณะที่บดแสง มีสีขาวขุ่น จึงไม่สมควรนำมาใช้ในบริเวณที่ต้องการความสวยงาม แต่มีประโยชน์ในแง่ของการปิดสีฟันหลักที่มีการเปลี่ยนสี (Discolored teeth) หรือเดือยฟันและแกนฟันโลหะ (Metal substructures) ยกตัวอย่างเช่น โครงสำหรับงานบูรณะชนิดเซรามิกล้วนที่ผลิตจากเซอร์โคเนียจะทำให้สีของชิ้นงานบูรณะใกล้เคียงฟันธรรมชาติมากกว่าโครงที่ผลิตจากโลหะ

ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเซอร์โคเนียมาใช้งานร่วมกับระบบแคดแคมหลากหลายชนิด แบ่งเป็นบล็อกเซอร์โคเนียประเภทพาร์เชียลซินเทอร์ (Partially sintered blocks) ได้แก่ ลาวา (LAVA) โดยบริษัท 3M ESPE, อีแมกซ์เซอร์แคด (e.max ZirCAD) โดยบริษัท Ivoclar Vivadent, โพรเซราเซอร์โคเนีย (Procera Zirconia) โดยบริษัท Nobel Biocare และ วีต้าวายซีบล็อก (Vita YZblocks) โดยบริษัท Vita Zahnfabrik และบล็อกเซอร์โคเนียประเภทฟูลซินเทอร์ (Fully sintered blocks) ได้แก่ ดีซีเอส เพรสซิเดนท์ (DCS-President) และ ดีซีเซอร์คอน (DC Zirkon) โดยบริษัท Smartfit Austenal<sup>(16)</sup>

#### ข้อดีของระบบแคดแคมทางทันตกรรม

เซรามิกที่มีความแข็งแรงสูงอย่างเซอร์โคเนียไม่สามารถขึ้นรูปทางห้องปฏิบัติการด้วยวิธีดั้งเดิม จึงต้องใช้ระบบแคดแคมเข้ามาช่วยในการออกแบบและกลึงชิ้นงาน<sup>(16, 29)</sup> อีกทั้งระบบแคดแคมยังสามารถชดเชยการหดตัวของเซอร์โคเนียหลังเผาได้ ส่งผลให้ขอบของวัสดุบูรณะมีความแนบสนิท<sup>(29)</sup> เนื่องจากระบบแคดแคมกลึงชิ้นงานจากบล็อกเซรามิกที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogenous) ซึ่งถูกควบคุมคุณภาพมาจากโรงงานผู้ผลิต ทำให้ลดตำหนิที่เกิดขึ้นภายในวัสดุ

บุรณะอย่างรูปพจน์ได้<sup>(16, 29)</sup> นอกจากนี้ระบบแคตแคมทางทันตกรรมที่ใช้เครื่องกราฟวิเคราะห์เก็บข้อมูลภายในช่องปากจะช่วยลดข้อผิดพลาดของวัสดุทางทันตกรรมอย่างวัสดุพิมพ์ปากและปูน เนื่องจากวัสดุพิมพ์ปากอาจเกิดการเปลี่ยนแปลงเสถียรภาพเชิงมิติได้ ในขณะที่เดียวกันก็อาจเกิดความผิดพลาดระหว่างขั้นตอนการเทแบบหล่อได้ ทำให้เกิดรูปร่างที่ผิดไปของแบบหล่อ เช่น การสึกของฟันคู่สบและฟันข้างเคียง ส่งผลให้วัสดุบุรณะจริงมีรูปร่างที่ใหญ่กว่าความเป็นจริง มีด้านประชิดของฟันที่แน่นจนเกินไป และมีด้านบดเคี้ยวที่สูงกว่าระดับของฟันหลักเดิม<sup>(30)</sup>

## แสงและสี

ตาของมนุษย์สามารถตอบสนองต่อแสงในช่วงความยาวคลื่น 380 – 780 นาโนเมตร<sup>(31)</sup> หรือที่เรียกว่า “สีรุ้ง” การรับรู้สีของมนุษย์แตกต่างกันไปในแต่ละบุคคล โดยมนุษย์ทุกคนจะมีหน่วยรับความรู้สึกรูปกรวย (Cone-shaped receptor cells) 3 ประเภท แต่ละประเภทจะตอบสนองต่อความยาวคลื่นแสงที่แตกต่างกัน ได้แก่ ความยาวคลื่นแสงสูง, กลาง และต่ำ กระแสประสาทจากหน่วยรับความรู้สึกรูปกรวยจะถูกรวมเข้าด้วยกันเป็นสัญญาณที่บริเวณปมประสาท (Ganglion) ในเรตินา แล้วส่งไปยังสมองเพื่อแปลงสัญญาณที่ได้รับให้กลายเป็นสีต่าง ๆ<sup>(32)</sup>

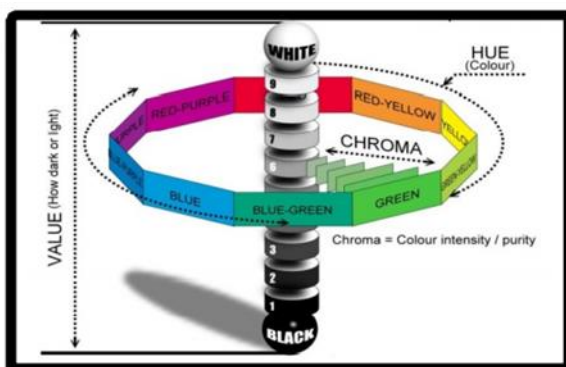
### ระบบการวัดค่าสี

1. ระบบค่าสีมันเซลล์ (Munsell color order system) เป็นระบบที่วัดค่าสีของวัตถุโดยใช้แบบจำลองสามมิติในการแบ่งค่าสี ได้แก่

1.1 ฮิว (Hue) คือ สีของวัตถุ สัมพันธ์กับความยาวคลื่นแสงที่ตาของมนุษย์มองเห็น และสามารถแยกสีหนึ่งออกจากสีอื่น ๆ ได้ เช่น สีม่วง, สีคราม, สีเขียว, สีเหลือง และสีแดง เป็นต้น

1.2 แวลู (Value) หรือ ค่าความสว่าง (Brightness) คือ ปริมาณของแสงที่สะท้อนกลับมาจากวัตถุ โดยวัตถุที่มีค่าแวลูสูง จะมีสีสว่าง (Light color) ในขณะที่วัตถุที่มีค่าแวลูต่ำ จะมีสีมืด (Dark color) เนื่องจากยังมีค่าแวลูต่ำลงจะไปลดปริมาณแสงที่สะท้อนกลับมาจากวัตถุ กล่าวคือแสงจะถูกดูดกลืนและมีการกระเจิงแสงออกในหลายทิศทาง

1.3 โครมา (Chroma) หรือค่าความเข้มแสง (Saturation) มีความสัมพันธ์แบบแปรผกผันกับค่าแวลู กล่าวคือ ถ้าค่าโครมาเพิ่มขึ้น ค่าแวลูจะลดลง



ภาพประกอบ 10 แสดงระบบค่าสีมันเซลล์

ที่มา: Vadher R, et al., Basics of color in dentistry<sup>(32)</sup>

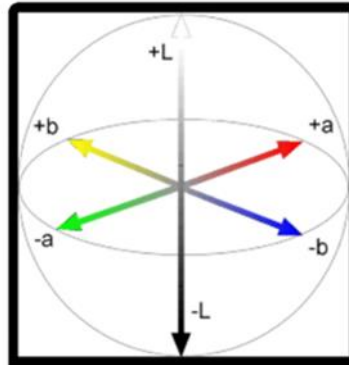
## 2. ระบบค่าสีซีไอแอลเอบี (CIE Lab color system and color space)

ในปี ค.ศ. 1931 The commission International del l'Eclairage หรือ CIE ได้ถูกก่อตั้งขึ้นเพื่อกำหนดมาตรฐานการวัดค่าสีที่สัมพันธ์กับการรับรู้สี ต่อมาในปี ค.ศ. 1976 ทางองค์กรได้สร้างปริภูมิสีซีไอแอลเอบี (CIE Lab color space) ขึ้นมาตามหลักการตอบสนองของตามนุษย์ผ่านหน่วยรับรู้สีกรวยต่อแสง 3 สี ได้แก่ สีแดง, สีเขียว และสีน้ำเงิน<sup>(32)</sup> ปริภูมิสีซีไอแอลเอบีประกอบไปด้วย 3 แกน ได้แก่  $L^*$ ,  $a^*$  และ  $b^*$  ซึ่งเป็นปริภูมิสามมิติ

2.1 แกน  $L^*$  ใช้กำหนดค่าความสว่าง มีค่าตั้งแต่ 0 ถึง 100 ถ้า  $L$  เท่ากับ 0 จะได้สีที่มืดเป็นสีดำ ถ้า  $L$  เท่ากับ 100 จะได้สีที่สว่างเป็นสีขาว

2.2 แกน  $a^*$  ใช้กำหนดสีแดงและสีเขียว แกน  $a^*$  ที่แสดงความเป็นบวกจะใช้กำหนดสีแดง ยิ่งมีค่าเป็นบวกมาก วัตถุยิ่งมีสีแดงมาก แกน  $a^*$  ที่แสดงความเป็นลบจะใช้กำหนดสีเขียว ยิ่งมีค่าเป็นลบมาก วัตถุยิ่งมีสีเขียวมาก

2.3 แกน  $b^*$  ใช้กำหนดสีเหลืองและสีน้ำเงิน แกน  $b^*$  ที่แสดงความเป็นบวกจะใช้กำหนดสีเหลือง ยิ่งมีค่าเป็นบวกมาก วัตถุยิ่งมีสีเหลืองมาก แกน  $b^*$  ที่แสดงความเป็นลบจะใช้กำหนดสีน้ำเงิน ยิ่งมีค่าเป็นลบมาก วัตถุยิ่งมีสีน้ำเงินมาก โดยแกน  $a^*$  และ  $b^*$  จะแสดงถึงทิศทางของสี<sup>(31)</sup>



ภาพประกอบ 11 แสดงระบบค่าสีซีไออีแอลเอบี

ที่มา: Vadher R, et al., Basics of color in dentistry<sup>(32)</sup>

ค่าความโปร่งแสง (Translucency parameters) เป็นค่าสำคัญที่แสดงถึงปรากฏการณ์ส่องผ่านของแสงผ่านวัสดุ ค่าดังกล่าวถูกกำหนดขึ้นมาจากความแตกต่างของสีวัสดุเมื่อวัดค่าสีภายใต้พื้นหลังสีดำและสีขาว ซึ่งค่าความโปร่งแสงที่นิยมใช้ในทางทันตกรรม จะเป็นค่าตัวเลขซึ่งอ้างอิงจากค่าสี  $L^*$   $a^*$   $b^*$  ได้จากการคำนวณตามสมการ<sup>(4, 18, 33)</sup>

$$TP = [(L^*_B - L^*_W)^2 + (a^*_B - a^*_W)^2 + (b^*_B - b^*_W)^2]^{1/2}$$

เมื่อ TP	หมายถึง	ค่าความโปร่งแสง
$L^*_B$	หมายถึง	ค่า $L^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีดำ
$L^*_W$	หมายถึง	ค่า $L^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีขาว
$a^*_B$	หมายถึง	ค่า $a^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีดำ
$a^*_W$	หมายถึง	ค่า $a^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีขาว
$b^*_B$	หมายถึง	ค่า $b^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีดำ
$b^*_W$	หมายถึง	ค่า $b^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีขาว

หากค่าที่ได้มีค่าเข้าใกล้ 0 แสดงว่าวัสดุมีความโปร่งแสงต่ำกว่าเมื่อเทียบกับวัสดุที่มี

ค่านี้สูง

## เครื่องมือวัดค่าสี

การใช้สายตาในการวัดความแตกต่างของสีเป็นวิธีที่ง่ายที่สุด เช่น การเทียบสีฟันด้วยชุดเทียบสีฟันวิตาแพนคลาสสิก (Vitapan classical shade guide; Vita Zahnfabrik, Germany) ร่วมกับสายตาทันตแพทย์<sup>(34)</sup> แต่อย่างไรก็ตามสายตามนุษย์ไม่สามารถแยกแยะความแตกต่างของสีเพียงเล็กน้อย ทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนได้ ปัจจุบันจึงมีการพัฒนาเครื่องมือวัดสีฟันขึ้นมาให้ทันตแพทย์เลือกใช้ตามความเหมาะสม

1. สเปกโตรโฟโตมิเตอร์ (Spectrophotometer) เป็นเครื่องมือวัดการดูดกลืนแสงในช่วงความยาวคลื่นแสงที่สายตามนุษย์มองเห็น มีความเที่ยงตรงในการเทียบสี ประกอบด้วย 3 ส่วน ได้แก่

- 1.1 แหล่งกำเนิดแสง (Light source) ทำหน้าที่ปล่อยแสงไปยังวัตถุ
- 1.2 ตัวตรวจจับแสง (Detector) ทำหน้าที่รับแสงสะท้อนกลับจากวัตถุ
- 1.3 ส่วนบันทึกและแปรผลสัญญาณ (Recorder and processor) ทำหน้าที่เปลี่ยนแสงที่ได้รับออกมาในรูปสัญญาณแล้วแปรผลตามหลักการของระบบค่าสีซีไออีแอลเอบี<sup>(20)</sup>

จากการศึกษาของ Paul S และคณะ ในปี 2002<sup>(35)</sup> พบว่า การวัดค่าความแตกต่างของสีด้วยสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ให้ผลที่แม่นยำกว่าสายตามนุษย์ถึงร้อยละ 33 และยังสามารถเลือกสีได้ใกล้เคียงถึงร้อยละ 93.3 ของจำนวนตัวอย่างทั้งหมด ตัวอย่างของสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ เช่น คริสตัลอาย (Crystaley) จากบริษัท Olympus, วิต้าอีซีเชดคอมแพค (Vita Easysshade Compact) จากบริษัท Vita Zahnfabrik, เชดเอกซ์ (Shade-X) จากบริษัท X-Rite และสเปคโตรเชดไมโคร (Spectroshade Micro) จากบริษัท MHT Optic Research<sup>(34)</sup> โดยในการศึกษาของ Kim-Pusateri และคณะ ในปี 2009<sup>(36)</sup> ได้เปรียบเทียบความเที่ยงและความแม่นยำของสเปคโตรโฟโตมิเตอร์สเปคโตรเชดและวิต้าอีซีเชด พบว่า สเปคโตรเชดมีค่าความเที่ยงที่ร้อยละ 96.9 และความแม่นยำที่ร้อยละ 80.2 ส่วนวิต้าอีซีเชดมีค่าความเที่ยงที่ร้อยละ 96.4 และค่าความแม่นยำที่สูงถึงร้อยละ 92.6 นอกจากนี้วิต้าอีซีเชดยังถูกจัดเป็นเครื่องมือวัดค่าสีสำหรับระบบค่าสีซีไออีแอลเอบีที่มีความน่าเชื่อถือในระดับสูงอีกด้วย<sup>(37)</sup>





ภาพประกอบ 12 แสดงสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ทางทันตกรรม

ที่มา: Ragain JC. A review of color science in dentistry: Colorimetry and color space<sup>(31)</sup>

2. คัลเลอร์มิเตอร์ (Colorimeter) เป็นเครื่องมือวัดความเข้มแสงที่สะท้อนจากวัตถุ ซึ่งลอกเลียนมาจากการมองเห็นของสายตามนุษย์ต่อแสง 3 สี ได้แก่ สีแดง, สีเขียว และสีน้ำเงิน โดยแสงทั้ง 3 สีจะผ่านตัวกรองแยกออกเป็นสีต่าง ๆ แล้วนำมาวิเคราะห์หาค่าไตรสตีมูลัสตามระบบค่าสีซีไออีแอลเอบี<sup>(34)</sup> แต่คัลเลอร์มิเตอร์ยังคงมีความแม่นยำน้อยกว่าสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ เพราะไม่สามารถจับคู่สีตามมาตรฐานได้<sup>(38)</sup> ตัวอย่างของคัลเลอร์มิเตอร์ เช่น เฉดวิชั่น (Shade Vision) จากบริษัท X-Rite<sup>(34)</sup>



ภาพประกอบ 13 แสดงคัลเลอร์มิเตอร์ทางทันตกรรม

ที่มา: Ragain JC. A review of color science in dentistry: Colorimetry and color space<sup>(31)</sup>

3. กล้องดิจิทัลและระบบจัดการรูปภาพ (Digital cameras and imaging systems) เป็นระบบที่ใช้กล้องดิจิทัลถ่ายภาพ ซึ่งประกอบไปด้วยองค์ประกอบเล็ก ๆ ที่มีความไวต่อแสง โดยจะบันทึกสีทั้งสาม ได้แก่ สีแดง, สีเขียว และสีน้ำเงิน<sup>(38)</sup> ตัวอย่างของกล้องดิจิทัลและระบบจัดการรูปภาพ เช่น เคลียร์แมทซ์ (ClearMatch) จากบริษัท Smart Technology<sup>(34)</sup>

ตามมาตรฐาน ISO/TR 28642: 2016<sup>(39)</sup> เครื่องมือวัดค่าสีที่ให้ค่าความแม่นยำสูง และเชื่อถือได้ทางทันตกรรม ได้แก่ สเปคโตรโฟโตมิเตอร์ และคัลเลอร์มิเตอร์

### ค่าความแข็งแรงดัดขวาง

การทดสอบค่าความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural strength test) เป็นวิธีที่ได้รับความนิยมมากที่สุดสำหรับวัสดุที่มีความเปราะ (Brittle) และไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (Inhomogeneity) อย่างเซรามิก<sup>(28)</sup> เนื่องจากเป็นวิธีที่มีการเตรียมชิ้นตัวอย่างที่ง่าย ขั้นตอนไม่ซับซ้อน โดยใช้เครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine) ตามมาตรฐานของ ISO 6872 : 2015<sup>(40-42)</sup> ซึ่งได้กำหนด การทดสอบค่าความแข็งแรงดัดขวางของเซรามิกออกเป็น 3 ประเภท ได้แก่

1. การทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด (3-point bending test) เป็นการให้แรงกระทำที่จุดกึ่งกลางของชิ้นตัวอย่างรูปแท่ง (Bar shaped) ที่วางอยู่บนสแปนรองรับ (Support span) ความยาว 12.0 – 40.0 ( $\pm 0.5$ ) มิลลิเมตร บริเวณปลายทั้งสองด้านของสแปนรองรับจะมีล้อหมุนรองรับ (Support rollers) ที่มีระยะห่างจากจุดกึ่งกลางเท่ากัน ด้วยหัวกดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 – 5.0 ( $\pm 0.2$ ) มิลลิเมตร ใช้ความเร็วหัวกด (Cross-head speed) ที่  $1.0 \pm 0.5$  มิลลิเมตรต่ออนาที<sup>(40-43)</sup>

2. การทดสอบแรงดัดแบบ 4 จุด (4-point bending test) ชิ้นตัวอย่างรูปแท่งที่วางอยู่บนสแปนรองรับความยาว 16.0 – 40.0 ( $\pm 0.5$ ) มิลลิเมตร บริเวณปลายทั้งสองด้านของสแปน รองรับจะมีล้อหมุนรับแรงส่วนนอก (Outer bearing rollers) ในด้านตรงกันข้ามจะมีล้อหมุนรับแรงส่วนใน (Inner bearing rollers) ซึ่งวางอยู่ที่ระยะหนึ่งในสี่ของความยาวสแปนรองรับ เป็นตัวให้แรงกระทำต่อชิ้นตัวอย่างด้วยหัวกดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5 – 5.0 ( $\pm 0.2$ ) มิลลิเมตร ใช้ความเร็วหัวกดที่  $1.0 \pm 0.5$  มิลลิเมตรต่ออนาที โดยแรงที่มากระทำต่อชิ้นตัวอย่างจะต้องมีความเท่ากันทุกล้อหมุนรับแรง<sup>(42, 43)</sup>

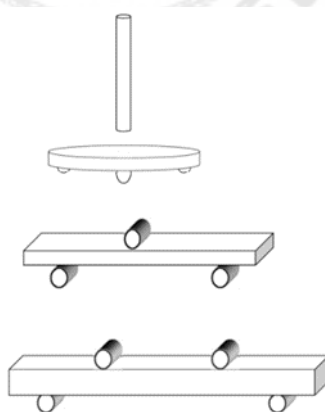
3. การทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural test) เป็นการนำชิ้นตัวอย่างรูปทรงแผ่นกลม (Circular disc-shaped) มาวางลงบนแป้นทดสอบทรงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง  $11.0 \pm 1.0$  มิลลิเมตร ที่มีลูกบอลเหล็กจำนวน 3 ลูกซึ่งมีความสมมาตรกัน ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง  $4.5 \pm 2.0$  มิลลิเมตร เรียงตัวทำมุม 120 องศา รองรับอยู่แล้วให้แรงด้วยลูกสูบที่มีหัวกดแบนเส้นผ่านศูนย์กลาง  $1.4 \pm 0.2$  มิลลิเมตร ใช้ความเร็วหัวกด  $1.0 \pm 0.5$  มิลลิเมตรต่ออนาที ลงบนกึ่งกลาง



ของชิ้นตัวอย่างที่มีแผ่นฟิล์มพลาสติกความหนา 50 ไมโครเมตรคั่นกลางระหว่างลูกสูบและผิวบนของชิ้นตัวอย่างเพื่อกระจายแรงกดที่ได้รับให้มีความสม่ำเสมอ<sup>(40, 42, 44)</sup>

ค่าความแข็งแรงดัดขวางของวัสดุที่มีความเปราะอย่างเซรามิก ไม่ได้ขึ้นอยู่กับแรงที่มากระทำต่อวัสดุเพียงอย่างเดียว แต่ยังขึ้นอยู่กับวิธีการกระจายตัวของแรงบนชิ้นวัสดุอีกด้วย จึงสามารถสันนิษฐานได้ว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางของเซรามิกด้วยวิธีต่าง ๆ ย่อมมีความแตกต่างกัน

การทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด และการทดสอบแรงดัดแบบ 4 จุด เป็นวิธีที่นิยมนำมาใช้วัดค่าความแข็งแรงดัดขวาง เนื่องจากมีขั้นตอนการเตรียมชิ้นตัวอย่างที่ง่าย แต่มีข้อเสียคือ การเตรียมชิ้นตัวอย่างเป็นรูปทรงแท่งยาวต่อการควบคุมการแตกหักที่เกิดบริเวณขอบคมโดยรอบของชิ้นตัวอย่างต่อมาได้มีการพัฒนาการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนขึ้นเพื่อใช้ทดสอบชิ้นตัวอย่างรูปทรงแผ่นกลม ได้รับการยอมรับโดย The American Society for Testing and Materials และ International Organization for Standardization ซึ่งการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนสามารถกำจัดปัญหาการแตกหักที่เกิดบริเวณขอบคมของชิ้นตัวอย่างไปได้ ดังนั้นค่าที่ได้จึงเป็นค่าความแข็งแรงดัดขวางที่แท้จริงของวัสดุ<sup>(41)</sup> นอกจากนี้หวัคคปลายแบนในการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนจะให้แรงลงบนกึ่งกลางของชิ้นตัวอย่างและมีการกระจายตัวสม่ำเสมอ<sup>(40)</sup> เพราะฉะนั้นการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนจึงเป็นวิธีที่เหมาะสมที่สุดสำหรับทดสอบวัสดุประเภทเซรามิก เมื่อเทียบกับการทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด และการทดสอบแรงดัดแบบ 4 จุด



ภาพประกอบ 14 แสดงแผนผังการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน, การทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด และการทดสอบแรงดัดแบบ 4 จุด ตามลำดับ

ที่มา: Schatz C, et al., Influence of specimen preparation and test methods on the flexural strength results of monolithic zirconia materials<sup>(43)</sup>

### บทที่ 3

## วิธีดำเนินการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

1. การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง
2. การทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล
3. การวิเคราะห์ข้อมูล

#### การออกแบบงานวิจัย

การวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (Laboratory Experimental research)

#### การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง

##### ประชากรที่ใช้ในงานวิจัย

เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงสีเอ 2 (IPS e.max CAD HT shade A2, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein)

เซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงสีเอ 2 (KATANA UTML shade A2, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan)

##### กลุ่มตัวอย่างในงานวิจัย

คำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างโดยใช้โปรแกรม G\*power เวอร์ชัน 3.1.2 จะได้ขนาดกลุ่มตัวอย่างจำนวน 18 ชิ้น เพื่อลดความคลาดเคลื่อนของผลการศึกษา จึงเพิ่มขนาดกลุ่มตัวอย่างร้อยละ 20 (p)

$$\begin{aligned}n_{adj} &= \frac{n}{1-p} \\ &= \frac{18}{1-0.2} \\ &= 22.5\end{aligned}$$

ดังนั้นขนาดกลุ่มตัวอย่างทั้งหมดหลังปรับแล้วเท่ากับ 23 ชิ้น (จำนวน 6 กลุ่ม กลุ่มละ 4 ชิ้น) แต่ทางผู้วิจัยได้ปรับเพิ่มขนาดเป็น 5 ชิ้นต่อกลุ่ม เพื่อเพิ่มค่าอำนาจการทดสอบ จึงได้กลุ่มตัวอย่างทั้งสิ้น 30 ชิ้น

### การทดสอบค่าความโปร่งแสง (Translucency parameters)

กำหนดกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในงานวิจัยทั้งหมด 30 ชิ้น แบ่งเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 5 ชิ้น

ดังนี้

1. เซรามิกลิเทียมไดซิติลิตเกิดความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร
2. เซรามิกลิเทียมไดซิติลิตเกิดความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร
3. เซรามิกลิเทียมไดซิติลิตเกิดความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร
4. เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร
5. เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร
6. เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร

### การทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (Biaxial flexural strength test)

กำหนดกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในงานวิจัยทั้งหมด 30 ชิ้น แบ่งเป็น 6 กลุ่ม กลุ่มละ 5 ชิ้น

ดังนี้

1. เซรามิกลิเทียมไดซิติลิตเกิดความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร
2. เซรามิกลิเทียมไดซิติลิตเกิดความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร
3. เซรามิกลิเทียมไดซิติลิตเกิดความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร
4. เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร
5. เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร
6. เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร

### เครื่องมือและวัสดุอุปกรณ์

1. เซรามิกไอพีเอสอีแมกซ์แคดความโปร่งแสงสูงสี A2 (IPS e.max CAD HT shade A2, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein)
2. อัลตราทธานส์ลูเซนท์มัลติเลเยอร์เซอร์โคเนียสี A2 (KATANA UTML shade A2, Kuraray Noritake, Japan)
3. สารเคลือบผิวเซรามิกสีธรรมชาติ (Natural-shade glaze, IPS Ivocolor glaze paste, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein)
4. สารเคลือบผิวเซอร์โคเนียสีใส (Clear glaze, Cerabien ZR glaze paste, Kuraray Noritake, Japan)
5. แผ่นฟิล์มพลาสติกโพลีเอทิลีน ความหนา 50 ไมโครเมตร (Polyethylene sheet)

6. เวอร์เนียคาลิเปอร์ชนิดดิจิทัลดิจิทัล (AOS Absolute Digimatic Vernier caliper, Mitutoyo, Japan)
7. เครื่องออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานเซอริโคเนียควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD/CAM machine, VHF S2, VHF, Germany)
8. เครื่องออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานลิเทียมไดซิติลิกเกตควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD/CAM machine, VHF N4, VHF, Germany)
9. เตาเผาเซอริโคเนีย (Zirconia sintering furnances, Sintra Plus, Shenpaz Dental Ltd, Israel)
10. เตาเผาเซรามิก (Programat P300 furnace, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein)
11. เตาเผาเคลือบผิวเซอริโคเนีย (Zirconia firing furnances, Multimatt NTX, Dentsply Sirona, USA)
12. เครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ (VITA Easyshade V, Vita Zahnfabrik, Germany)
13. เครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine : EZ test, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan)
14. ไมโครบรัช
15. ฉากสีขาวและดำสำหรับเปรียบเทียบค่าความโปร่งแสง

ตาราง 1 แสดงชื่อผลิตภัณฑ์และส่วนประกอบ

ผลิตภัณฑ์	บริษัท	Lot no.	ส่วนประกอบ
IPS e.max	Ivoclar	Z027TP	SiO <sub>2</sub> 57-80%, Li <sub>2</sub> O 11-19%, K <sub>2</sub> O 0-13%, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>
CAD	Vivadent		0-11%, ZrO <sub>2</sub> 0-8%, ZnO 0-8%, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0-5%, MgO 0-5%, coloring oxides 0-8% by weight
KATANA	Kuraray	EHIIV	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> 87-92%, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 8-11%, Other oxides
UTML	Noritake		0-2%

## การทดลองและเก็บรวบรวมข้อมูล

### ขั้นตอนการทดลอง

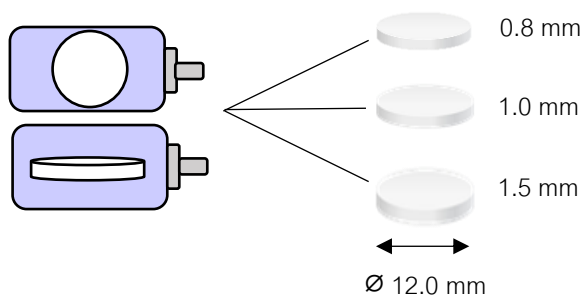
#### 1. การเตรียมแผ่นเซรามิกเลียนแบบไดซิติลิตเกตความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม

1.1 นำบล็อกเซรามิกไอพีเอสอีแมกซ์แคตความโปร่งแสงสูง สีเอ 2 (IPS e.max CAD HT shade A2, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ไซส์ซี่ 14 มาออกแบบและกลึงด้วยเครื่องออกแบบและขึ้นรูปขึ้นงานเลียนแบบไดซิติลิตเกตควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD/CAM machine, VHF N4, VHF, Germany) โดยวางแบบขึ้นตัวอย่างให้อยู่กึ่งกลางของบล็อก กลึงออกมาเป็นขึ้นตัวอย่างเซรามิกเลียนแบบไดซิติลิตเกตความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม (Circular disc-shaped) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12.0 มิลลิเมตร ความหนา 0.8, 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร ให้ค่าความคลาดเคลื่อน  $\pm 0.01$  มิลลิเมตร ตรวจสอบความหนาด้วยเครื่องเวอร์เนียคาลิเปอร์ชนิดดิจิตอล (AOS Absolute Digimatic Vernier caliper, Mitutoyo, Japan)

1.2 ทำความสะอาดขึ้นตัวอย่างเซรามิกเลียนแบบไดซิติลิตเกตความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลมด้วยน้ำกลั่นและเครื่องล้างความถี่สูง (Sonorex Digitec DT31H, Bandelin, Germany) เป็นเวลา 5 นาที แล้วซับให้แห้ง

1.3 ทาผิวหน้าตัดขึ้นตัวอย่างเซรามิกเลียนแบบไดซิติลิตเกตความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลมด้านที่จะทำการวัดค่าสีด้วยสารเคลือบผิวเซรามิกสีธรรมชาติ (Natural-shade glaze, IPS Ivocolor glaze paste, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) โดยทาจากซ้ายไปขวาและบนลงล่างให้ทั่วผิว

1.4 นำไปเข้าเตาเผาเซรามิก (Programat P300 furnace, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) ตามคำแนะนำของผู้ผลิตให้เกิดการตกผลึกสมบูรณ์ จากนั้นทิ้งไว้ให้แผ่นเซรามิกเลียนแบบไดซิติลิตเกตความโปร่งแสงสูงเย็นตัวลง ตรวจสอบความหนาด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์ชนิดดิจิตอล (AOS Absolute Digimatic Vernier caliper, Mitutoyo, Japan) อีกครั้ง



ภาพประกอบ 15 แสดงการเตรียมแผ่นเซรามิกลิเทียมไดซิติลเกิดความโปร่งแสงสูง  
รูปทรงแผ่นกลม



ภาพประกอบ 16 แสดงชิ้นตัวอย่างเซรามิกลิเทียมไดซิติลเกิดความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม

## 2. การเตรียมแผ่นเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม

2.1 นำดิสก์อัลตราทรานส์ลูเซนท์มีลติเลเยอร์เซอร์โคเนีย สีเอ 2 (KATANA UTML shade A2, Kuraray Noritake, Japan) เส้นผ่านศูนย์กลาง 98.0 มิลลิเมตร ความหนา 14.0 มิลลิเมตร (ก่อนทำการเผาซินเทอร์) มาออกแบบและกลึงด้วยเครื่องออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานเซอร์โคเนีย ควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (CAD/CAM machine, VHF S2, VHF, Germany) โดยวางแบบขึ้นตัวอย่างในแนวนอนให้ชิ้นตัวอย่างอยู่ในบริเวณชั้น enamel layer ของดิสก์ ซึ่งมีความหนา 4.9 มิลลิเมตร กลึงออกมาเป็นชิ้นตัวอย่างรูปทรงแผ่นกลม (Circular disc-shaped) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 14.4 มิลลิเมตร ความหนา 1.0, 1.2 และ 1.8 มิลลิเมตร (เพิ่มขนาดร้อยละ 20 เพื่อชดเชยการหดตัวขณะเผาซินเทอร์)

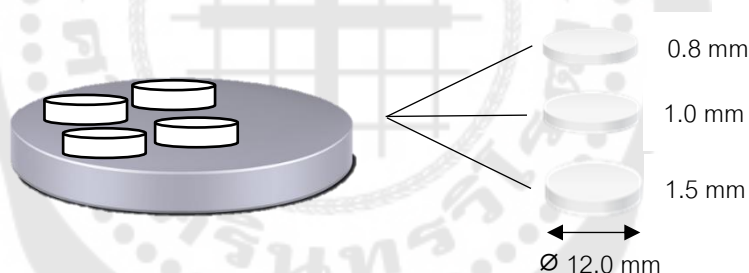
2.2 เผาซินเทอร์ขึ้นตัวอย่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลมด้วยเตาเผาเซอร์โคเนีย (Zirconia sintering furnances, Sintra Plus, Shenpaz Dental Ltd, Israel) ตามคำแนะนำของผู้ผลิต จนได้ชิ้นตัวอย่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลมขนาดเส้น

ผ่านศูนย์กลาง 12.0 มิลลิเมตร ความหนา 0.8, 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร ให้ค่าความคลาดเคลื่อน  $\pm 0.01$  มิลลิเมตร ตรวจสอบความหนาด้วยเครื่องเวอร์เนียคาลิเปอร์ชนิดดิจิทัล (AOS Absolute Digimatic Vernier caliper, Mitutoyo, Japan) จากนั้นทิ้งไว้ให้แผ่นเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงเย็นตัวลง

2.3 ทำความสะอาดชิ้นตัวอย่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลมด้วยน้ำกลั่นและเครื่องล้างความถี่สูง (Sonorex Digitec DT31H, Bandelin, Germany) เป็นเวลา 5 นาที แล้วซับให้แห้ง

2.4 ทาผิวหน้าตัดชิ้นตัวอย่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลมด้านที่จะทำการวัดค่าสีด้วยสารเคลือบผิวเซอร์โคเนียสีใส (Clear glaze, Cerabien ZR glaze paste, Kuraray Noritake, Japan) โดยทาจากซ้ายไปขวาและบนลงล่างให้ทั่วผิว

2.5 นำไปเข้าเตาเผาเคลือบผิวเซอร์โคเนีย (Zirconia firing furnances, Multimatt NTX, Dentsply Sirona, USA) จากนั้นทิ้งไว้ให้แผ่นเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงเย็นตัวลง ตรวจสอบความหนาด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์ชนิดดิจิทัล (AOS Absolute Digimatic Vernier caliper, Mitutoyo, Japan) อีกครั้ง

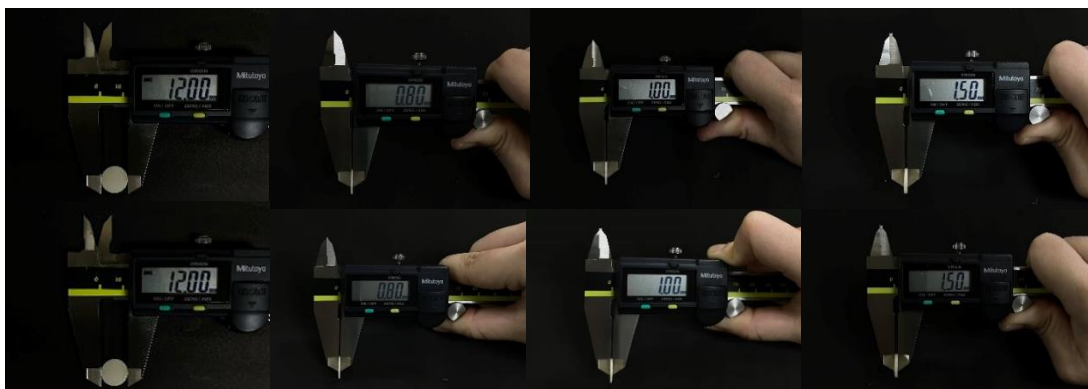


ภาพประกอบ 17 แสดงการเตรียมแผ่นเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม



ภาพประกอบ 18 แสดงชิ้นตัวอย่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลม

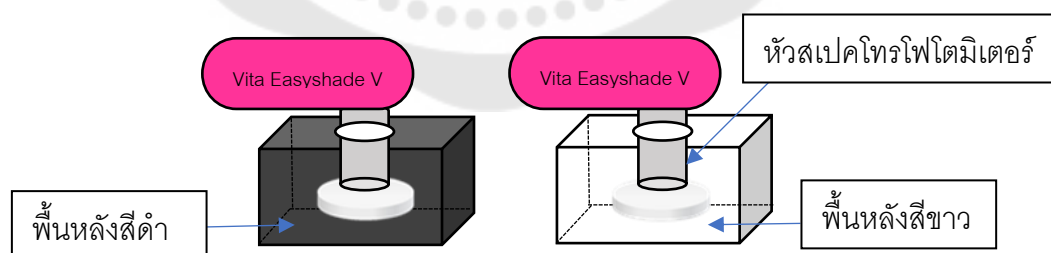




ภาพประกอบ 19 แสดงการตรวจสอบขนาดชิ้นตัวอย่างด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์ชนิดดิจิทัล

### 3. การวัดค่าความโปร่งแสง

3.1 วัดค่าสีภายในกล่องดำเพื่อตัดแสงรบกวนจากภายนอก ภายในกล่องมีแท่นวางสำหรับกำหนดตำแหน่งชิ้นตัวอย่าง และที่ฝากล่องมีการเจาะรูขนาดเท่ากับปลายหัววัดของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์รุ่น VITA Easysshade V (Vita Zahnfabrik, Germany) เพื่อกำหนดตำแหน่งปลายหัววัดให้อยู่กึ่งกลางของชิ้นตัวอย่าง ลำแสงของเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์รุ่น VITA Easysshade V ถูกสร้างขึ้นมาจากแหล่งกำเนิดแสงชนิดไดโอดเปล่งแสง (light-emitting diode) โดยมีค่ามาตรฐานการส่องสว่างที่ D65 (Standard illuminant D65) สามารถวัดค่าแสงได้ในช่วงความยาวคลื่นแสง 400 – 700 นาโนเมตร ทำการวัดชิ้นตัวอย่างภายใต้พื้นหลังสีดำและสีขาว ขึ้นละ 3 ครั้ง และปรับเทียบหัววัดให้คงที่ทุกครั้งก่อนการใช้งาน



ภาพประกอบ 20 แสดงการวัดค่าความโปร่งแสงด้วยเครื่องสเปกโตรโฟโตมิเตอร์ภายใต้พื้นหลังสีดำและสีขาว



ภาพประกอบ 21 แสดงการวัดค่าความโปร่งแสงด้วยเครื่องสเปคโตรโฟโตมิเตอร์รุ่น

Vita Easyshade V

3.2 คำนวณหาค่าความโปร่งแสงตามปริภูมิสีซีไออีแอลเอบี ซึ่งได้จากการเปรียบเทียบความแตกต่างของสีของแผ่นเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและแผ่นเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงภายใต้พื้นหลังสีดำและสีขาว ตามสมการ(24, 33)

$$TP = [(L^*_B - L^*_W)^2 + (a^*_B - a^*_W)^2 + (b^*_B - b^*_W)^2]^{1/2}$$

เมื่อ TP	หมายถึง	ค่าความโปร่งแสง
$L^*_B$	หมายถึง	ค่า $L^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีดำ
$L^*_W$	หมายถึง	ค่า $L^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีขาว
$a^*_B$	หมายถึง	ค่า $a^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีดำ
$a^*_W$	หมายถึง	ค่า $a^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีขาว
$b^*_B$	หมายถึง	ค่า $b^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีดำ
$b^*_W$	หมายถึง	ค่า $b^*$ เมื่อเทียบกับพื้นหลังสีขาว

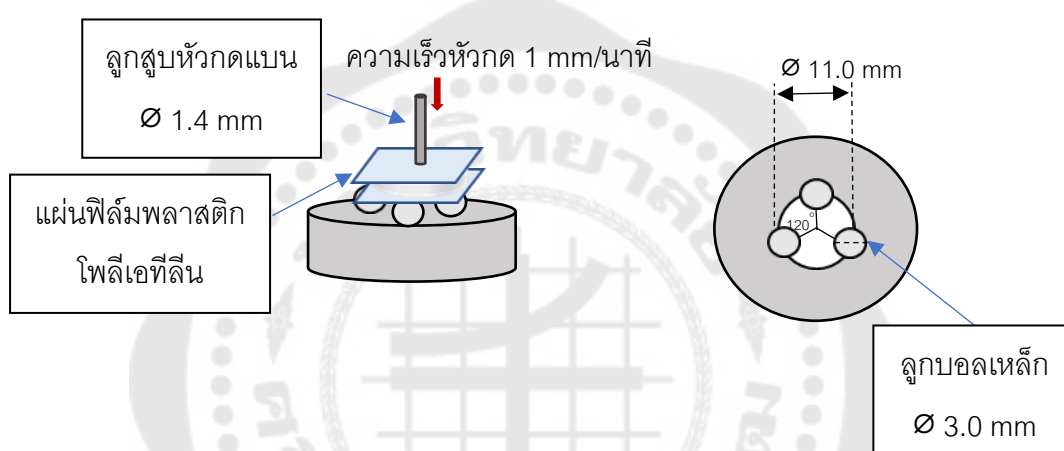
หลังวัดค่าความโปร่งแสง นำขึ้นตัวอย่างลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงมาวัดค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

#### 4. การวัดค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

4.1 ทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน (biaxial flexural strength test) ตามมาตรฐาน ISO 6872-2015<sup>(42)</sup> โดยนำขึ้นตัวอย่างเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงรูปทรงแผ่นกลมมาวางลงบนแป้นทดสอบทรงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง

11.0 มิลลิเมตร ที่มีลูกบอลเหล็กขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.0 มิลลิเมตร จำนวน 3 ลูกซึ่งมีความสมมาตรกัน เรียงตัวทำมุม 120 องศารองรับอยู่บนเครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine : EZ test, Shimadzu Corporation, Japan)

4.2 ให้แรงด้วยลูกสูบที่มีหัวกดแบนเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.4 มิลลิเมตร ใช้ความเร็วหัวกด 1.0 มิลลิเมตรต่อวินาที ลงบนกึ่งกลางของชิ้นตัวอย่างที่มีแผ่นฟิล์มพลาสติกโพลีเอทิลีนความหนา 50 ไมโครเมตร คั่นกลางระหว่างหัวกดและผิวบนของชิ้นตัวอย่าง และระหว่างผิวล่างของชิ้นตัวอย่าง และลูกบอลเหล็กรองรับเพื่อกระจายแรงกดที่ได้รับให้มีความสม่ำเสมอ<sup>(40, 42)</sup> จนกระทั่งเกิดการแตกหัก



ภาพประกอบ 22 แสดงการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนด้วยวิธีใช้ทรงกลมรองรับสามลูก



ภาพประกอบ 23 แสดงการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนด้วยเครื่องทดสอบสากลรุ่น EZ test

4.3 นำค่าแรงที่ให้จนขึ้นตัวอย่างเกิดการแตกหักมาคำนวณหาค่าความแข็งแรง  
ตัดขวาง ตามสมการ<sup>(40, 42)</sup>

$$\sigma = -0.2387P(X - Y)/b^2$$

เมื่อ  $\sigma$  หมายถึง ค่าความแข็งแรงตัดขวางในหน่วยเมกะปาสคาล

P หมายถึง แรงที่ได้รับจนเกิดการแตกหักในหน่วยนิวตัน

$$X = (1 + \nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1 - \nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1 + \nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1 - \nu)(r_1/r_3)^2$$

เมื่อ  $\nu$  หมายถึง ค่า Poisson's ratio ของเซรามิก

กำหนดค่า Poisson's ratio ของเซรามิกลิเทียมไดซลิเกตเท่ากับ 0.25

และ Poisson's ratio ของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงเท่ากับ 0.26<sup>(45, 46)</sup>

$r_1$  หมายถึง รัศมีของแป้นทดสอบทรงกลมในหน่วยมิลลิเมตร

$r_2$  หมายถึง รัศมีของบริเวณหัวกดที่ให้แรงในหน่วยมิลลิเมตร

$r_3$  หมายถึง รัศมีของขึ้นตัวอย่างในหน่วยมิลลิเมตร

b หมายถึง ความหนาของขึ้นตัวอย่างบริเวณที่เกิดการแตกหักในหน่วยมิลลิเมตร

#### การวิเคราะห์ข้อมูล

การวิจัยครั้งนี้วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โปรแกรมสถิติสำเร็จรูป IBM SPSS Statistics for Windows Version 25.0. (IBM Corp., Armonk, New York, 2015) กำหนดระดับความมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.05 ( $\alpha = 0.05$ ) ซึ่งรายละเอียดการวิเคราะห์ข้อมูลมีดังต่อไปนี้

การทดสอบการแจกแจงของข้อมูล (Normality test) ทำการทดสอบด้วย Shapiro-Wilk test (เนื่องจากกลุ่มตัวอย่าง  $\leq 50$ ) กำหนดค่านัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ( $\alpha = 0.05$ )

การเปรียบเทียบการทดสอบความโปร่งแสง และค่าความแข็งแรงตัดขวางสองแกนภายในกลุ่มวัสดุเซรามิกลิเทียมไดซลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 0.8, 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร จะทำการวิเคราะห์โดยการทดสอบความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และ Fisher's Least Significance Difference

จากนั้นจึงทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่มโดยการจับคู่กลุ่ม (Multiple comparison) ด้วยการทดสอบ Independent t-test

## บทที่ 4

### ผลการดำเนินงานวิจัย

การทดลองนี้เป็นการศึกษาความหนาที่เหมาะสมของวัสดุเซรามิกทางทันตกรรม เพื่อให้ได้มาซึ่งการใช้วัสดุที่อนุรักษ์เนื้อฟันในการเตรียมฟันหลักสำหรับครอบฟันโมโนลิติก ขั้นตอนการทดลองแบ่งออกเป็น 2 ชั้น ชั้นแรกคือค่าความโปร่งแสง และชั้นต่อมาคือค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน โดยทำการศึกษาความหนาที่ระดับต่าง ๆ ของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ให้ค่าความโปร่งแสงใกล้เคียงกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต ซึ่งเป็นวัสดุมาตรฐานในด้านความโปร่งแสงสูง แล้วนำมาเปรียบเทียบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงกำหนดให้มีกลุ่มการทดลองทั้งหมด 6 กลุ่ม ดังนี้

1. เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร
2. เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร
3. เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร
4. เซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร
5. เซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร
6. เซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร

โดยทั้ง 6 กลุ่มทดลองนี้จะใช้เครื่องมือการทดสอบเช่นเดียวกันทุกประการ ทำให้สามารถนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกันได้อย่างสมบูรณ์มากขึ้น

ผลการศึกษาความหนาของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูง ซึ่งส่งผลต่อค่าความโปร่งแสงและค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน จะถูกเปรียบเทียบตาม 4 หัวข้อดังนี้

1. ค่าความโปร่งแสงภายในวัสดุกลุ่มเดียวกัน
2. ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนภายในวัสดุกลุ่มเดียวกัน
3. ค่าความโปร่งแสงระหว่างเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูง
4. ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูง

### ค่าความโปร่งแสงภายในวัสดุกลุ่มเดียวกัน

การศึกษาค่าความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ ด้วยการใช้เครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์รุ่น VITA Easyshade V พบว่า ค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มแสดงดังต่อไปนี้ ค่าความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 0.8, 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 22.77, 19.31 และ 14.06 ตามลำดับ สำหรับค่าความโปร่งแสงของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8, 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 15.88, 14.89 และ 10.10 ตามลำดับ

จากนั้นนำค่าเฉลี่ยของค่าความโปร่งแสงที่ได้มาทดสอบการแจกแจงและความแปรปรวนของข้อมูลโดยใช้สถิติ Shapiro-Wilk test พบว่าข้อมูลมีการกระจายปกติ จึงวิเคราะห์ข้อมูลทั้ง 6 กลุ่มด้วยสถิติพาราเมตริก One-way ANOVA ผลการวิเคราะห์พบว่า ค่าความโปร่งแสงที่ระดับความหนาต่าง ๆ ของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ( $p\text{-value} = 0.000$ ) ส่วนค่าความโปร่งแสงที่ระดับความหนาต่าง ๆ ของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงก็มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ( $p\text{-value} = 0.000$ ) เช่นเดียวกัน ดังตาราง 2

ตาราง 2 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ

ชนิดของเซรามิก	ระดับความหนา (มม.)		
	0.8	1.0	1.5
E.max	22.77 <sup>A</sup> ± 0.03564	19.31 <sup>B</sup> ± 0.02000	14.06 <sup>C</sup> ± 0.05899
UTML	15.88 <sup>a</sup> ± 0.08620	14.89 <sup>b</sup> ± 0.02966	10.10 <sup>c</sup> ± 0.01483

หมายเหตุ: นำเสนอข้อมูลด้วย mean, p-value จากการทดสอบ One-way ANOVA,

\* ระดับนัยสำคัญ 0.05

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่แตกต่างกันแสดงความแตกต่างกันของค่าเฉลี่ยความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กที่แตกต่างกันแสดงความแตกต่างกันของค่าเฉลี่ยความโปร่งแสงของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05



จะเห็นได้ว่าที่ความหนา 0.8 มิลลิเมตร จะให้ค่าความโปร่งแสงสูงที่สุด และเมื่อเพิ่มความหนาขึ้นที่ 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร ก็พบว่าค่าความโปร่งแสงจะลดลงตามลำดับ ทั้งในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง

### **ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนภายในวัสดุกลุ่มเดียวกัน**

การศึกษาค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ ด้วยการใช้เครื่องทดสอบสากล EZ test พบว่าค่าเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มแสดงดังต่อไปนี้ ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 0.8, 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตรมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 167.72, 202.52 และ 326.75 เมกะปาสคาล ตามลำดับ สำหรับค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8, 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 208.45, 319.76 และ 398.15 เมกะปาสคาล ตามลำดับ

จากนั้นนำค่าเฉลี่ยของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนที่ได้มาทดสอบการแจกแจงและความแปรปรวนของข้อมูล โดยใช้สถิติ Shapiro-Wilk test พบว่าข้อมูลมีการกระจายปกติ จึงวิเคราะห์ข้อมูลทั้ง 6 กลุ่มด้วยสถิติพารามेटริก One-way ANOVA ผลการวิเคราะห์พบว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนที่ระดับความหนาต่าง ๆ ของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ( $p\text{-value} = 0.000$ ) ส่วนค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนที่ระดับความหนาต่าง ๆ ของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงก็มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ( $p\text{-value} = 0.000$ ) เช่นเดียวกัน ดังตาราง 3



ตาราง 3 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ ในหน่วยเมกะปาสคาล (MPa)

ชนิดของเซรามิก	ระดับความหนา (มม.)		
	0.8	1.0	1.5
E.max	167.72 <sup>A</sup> ± 1.66714	202.52 <sup>B</sup> ± 0.83354	326.75 <sup>C</sup> ± 2.02787
UTML	208.46 <sup>a</sup> ± 2.16817	319.76 <sup>b</sup> ± 1.25936	398.15 <sup>c</sup> ± 1.74291

หมายเหตุ: นำเสนอข้อมูลด้วย mean, p-value จากการทดสอบ One-way ANOVA, \* ระดับนัยสำคัญ 0.05

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่แตกต่างกันแสดงความแตกต่างกันของค่าเฉลี่ยความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กที่แตกต่างกันแสดงความแตกต่างกันของค่าเฉลี่ยความโปร่งแสงของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

จะเห็นได้ว่าที่ความหนา 0.8 มิลลิเมตร จะให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนต่ำที่สุด และเมื่อเพิ่มความหนาขึ้นที่ 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร ก็พบว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนจะเพิ่มขึ้นตามลำดับ ทั้งในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง

### ค่าความโปร่งแสงระหว่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูง

การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ โดยใช้การทดสอบ Independent t-test พบว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร มีค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ 3 ระดับความหนา ได้แก่ 0.8 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (p-value < 0.05)

เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร ก็มีค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงทั้ง 3 ระดับความหนา ได้แก่ 0.8 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (p-value < 0.05) เช่นกัน

ส่วนเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร มีค่าความโปร่งแสงต่ำกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 0.8 และ 1.0 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ( $p$ -value < 0.05) และมีค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 1.5 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ( $p$ -value < 0.05) ดังตาราง 4

ตาราง 4 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานความโปร่งแสงระหว่างเซรามิก ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ

	ชนิดของเซรามิก	
	E.max	UTML
ความหนาของเซรามิก (มม.)		
0.8	22.77 <sup>n</sup> ± 0.03564	15.88 <sup>s</sup> ± 0.08620
1.0	19.31 <sup>n</sup> ± 0.02000	14.89 <sup>i</sup> ± 0.02966
1.5	14.06 <sup>n</sup> ± 0.05899	10.10 <sup>n</sup> ± 0.01483

หมายเหตุ: นำเสนอข้อมูลด้วย mean, p-value จากการทดสอบ Independent t-test,

\* ระดับนัยสำคัญ 0.05

อักษรภาษาไทยที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างกันของค่าเฉลี่ยความโปร่งแสงระหว่างเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

### ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูง

การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ โดยใช้การทดสอบ Independent t-test พบว่า เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนต่ำกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงทั้ง 3 ระดับความหนา ได้แก่ 0.8 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ( $p$ -value < 0.05)

ส่วนเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่แตกต่างกับเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (p-value > 0.05) แต่มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนต่ำกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (p-value < 0.05)

เมื่อนำเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร มาเปรียบเทียบกับค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนพบว่ามีความแข็งแรงดัดขวางสองแกนสูงกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร และต่ำกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (p-value < 0.05) หากแต่มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่แตกต่างกับเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (p-value > 0.05) ดังตาราง 5

ตาราง 5 การเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ระดับความหนาต่าง ๆ ในหน่วยเมกะปาสคาล (MPa)

	ชนิดของเซรามิก	
	E.max	UTML
ความหนาของเซรามิก (มม.)		
0.8 มิลลิเมตร	167.72 <sup>n</sup> ± 1.66714	208.46 <sup>n</sup> ± 2.16817
1.0 มิลลิเมตร	202.52 <sup>n</sup> ± 0.83354	319.76 <sup>n</sup> ± 1.25936
1.5 มิลลิเมตร	326.75 <sup>n</sup> ± 2.02787	398.15 <sup>n</sup> ± 1.74291

หมายเหตุ: นำเสนอข้อมูลด้วย mean, p-value จากการทดสอบ Independent t-test, \* ระดับนัยสำคัญ 0.05

อักษรภาษาไทยที่แตกต่างกันแสดงความแตกต่างกันของค่าเฉลี่ยความแข็งแรงดัดขวางสองแกนระหว่างเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

## บทที่ 5

### อภิปรายผล สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

ในการศึกษาเรื่องผลของความหนาต่อความโปร่งแสงและสมบัติเชิงกลของเซอริโคเนีย ความโปร่งแสงสูง เมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต ทางผู้วิจัยได้นำผลการศึกษามา ประเมินและทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติ จึงได้มีข้อสรุปการดำเนินงานแบ่งเป็นหัวข้อดังต่อไปนี้

1. อภิปรายผลการวิจัย
2. สรุปผลการวิจัย
3. ข้อเสนอแนะ

#### สรุปผลการวิจัย

ค่าความโปร่งแสงและค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกทางทันตกรรมขึ้นอยู่กับชนิดและความหนาของชิ้นงานเซรามิก เมื่อความหนาเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ค่าความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงลดลงตามลำดับ ในทางตรงกันข้ามเซรามิกทั้งสองชนิดนี้จะมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนเพิ่มขึ้นเมื่อความหนาเพิ่มขึ้น จากการศึกษาชี้ให้เห็นว่าค่าความโปร่งแสงแปรผกผันกับค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน

ในการบูรณะฟันหน้าด้วยครอบฟันโมโนลิติกพบว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 1.0 มิลลิเมตรเป็นวัสดุทางเลือกที่เหมาะสมในการลอกเลียนความสวยงามและสมบัติทางแสงของฟันธรรมชาติมากกว่าเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 0.8 มิลลิเมตร ในขณะที่เซรามิกทั้งสองชนิดนี้ให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในระดับเดียวกันที่ความหนาดังกล่าว ส่วนในฟันหลังหากบูรณะด้วยครอบฟันโมโนลิติกเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร นอกจากจะช่วยอนุรักษ์เนื้อฟันในการเตรียมฟันหลักมากกว่าการบูรณะด้วยเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 1.5 มิลลิเมตรแล้วยังให้ชิ้นงานที่มีความโปร่งแสงสูงกว่าด้วย ในขณะที่เซรามิกทั้งสองชนิดนี้ให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่แตกต่างกันที่ความหนาดังกล่าว หากแต่การพิจารณาเลือกใช้วัสดุใด ๆ ในการบูรณะครอบฟันโมโนลิติกก็จำเป็นต้องคำนึงถึงปัจจัยเรื่องสภาพของฟันหลักและการบาดเจ็บของผู้ป่วยร่วมด้วย เพื่อให้ได้มาซึ่งวัสดุบูรณะที่มีความสวยงามเป็นที่พึงพอใจแก่ผู้ป่วย และมีความแข็งแรงเพียงพอในการใช้งาน เพื่อให้ประสบความสำเร็จในการบูรณะในระยะยาว

จากการศึกษางานวิจัยครั้งนี้ได้ปฏิเสธสมมติฐานที่หนึ่งของงานวิจัยที่กล่าวว่า “ค่าความโปร่งแสงของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ ไม่แตกต่างกัน” เนื่องจากพบว่าความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงมีค่าแตกต่างจากเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 เมื่อเปรียบเทียบที่ทุกระดับความหนา และได้ปฏิเสธสมมติฐานที่สองของงานวิจัยที่กล่าวว่า “ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงและเซรามิก ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ความหนาต่าง ๆ ไม่แตกต่างกัน” เช่นเดียวกัน เนื่องจากมีเพียงค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร กับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร และเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตร กับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร เท่านั้นที่ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

### อภิปรายผลการวิจัย

ความโปร่งแสงเป็นสิ่งที่สัมพันธ์กับปริมาณแสงที่กระทำต่อผิววัตถุ วัตถุนั้น ๆ จะมีความโปร่งแสงหรือทึบแสงก็ขึ้นอยู่กับการสะท้อนแสง การกระเจิงแสง การหักเหแสง การส่องผ่านของแสง และการดูดกลืนแสงผ่านวัตถุ<sup>(47, 48)</sup> การวัดค่าความโปร่งแสงได้ถูกนำมาใช้ครั้งแรกโดย W.M. Johnston และคณะในปี ค.ศ.1995<sup>(49)</sup> ตั้งแต่นั้นเป็นต้นมาการวัดค่าความโปร่งแสงก็เป็นหนึ่งในวิธีที่ได้รับความนิยมมากที่สุดที่จะใช้วัดค่าแสงที่มากกระทำต่อวัสดุทางทันตกรรมบูรณะหลากหลายชนิด<sup>(49-51)</sup> ในการศึกษาครั้งนี้ได้ใช้เครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์รุ่น VITA Easyshade V ในการวัดค่าสีของแผ่นเซรามิกภายใต้พื้นหลังสีดำและสีขาว โดยอาศัยระบบค่าสีซีไออีแอลเอบีซึ่งได้รับการยอมรับอย่างแพร่หลายในงานวิจัยทางทันตกรรม<sup>(52, 53)</sup> การทดสอบค่าความโปร่งแสงโดยใช้ความยาวคลื่นแสงที่แตกต่างกันก็จะให้ค่าความโปร่งแสงของเซรามิกที่แตกต่างกันไปด้วย จากการศึกษาของ Paolo Baldissara และคณะในปีค.ศ. 2016<sup>(54)</sup> ได้ใช้ค่าความยาวคลื่นแสงที่ 460 นาโนเมตร ซึ่งอยู่ในช่วงแสงสีน้ำเงินม่วง ส่วนในการศึกษาของ Harada K และคณะในปี ค.ศ.2016<sup>(55)</sup> ได้ใช้ค่าความยาวคลื่นแสงที่ 555 นาโนเมตร ซึ่งอยู่ในช่วงแสงสีเขียว เพราะที่ช่วงความยาวคลื่นแสงนี้เป็นค่าที่สายตามนุษย์สามารถตอบสนองได้ดีที่สุด เช่นเดียวกับการศึกษาครั้งนี้ได้ใช้ค่าความยาวคลื่นแสงที่ 560 นาโนเมตร ซึ่งอยู่ในช่วงแสงสีเขียวเช่นเดียวกันในการทดสอบค่าความโปร่งแสงของเซรามิก<sup>(54, 55)</sup> โดยจะใช้ค่ามาตรฐานการส่องสว่างที่ D65 ซึ่งเป็นค่าที่สัมพันธ์กับค่าความสว่างเฉลี่ยของแสงในช่วงเวลาเที่ยงวันในประเทศแถบทวีปยุโรปและอเมริกา ถูกกำหนดให้เป็นแสงมาตรฐานในการใช้ตรวจสอบค่าสี<sup>(56)</sup> โดยโฟตอนจากแหล่งกำเนิดแสงจะไปทำปฏิกิริยากับวัตถุ ซึ่งขึ้นอยู่กับว่าวัตถุนั้น

จะดูดกคืนหรือสะท้อนแสงออกมาน้อยเพียงใด จะถูกวัดออกมาเป็นค่าความยาวคลื่นแสงในช่วงที่สายตามนุษย์มองเห็น โดยอาศัยเครื่องวัดค่าแสงอย่างสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ที่มีอุปกรณ์ใช้แยกแสงออกมาให้เห็นเป็นความยาวคลื่นแสงที่แตกต่างกัน<sup>(53)</sup>

จากการศึกษาที่พบว่าค่าความโปร่งแสงของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงแปรผกผันกับความหนาของชิ้นงาน กล่าวคือเมื่อความหนาเพิ่มขึ้นค่าความโปร่งแสงของเซรามิกทั้งสองชนิดก็จะลดลงตามลำดับ เนื่องมาจากเมื่อเพิ่มความหนาของชิ้นงานก็จะเกิดการดูดกลืนแสงเข้าสู่ชิ้นงานมากขึ้น ปริมาณแสงที่ส่องผ่านชิ้นงานแล้วสะท้อนเข้าสู่สายตามนุษย์ก็จะลดลง ส่งผลให้ค่า  $L^*$  ซึ่งเป็นค่าที่ใช้กำหนดค่าความสว่างลดลงด้วย วัตุนั้น ๆ ก็จะมีควมมืดมากขึ้นเป็นสาเหตุให้ความโปร่งแสงของชิ้นงานลดลง<sup>(23, 57, 58)</sup> ซึ่งเป็นไปในทิศทางเดียวกันกับหลายการศึกษาที่ผ่านมาของ Paolo Baldissara และคณะในปี ค.ศ. 2016<sup>(54)</sup>, Heffernan MJ และคณะในปี ค.ศ. 2002<sup>(59, 60)</sup>, Fu Wang และคณะในปี ค.ศ. 2013<sup>(51)</sup>, Kim H.K. และคณะในปี ค.ศ. 2020<sup>(61)</sup>, Young-Eun Cho และคณะในปี ค.ศ. 2020<sup>(47)</sup>, Malkondu Ö และคณะในปี ค.ศ. 2016<sup>(62)</sup>, Bachhav V.C. และคณะในปี ค.ศ. 2011<sup>(58)</sup> และ Golsa Akbarian ในปี ค.ศ. 2018<sup>(63)</sup> เมื่อเพิ่มความหนาของชิ้นงานเซรามิกขึ้นจาก 0.8 มิลลิเมตร เป็น 1.0 มิลลิเมตร จากการศึกษาจะพบว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงมีการเปลี่ยนแปลงของค่าความโปร่งแสงไปมากกว่าเมื่อเทียบกับเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง เป็นเพราะว่ายิ่งเซรามิกชนิดนั้นมีความโปร่งแสงสูงมากเพียงใดก็จะมีปริมาณแสงที่ส่องผ่านชิ้นงานเซรามิกนั้นมากแล้วสะท้อนเข้าสู่สายตามนุษย์ได้มาก เช่น เซรามิกกลุ่มกลาสเซรามิกอย่างลิเทียมไดซิลิเกต หากมีการเปลี่ยนแปลงความหนาเพียงเล็กน้อยก็จะสังเกตเห็นความโปร่งแสงที่เปลี่ยนไปได้ชัดเจนกว่าเซรามิกที่มีความโปร่งแสงต่ำอย่างกลุ่มโพลีคริสตัลไลน์เซรามิกหรือเซอร์โคเนียซึ่งมีโครงสร้างภายในประกอบไปด้วยออกไซด์ของเซอร์โคเนียที่อัดตัวแน่นอยู่โดยไม่มีวัฏภาคแก้วเป็นองค์ประกอบ เมื่อมีการส่องผ่านของแสงผ่านชิ้นงานเซรามิก นั้น ๆ แสงก็จะถูกดูดกลืนเข้าไปในวัตถุมากกว่าจึงส่องผ่านชิ้นงานแล้วสะท้อนเข้าสู่สายตามนุษย์ได้น้อยกว่าด้วยเช่นกัน หากมีการเปลี่ยนแปลงความหนาไปเพียงเล็กน้อยก็จะได้ส่งผลต่อค่าความโปร่งแสงมากนัก เพราะฉะนั้นในทางคลินิกกรณีที่ใช้กลุ่มกลาสเซรามิกที่มีความโปร่งแสงสูงในการผลิตชิ้นงานบูรณะที่มีความบาง อย่างเช่นวีเนียร์หรือครอบฟันหน้าหลายซี่ก็ควรจะต้องมีความระมัดระวังในการเตรียมพื้นหลักให้ชิ้นงานมีระดับความหนาที่ใกล้เคียงกัน เนื่องจากความแตกต่างของความหนาเพียงเล็กน้อยก็สามารถส่งผลต่อความใสและความสวยงามของการบูรณะได้<sup>(51, 64)</sup>



ความแข็งแรงดัดขวางเป็นค่าที่ใช้ในการประเมินความต้านทานต่อการบิดงอของวัสดุซึ่งเป็นแรงเค้นที่พบได้เป็นปกติในงานทันตกรรมบูรณะ โดยในการศึกษานี้ได้หาค่าความแข็งแรงดัดขวางด้วยวิธีการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกน วิธีนี้จะมีการเตรียมชิ้นตัวอย่างเซรามิกรูปทรงแผ่นกลม ซึ่งสามารถกำจัดปัญหาการแตกหักที่เกิดบริเวณขอบคมของชิ้นตัวอย่างไปได้ ดังนั้นค่าที่ได้จึงเป็นค่าความแข็งแรงดัดขวางที่แท้จริงของวัสดุ<sup>(41)</sup> นอกจากนี้หวัคดปลายแบนในการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนจะทำให้แรงลงบนกึ่งกลางของชิ้นตัวอย่างและมีการกระจายตัวสม่ำเสมอ<sup>(40)</sup> แรงเค้นที่มากที่สุดจะเกิดขึ้นบริเวณกึ่งกลางของชิ้นตัวอย่างในฝั่งตรงข้ามของบริเวณที่ให้แรงจนกระทั่งรอยร้าวกระจายตัวแล้วเกิดการแตกหักในที่สุด<sup>(63)</sup>

จากการศึกษานี้พบว่า ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต ความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงแปรผันตามความหนาของชิ้นงาน กล่าวคือเมื่อความหนาเพิ่มขึ้นค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกทั้งสองชนิดก็จะเพิ่มขึ้นตามลำดับ ซึ่งเป็นไปในทิศทางเดียวกันกับหลายการศึกษาที่ผ่านมาของ Chen YM และคณะในปี ค.ศ. 2008<sup>(65)</sup>, Sung Joon Kwon และคณะในปี ค.ศ. 2017<sup>(66)</sup>, T.A. Sulaiman ในปี ค.ศ. 2020<sup>(67)</sup> และ F. Ozer และคณะในปี ค.ศ. 2018<sup>(68)</sup> แต่ในทางกลับกันจากการศึกษาของ Golsa Akbarian ในปี ค.ศ. 2018<sup>(63)</sup> พบว่าหากความหนาของชิ้นงานเปลี่ยนแปลงไปเพียง 0.25 มิลลิเมตร ก็จะไม่ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต ความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงเปลี่ยนแปลงไปอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ นอกจากนี้ยังมีหลายการศึกษาที่กล่าวว่าความหนาของชิ้นงานไม่ส่งผลต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงอย่างบริสุทธิ์แอนทีเรีย<sup>(69, 70)</sup> และเซรามิกกลุ่มลิเทียมไดซิลิเกตอย่างไอพีเอสเอมเพรส 2<sup>(71)</sup> ต่อให้ลดความหนาของชิ้นงานลงก็ไม่ได้ส่งผลให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนลดลง

เมื่อเปรียบเทียบที่ความหนาเดียวกันจะเห็นได้ว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ใช้ในการศึกษานี้มีค่าความโปร่งแสงต่ำกว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต ความโปร่งแสงสูง เนื่องจากความแตกต่างของค่าความโปร่งแสงของเซรามิกขึ้นอยู่กับองค์ประกอบของผลึกคริสตัลภายในเซรามิก<sup>(59, 60)</sup>, ชนิด และความหนาของเซรามิก<sup>(51)</sup> ถึงแม้ว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงได้ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อเป็นวัสดุทางเลือกในการแก้ปัญหาความทึบแสงของเซอร์โคเนียชนิดดั้งเดิม เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ใช้ในการศึกษานี้หรืออัลตราทรานส์ลูเซนท์มัลติเลเยอร์เซอร์โคเนียจัดเป็นเซอร์โคเนียในกลุ่ม 5Y-TZP ได้รับการปรับปรุงสมบัติทางแสงด้วยการเติมสารออกไซด์คงสภาพอิทธิพลประมาณร้อยละ 5.4 โดยมวล<sup>(27, 28)</sup> ซึ่งจะเพิ่มปริมาณของผลึกรูปควิบิก ในวัสดุให้สูงขึ้นที่ร้อยละ 75 โดยน้ำหนัก<sup>(10, 27, 72)</sup> ซึ่งผลึกรูปควิบิกจะมีขนาดอนุภาคใหญ่กว่าผลึกรูปเทอร์โกนอล<sup>(27, 28, 61)</sup>

โดยจากการศึกษาของ Kim H.K. และคณะในปี ค.ศ. 2020<sup>(61)</sup> พบว่าเซอร์โคเนียชนิดดั้งเดิมจะมี
 ผลึกรูปทรงแท่งขนาด 280 – 360 นาโนเมตรเรียงตัวกระจายอยู่ ในขณะที่เซอร์โคเนีย
 กลุ่ม 5Y-TZP จะประกอบไปด้วยผลึกรูปคิวบิกขนาด 543 – 1680 นาโนเมตรฝังตัวอยู่ในโครงสร้าง
 ของผลึกรูปทรงแท่งขนาด ส่งผลให้เซอร์โคเนียที่มีร้อยละโดยมวลของสารออกไซด์คงสภาพอิทธิพล
 สูงจะมีความโปร่งแสงสูงกว่าเซอร์โคเนียที่มีร้อยละโดยมวลของสารออกไซด์คงสภาพอิทธิพลต่ำ
 เนื่องจากผลึกรูปคิวบิกที่มีอนุภาคขนาดใหญ่จะทำให้มีจำนวนขอบของอนุภาคต่อหนึ่งหน่วย
 ปริมาตรลดลง ส่งผลให้การกระเจิงที่แสงที่ขอบอนุภาคลดลง<sup>(27, 47, 61, 73-76)</sup> อีกทั้งผลึกรูปคิวบิกมี
 สมบัติไอโซทรอปิกจึงยอมให้แสงส่องผ่านได้ดีกว่าผลึกรูปทรงแท่ง<sup>(3, 9, 10, 27, 63, 73, 74)</sup> นอกจากนี้
 การเติมสารออกไซด์คงสภาพอิทธิพลแล้ว การเพิ่มอุณหภูมิการเผาซินเทอร์ก็ส่งผลให้เซอร์โคเนีย
 มีขนาดอนุภาคที่ใหญ่ขึ้น โดยปกติแล้วเซอร์โคเนียชนิดดั้งเดิมจะมีอุณหภูมิการเผาซินเทอร์ที่ 1200 ถึง
 1350 องศาเซลเซียส ในขณะที่กลุ่มเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงจะมีอุณหภูมิการเผาซินเทอร์
 เพิ่มขึ้นเป็น 1550 องศาเซลเซียส<sup>(55, 72, 74, 75)</sup> อีกปัจจัยหนึ่งซึ่งส่งผลให้เซรามิกมีความทึบแสงก็คือ
 อะลูมินาออกไซด์ เนื่องจากค่าดัชนีหักเหแสงของอะลูมินาออกไซด์ ( $n = 1.765$ ) มีความแตกต่างกับค่า
 ดัชนีหักเหแสงของผลึกเซอร์โคเนียออกไซด์ ( $n = 2.175$ ) ซึ่งจะส่งผลให้เกิดการกระเจิงแสง<sup>(77)</sup>
 เพราะฉะนั้นหากวัสดุชนิดใดที่มีองค์ประกอบของอะลูมินาออกไซด์น้อยก็ทำให้แสงสามารถส่อง
 ผ่านวัสดุได้ดียิ่งขึ้น<sup>(78-80)</sup> ซึ่งเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ใช้ในการศึกษานี้หรืออัลตราทราฟานส์
 ลูเซนท์มีลติเลเยอร์เซอร์โคเนียไม่พบองค์ประกอบของอะลูมินาออกไซด์ นอกจากนี้ก็ยังไม่พบรูพรุน
 ภายในวัสดุเมื่อส่องด้วยเครื่องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดชนิดฟิลด์อิมิสชัน<sup>(27)</sup> แต่อย่างไรก็ตาม
 ถึงแม้ว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงจะได้รับการปรับปรุงสมบัติทางแสงให้ดีขึ้น แต่ที่ระดับความหนา
 เดียวกันก็ยังคงมีความโปร่งแสงต่ำกว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูง สอดคล้องกับ
 การศึกษาก่อนหน้าของ Paolo Baldissara และคณะ ในปี ค.ศ. 2010<sup>(81)</sup>, Spyropoulou PE และ
 คณะ ในปี ค.ศ. 2011<sup>(82)</sup> สาเหตุที่ทำให้เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงมีความใสมากนั้น
 เพราะว่าโครงสร้างภายในของเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงจะประกอบไปด้วยผลึก
 คริสตัลขนาดเล็กที่เรียงตัวในลักษณะของเส้นตรงขนานกันอย่างเป็นระเบียบฝังตัวอยู่ในวัฏภาคแก้ว
 โดยที่ไม่พบรูพรุนภายในวัฏภาคแก้ว<sup>(13, 80)</sup> ในทางกลับกันเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงต่ำ
 จะมีการจัดเรียงตัวของผลึกคริสตัลที่ไม่เป็นระเบียบในวัฏภาคแก้วก่อให้เกิดเป็นช่องว่างระหว่างผลึก
 คริสตัลขึ้น<sup>(80)</sup> เนื่องจากรูพรุนมีค่าดัชนีหักเหแสง ( $n = 1.0$ ) ซึ่งแตกต่างจากค่าดัชนีหักเหแสงของ
 วัฏภาคแก้ว ( $n = 1.5$ ) จึงเป็นสาเหตุให้เกิดการกระเจิงแสงได้<sup>(60)</sup> นอกจากนี้เมื่อการเติมสารบางชนิด
 ได้แก่ แลนทานัมออกไซด์ ( $\text{La}_2\text{O}_3$ ), แมกนีเซียมออกไซด์ ( $\text{MgO}$ ), ซิงค์ออกไซด์ ( $\text{ZnO}$ ), โบรอนออกไซด์

( $B_2O_3$ ) และอะลูมินาออกไซด์ ( $Al_2O_3$ ) จะช่วยปรับปรุงสมบัติขององค์ประกอบภายในเซรามิกลิเทียม ไดซลิเกตและส่งเสริมให้เกิดกระบวนการตกผลึกได้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น<sup>(83)</sup> จากการศึกษาของ Kim H.K. และคณะในปี ค.ศ. 2020<sup>(61)</sup> ซึ่งได้ทำการวิเคราะห์โดยวิธีเอกซเรย์ฟลูออเรสเซนซ์ (XRF analysis) พบว่า มีการเติมแร่ธาตุสังกะสี (Zn) ร้อยละ 3.9805 โดยน้ำหนัก ซึ่งส่งผลให้เกิดการขยายตัวของผลึก ในวัสดุเซรามิกลิเทียมไดซลิเกตความโปร่งแสงสูง<sup>(83)</sup> และแร่ธาตุที่เป็นออกไซด์ของโลหะหนัก ได้แก่ สตรอนเชียม (Sr) ร้อยละ 0.0604 และซีเซียม (Ce) ร้อยละ 5.7366 โดยน้ำหนัก ซึ่งจะช่วยปรับค่าดัชนีหักเหแสงของวัสดุแก้ว ( $n = 1.5$ ) ให้สูงขึ้นใกล้เคียงกับค่าดัชนีหักเหแสงของผลึกลิเทียมไดซลิเกต ( $n = 1.55$ )<sup>(83)</sup> ทำให้เกิดการกระเจิงแสงลดลง ส่งผลให้มีเซรามิกชนิดนี้มีความโปร่งแสงเพิ่มขึ้น เนื่องจากการกระเจิงแสงเกิดจากความแตกต่างกันของค่าดัชนีหักเหแสงระหว่างอนุภาคภายในวัสดุ และวัสดุภาคพื้นฐาน (matrix)<sup>(84)</sup> โดยไม่พบการเติมแร่ธาตุสังกะสีและแร่ธาตุสตรอนเชียมใน เซรามิกลิเทียม ไดซลิเกตความโปร่งแสงต่ำ<sup>(61, 63, 83)</sup> นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบระหว่างเซรามิก ลิเทียมไดซลิเกตความโปร่งแสงสูงและความโปร่งแสงต่ำ จะพบว่าเซรามิกลิเทียมไดซลิเกตความโปร่งแสง สูงมีผลึกคริสตัลขนาด  $1.5 \times 0.8$  มิลลิเมตร<sup>(85)</sup> ซึ่งมีขนาดใหญ่กว่าเซรามิกลิเทียมไดซลิเกตความ โปร่งแสงต่ำที่มีผลึกคริสตัลขนาด  $0.8 \times 0.2$  มิลลิเมตร<sup>(85)</sup> ทำให้มีปริมาณความหนาแน่นของผลึก คริสตัลต่อหนึ่งหน่วยปริมาตรลดลง ส่งผลให้การกระเจิงที่แสงที่ขอบอนุภาคลดลง<sup>(61)</sup> ในขณะที่ เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงถึงแม้ว่าจะมีผลึกรูปคิวบิกเป็นองค์ประกอบอยู่มาก แต่อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาของ Kim H.K. และคณะในปี ค.ศ. 2020<sup>(61)</sup> ก็พบว่ายังคงมีปริมาณผลึกรูปคิวบิก น้อยกว่าเซรามิกลิเทียมไดซลิเกต อีกทั้งอัตรา ทรานส์ลูเซนซ์ที่มัลติเลเยอร์เซอร์โคเนียยังคงมีปริมาณ วัสดุภาคเทอร์โกนอลอยู่ร้อยละ 25 โดยน้ำหนัก ด้วยผลึกในวัสดุภาคเทอร์โกนอลมีสมบัติ แอนไอโซโทรปิก เมื่อมีแสงมาตกกระทบแต่ละผลึก แสงจะเกิดการหักเหทำให้เกิดความไม่ต่อเนื่อง ของดัชนีหักเหแสงที่ขอบผลึก จึงเกิดการกระเจิงแสง ไม่เพียงแต่อัตรา ทรานส์ลูเซนซ์ที่มัลติเลเยอร์เซอร์ โคเนียเท่านั้น เพราะจากการศึกษาของ Todd D Church และคณะในปี ค.ศ. 2017<sup>(25)</sup> ได้พบว่า เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงชนิดอื่น ๆ ได้แก่ บรัคเซอร์ไฮทราเนสลูเซนซ์ (BruxZir HT), บรัคซ์เซอร์เชด 16 (BruxZir Shaded 16), อินคอร์ริส ทีซีไอ ซี (inCoris TZI C) และลาวาพลัส (Lava Plus) ก็มีค่า ความโปร่งแสงต่ำกว่าเซรามิกลิเทียมไดซลิเกตความโปร่งแสงสูงเช่นเดียวกัน ในทางกลับกัน จากการศึกษาจะแสดงให้เห็นว่าถึงแม้เซรามิกลิเทียมไดซลิเกตความโปร่งแสงสูงจะมีสมบัติทางแสง ที่ดีกว่า แต่กลับมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนที่ต่ำกว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง เนื่องจาก ความล้มเหลวในการบูรณะด้วยครอบฟันโมโนลิติกจะเริ่มจากรอยร้าวเล็ก ๆ ภายในเนื้อวัสดุแล้ว ค่อย ๆ ขยายตัวเมื่อเวลาผ่านไป แต่สำหรับวัสดุกลุ่มโพลีคริสตัลไลน์เซรามิกอย่างเซอร์โคเนีย นั้น

เมื่อมีแรงเชิงกล ความเค้น หรือสิ่งกระตุ้นทางอุณหภูมิมารกระทำต่อเซอร์โคเนีย จะเกิดพลังงานไปทำลายพันธะของโพลิติสต์ลิ้นเซรามิกส่งผลให้เซอร์โคเนียที่อยู่ในภาวะกึ่งเสถียรของวิทยาศาสตร์เปลี่ยนไปสู่วัสดุที่เสถียรยิ่งขึ้นของวิทยาศาสตร์โมโนคลินิกหรือที่เรียกว่ากระบวนการทรานส์ฟอร์มเมชันทัฟเฟนนิ่ง ซึ่งผลึกคริสตัลในวิทยาศาสตร์โมโนคลินิกจะมีปริมาตรใหญ่กว่าผลึกคริสตัลในวิทยาศาสตร์โกนอลร้อยละ 3 – 5 ทำให้เกิดความเค้นแรงอัด (Compressive stress) ขึ้นภายในวัสดุ ด้วยสมบัตินี้จะทำให้เซอร์โคเนียสามารถเกิดการซ่อมแซมตัวเองได้เมื่อเกิดรอยร้าวภายในวัสดุ จะเกิดแรงบีบอัดรอบรอยร้าวส่งผลให้สามารถไปขัดขวางกระบวนการขยายตัวของรอยร้าว ในขณะที่เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตหลังผ่านกระบวนการให้ความร้อนจนเกิดการตกผลึกสมบูรณ์จะประกอบไปด้วยผลึกลิเทียมไดซิลิเกตขนาดเล็กร้อยละ 70 เรียงตัวสานกันอย่างเป็นระเบียบอยู่ในวิทยาศาสตร์แก้ว ซึ่งถึงแม้ว่าจะช่วยให้มีสมบัติเชิงกลที่ดี ด้านทานการแตกหัก ส่งผลให้มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสูง แต่เซรามิก ลิเทียมไดซิลิเกตก็ไม่มีสมบัติการเกิดกระบวนการทรานส์ฟอร์มเมชันทัฟเฟนนิ่งเพื่อยับยั้งการกระจายตัวของรอยร้าวเมื่อได้รับความเค้นแรงอัดอย่างเซอร์โคเนีย<sup>(1-3,9)</sup> สอดคล้องกับการศึกษาของ Sung Joon Kwon และคณะในปี ค.ศ. 2018<sup>(66)</sup>

เมื่อเปรียบเทียบที่ความหนาแตกต่างกัน จากการศึกษาจะพบว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง ความหนา 1.0 มิลลิเมตร มีค่าความโปร่งแสงเท่ากับ 14.89 ซึ่งมีค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเซรามิก ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูง ความหนา 1.5 มิลลิเมตร ที่มีค่าความโปร่งแสงเท่ากับ 14.06 สอดคล้องกับการศึกษาของ Paolo Baldissara และคณะในปี ค.ศ. 2018<sup>(54)</sup> ที่ได้ทำการศึกษา เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงชนิดเดียวกับการศึกษาที่ความหนา 1.0 มิลลิเมตร แล้วพบว่า มีค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงต่ำ ความหนา 1.5 มิลลิเมตร จะเห็นได้ว่าผลการศึกษาทั้งสองเป็นไปในทิศทางเดียวกัน ไม่ว่าจะ เป็นเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต ความโปร่งแสงสูงหรือความโปร่งแสงต่ำ เมื่อมีความหนาถึง 1.5 มิลลิเมตร ก็จะมีค่าความโปร่งแสงต่ำกว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ความหนา 1.0 มิลลิเมตร

โดยธรรมชาติแล้วเคลือบฟันและเนื้อฟันของมนุษย์ จะมีความหนา 0.9 – 1.6 และ 0.7 – 1.6 มิลลิเมตร ตามลำดับ<sup>(56)</sup> สีฟันธรรมชาติของมนุษย์จะถูกกำหนดโดยสีของเนื้อฟันซึ่งสะท้อนออกมาผ่านชั้นเคลือบฟัน<sup>(86)</sup> ซึ่งเป็นสิ่งที่ยืนยันว่าเคลือบฟันมนุษย์จะมีค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเนื้อฟันมนุษย์ที่ความหนาเดียวกัน โดยจากการศึกษาของ Bin Yu และคณะในปี ค.ศ. 2009<sup>(56)</sup> พบว่าที่ความหนา 1.0 มิลลิเมตร เคลือบฟันจะมีค่าความโปร่งแสงเท่ากับ 18.7 และเนื้อฟันจะมีค่าความโปร่งแสงเท่ากับ 16.4 และเมื่อความหนาเพิ่มขึ้นก็จะส่งผลให้ค่าความโปร่งแสงลดลง เนื่องจากเซรามิกได้ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อนำมาใช้ในการบูรณะทดแทนส่วนของเคลือบฟันและเนื้อฟัน โดยจะต้องมีการลอกเลียน

สมบัติทางแสงของพันธรรวมชาติได้อย่างเหมาะสม เพราะฉะนั้นจากการศึกษานี้จะเห็นได้ว่า เซรามิก  
 ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตรซึ่งมีค่าความโปร่งแสงเท่ากับ 19.31  
 จะมีค่าความโปร่งแสงใกล้เคียงกับเคลือบพันธรรวมชาติและสูงกว่าเนื้อพันธรรวมชาติที่ความหนาเดียวกัน  
 แสดงให้เห็นว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงซึ่งมีวิฎภาคแก้วเป็นองค์ประกอบสามารถ  
 ลอกเลียนสมบัติทางแสงได้ใกล้เคียงกับพันธรรวมชาติมากกว่ากลุ่มที่ไม่มีวิฎภาคแก้วเป็นองค์ประกอบ  
 อย่างเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง<sup>(47, 51, 63, 87)</sup> ซึ่งถึงแม้ว่าเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูง จะได้รับ  
 การปรับปรุงสมบัติทางแสงให้มีค่าความโปร่งแสงเพิ่มขึ้นแล้ว แต่จากการศึกษานี้ก็ยังพบว่า  
 ที่ความหนา 1.0 มิลลิเมตรซึ่งมีค่าความโปร่งแสงเท่ากับ 14.89 ก็ยังคงมีค่าความโปร่งแสงต่ำกว่า  
 เคลือบพันธและเนื้อพันธรรวมชาติที่ความหนา 1.0 มิลลิเมตรทั้งสิ้น

เมื่อนำมาจัดประเภทเซรามิกสำหรับใช้ในงานพันเทียมติดแน่นโดยอ้างอิงจากมาตรฐาน  
 ISO 6872-2015<sup>(42)</sup> เซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงที่ใช้ในการศึกษานี้ที่ความหนา 0.8  
 และ 1.0 มิลลิเมตร จะให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนเฉลี่ย 167.72 และ 202.52 เมกะปาสคาล  
 ตามลำดับ ซึ่งจัดอยู่ในระดับที่ 2 ซึ่งสามารถนำมาใช้ในงานครอบฟันโมโนลิติกสำหรับฟันหน้าและ  
 ฟันหลังได้ ส่วนที่ความหนา 1.5 มิลลิเมตร จะให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนเฉลี่ย 326.75  
 เมกะปาสคาล จัดอยู่ในระดับที่ 3 ซึ่งมีความแข็งแรงเพียงพอที่จะนำมาใช้ในงานครอบฟันโมโนลิติก  
 สำหรับฟันหน้าและฟันหลัง และสะพานฟัน 3 ยูนิตในบริเวณฟันหน้าและฟันกรามน้อย ส่วน  
 เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงที่ใช้ในการศึกษานี้ที่ความหนา 0.8 มิลลิเมตร จะให้ค่าความแข็งแรง  
 ดัดขวางสองแกนเฉลี่ย 208.46 เมกะปาสคาล จะจัดอยู่ในระดับที่ 2 ซึ่งสามารถนำมาใช้ในงาน  
 ครอบฟันโมโนลิติกสำหรับฟันหน้าและฟันหลังได้ ส่วนที่ความหนา 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร จะให้  
 ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนเฉลี่ย 319.76 และ 398.15 เมกะปาสคาลตามลำดับ จะจัดอยู่  
 ในระดับที่ 3 ซึ่งมีความแข็งแรงเพียงพอที่จะนำมาใช้ในงานครอบฟันโมโนลิติกสำหรับฟันหน้าและ  
 ฟันหลัง และสะพานฟัน 3 ยูนิตในบริเวณฟันหน้าและฟันกรามน้อยได้อีกด้วย<sup>(66)</sup>

เมื่ออ้างอิงจากความหนาขั้นต่ำที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำของครอบฟันหลังสำหรับเซรามิก  
 ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงควรจะต้องอยู่ที่อย่างน้อย 1.5 มิลลิเมตร ในขณะที่เซอร์โคเนีย  
 ความโปร่งแสงสูงต้องการความหนาของครอบฟันโมโนลิติกโดยรอบเพียง 1.0 มิลลิเมตร เท่านั้น<sup>(11, 12)</sup>  
 เพราะฉะนั้นจากการศึกษานี้จึงแสดงให้เห็นว่า ตามความหนาที่เหมาะสมในการใช้บูรณะครอบฟัน  
 โมโนลิติกในฟันหลัง เซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตรจะให้ความโปร่งแสง  
 ของชิ้นงานที่สูงกว่า สามารถลอกเลียนลักษณะของพันธรรวมชาติได้ดีกว่าในบริเวณที่ต้องการ  
 ความสวยงามอย่างฟันกรามน้อย นอกจากนี้ยังใช้ความหนาสำหรับการเตรียมครอบฟันหลังที่น้อยกว่า



อนุรักษเนื้อฟันมากกว่า ในขณะที่เดียวกันก็ให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางที่ไม่แตกต่างไปจากเซรามิก  
ลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงความหนา 1.5 มิลลิเมตร เพราะฉะนั้นในทางคลินิกเซอริโคเนีย  
ความโปร่งแสงสูงก็เป็นทางเลือกที่ดีในการใช้บูรณะครอบฟันโมโนลิติกในบริเวณฟันกรามน้อย  
และฟันกรามใหญ่<sup>(54, 55)</sup>

เมื่อผ่านการใช้งานในช่องปากไปช่วงระยะเวลาหนึ่ง เซอริโคเนียก็จะเกิดการเสื่อมสภาพ  
ลงเป็นผลมาจากการลดลงของความเสถียรของวัสดุภาคเทอร์โกนอล กระตุ้นให้เกิดการเปลี่ยนแปลง  
ไปสู่วัสดุภาคโมโนคลินิก เกิดเป็นแรงเค้นและรอยร้าวขึ้นภายในเนื้อวัสดุ หรือที่เรียกกันว่าการเสื่อมสลาย  
ที่อุณหภูมิต่ำ ซึ่งการเติมอะลูมินาออกไซด์ลงไปในเซอริโคเนียจะเป็นตัวสำคัญในการช่วยป้องกันการ  
การเกิดภาวะเสื่อมสลายที่อุณหภูมิต่ำ<sup>(73, 76)</sup> ในทางกลับกันอะลูมินาออกไซด์ก็เป็นส่วนประกอบที่  
ส่งผลให้เซอริโคเนียมีความทึบแสง<sup>(78)</sup> เพราะฉะนั้นเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ใช้ในการศึกษานี้  
จึงไม่พบองค์ประกอบของอะลูมินาออกไซด์ตามที่กล่าวไปข้างต้น ร่วมกับเมื่อมีการเพิ่มปริมาณ  
อิทเทรียมออกไซด์จากร้อยละ 3 เป็นร้อยละ 5.4 โดยมวลส่งผลให้สมบัติเชิงกลของเซอริโคเนีย  
ความโปร่งแสงสูงลดลงอย่างเห็นได้ชัด<sup>(73, 88, 89)</sup> เนื่องจากเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ใช้ใน  
การศึกษานี้จะมีปริมาณของวัสดุภาคควิกมากขึ้นเป็นร้อยละ 75 โดยน้ำหนัก ส่งผลให้มีขนาดอนุภาคเฉลี่ย  
อยู่ที่  $4.05 (\pm 0.85)$  ไมโครเมตร<sup>(27)</sup> แต่ขนาดของอนุภาคในการเปลี่ยนแปลงจากวัสดุภาคเทอร์โกนอล  
ไปเป็นวัสดุภาคโมโนคลินิกอยู่ที่ 1.0 ไมโครเมตร<sup>(23)</sup> จึงส่งผลให้ความสามารถในการเกิดกระบวนการ  
ทรานส์ฟอร์เมชันทัฟเฟนิงของเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงลดลง ทำให้มีค่าความแข็งแรงดัดขวาง  
ลดลง<sup>(28, 61)</sup> โดยจากการศึกษาของ Nantawan Kolakamprasert และคณะในปี ค.ศ. 2019<sup>(27)</sup> พบว่า  
เซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงที่ใช้ในการศึกษานี้ไม่พบการเกิดกระบวนการทรานส์ฟอร์เมชันทัฟเฟนิง  
หลังผ่านเทคนิคการเร่งอายุ (Accelerated aging) ที่อุณหภูมิ 120 องศาเซลเซียส เป็นเวลา  
12 ชั่วโมง เทียบเท่ากับการใช้งานในช่องปากเป็นระยะเวลา 30 ปี เพราะฉะนั้นการนำเซอริโคเนีย  
ความโปร่งแสงสูงมาใช้บูรณะฟันหลังในผู้ป่วยที่มีการสบฟันผิดปกติ และการทำางานนอกหน้าที่  
(Parafunctional habits) เช่น การนอนกัดฟัน (Bruxism) การขบแน่นฟัน (Clenching) เป็นต้น  
ก็ยังเป็นสิ่งที่ควรต้องพิจารณาอย่างระมัดระวัง

หากจะบูรณะฟันหน้าด้วยครอบฟันโมโนลิติกซึ่งมีความหนาขั้นต่ำที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำ  
สำหรับเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงและเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูงอยู่ที่ 1.0 และ  
0.8 มิลลิเมตร<sup>(11, 12)</sup> ตามลำดับ จากการศึกษานี้ก็จะพบว่าเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสง  
สูงเป็นวัสดุทางเลือกที่เหมาะสมกว่าในการลอกเลียนความสวยงามและสมบัติทางแสงของฟัน  
ธรรมชาติ สอดคล้องกับหลายการศึกษาที่ผ่านมา<sup>(47, 51, 63, 66, 73, 80, 87)</sup> เนื่องจากเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต



ความโปร่งแสงสูงความหนา 1.0 มิลลิเมตรมีค่าความโปร่งแสงสูงกว่าเซรามิกเคลือบความโปร่งแสงสูงความหนา 0.8 มิลลิเมตร ในขณะที่เซรามิกทั้งสองชนิดนี้มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนในระดับเดียวกันที่ความหนาดังกล่าว แสดงให้เห็นว่าเซรามิกเคลือบความโปร่งแสงสูงที่ใช้ในการศึกษานี้ก็ยังคงมีข้อจำกัดในการใช้บูรณะครอบฟันโมโนลิติกในบริเวณพื้นหน้า โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีที่ผู้ป่วยมีฟันข้างเคียงที่มีความใสมาก หรือในกรณีที่ต้องการความสวยงามสูง แต่ถึงแม้ว่าเซรามิกเคลือบผิวได้ซึบแสงสูงจะเป็นทางเลือกที่เหมาะสมกว่าในการบูรณะพื้นหน้าด้วยครอบฟันโมโนลิติกก็ไม่สามารถกล่าวได้ว่าเซรามิกเคลือบความโปร่งแสงสูงที่ได้รับการปรับปรุงสมบัติทางแสงแล้วจะไม่มีประโยชน์สำหรับการบูรณะพื้นหน้า เพราะเซรามิกเคลือบความโปร่งแสงสูงก็ยังคงเป็นวัสดุทางเลือกในการบูรณะพื้นหน้าด้วยครอบฟันโมโนลิติกในบางกรณี เช่น ในกรณีของฟันหลักที่มีสีเข้มหรือวัสดุก่อแกนฟันโลหะ ความทึบแสงของเซรามิกเคลือบความโปร่งแสงสูงก็สามารถช่วยในการปิดสีของฟันหลักได้ดีกว่าวัสดุที่มีความโปร่งแสงอย่างเซรามิกเคลือบผิวได้ซึบแสงสูง แต่อย่างไรก็ตาม ในทางคลินิกชิ้นงานบูรณะประเภทเซรามิกจะต้องได้รับการยึดติดเข้ากับฟันหลักของผู้ป่วย เซรามิกเคลือบผิวได้ซึบแสงมีองค์ประกอบหลักเป็นซิลิกาซึ่งมีความไวต่อการปรับสภาพผิวด้วยกรดไฮโดรฟลูออริกเข้มข้นร้อยละ 5 เป็นเวลา 20 วินาที<sup>(90)</sup> จะช่วยเพิ่มพื้นที่ผิวการยึดติด ส่งเสริมการไหลผ่านของสารไซเลนและเรซินซีเมนต์เข้าสู่ผิวเซรามิก เชื่อมรอยร้าวเล็ก ๆ ส่งผลให้ช่วยลดขนาดของรอยร้าวและลดความรุนแรงของการแตกหัก ซึ่งเมื่อเซรามิกเคลือบผิวได้ซึบแสงมีการยึดติดกับฟันหลักจะส่งผลให้ชิ้นงานมีความแข็งแรงดัดขวางสองแกนสูงขึ้น<sup>(91-93)</sup> โดยจากการศึกษาของ Chinwe O. Uwalaka และคณะในปี ค.ศ. 2018<sup>(94)</sup> พบว่า ไอพีเอสอีแมกซ์เพรสจะมีค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนเพิ่มขึ้นร้อยละ 24.6 หลังยึดติดด้วย เรซินซีเมนต์ ส่วนเซรามิกเคลือบความโปร่งแสงสูงในกลุ่ม 5Y-TZP นั้นเมื่อได้รับการปรับสภาพผิวด้วยการพ่นผงอะลูมินาออกไซด์ขนาดอนุภาค 110 ไมโครเมตร ด้วยแรงดันลม 3 บาร์ เพื่อทำให้เกิดความหยาบผิวระดับจุลภาคและทำความสะอาดพื้นผิวตามด้วยการทาสารไพรเมอร์ที่มีเอ็มดีพี (MDP) เป็นมอนอเมอร์ทำงานร่วมกับเรซินซีเมนต์ที่มีเอ็มดีพีเป็นองค์ประกอบหลัก จะช่วยส่งเสริมให้เกิดการยึดติดที่ดีระหว่าง เรซินซีเมนต์และพื้นผิวเซรามิกเคลือบ<sup>(95-97)</sup> โดยไม่ได้ส่งผลกระทบต่อค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของ 5Y-TZP ลดลงแต่อย่างใด<sup>(97)</sup> เพราะฉะนั้นค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนที่ได้จากการศึกษานี้จึงเป็นแค่ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของวัสดุก่อนได้รับการยึดติดกับฟันหลักเท่านั้น ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิกทั้งสองชนิดนี้หลังผ่านการปรับสภาพผิวและยึดติดกับฟันหลักด้วยเรซินซีเมนต์จึงควรได้รับการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

การพยายามลดความหนาของชั้นงานบูรณะประเภทเซรามิกส่งผลให้มีความโปร่งแสงของชั้นงานมากยิ่งขึ้น แต่ความหนาขั้นต่ำที่บริษัทผู้ผลิตแนะนำของครอบฟันโมโนลิติกสำหรับเซรามิกเทียมได้ชี้ให้เห็นถึงความโปร่งแสงสูงและเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงก็เป็นสิ่งที่ควรให้ความสำคัญเพื่อให้มีความแข็งแรงที่เพียงพอในการบูรณะฟันในบริเวณต่าง ๆ ในผู้ป่วยแต่ละรายซึ่งมีสภาวะการบดเคี้ยวที่แตกต่างกัน เพื่อให้ได้มาซึ่งความคงทนในการใช้งาน หลีกเลี่ยงปัญหาการแตกหักของชั้นงานบูรณะในระยะยาว

### ข้อเสนอแนะ

เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ ซึ่งเป็นการจำลองสภาพแวดล้อมในการใช้งานจริงทางคลินิก ดังนั้นจึงมีโอกาสที่จะเกิดข้อจำกัดในงานวิจัยอยู่ในบางประการ ซึ่งในงานวิจัยครั้งนี้ได้ตั้งขึ้นตัวอย่างออกมาเป็นรูปทรงแผ่นกลมความหนาเท่ากันตลอดขึ้นตัวอย่าง แต่ในทางคลินิกนั้นครอบฟันโมโนลิติกย่อมมีส่วนโค้ง มีปุ่มนูนและหลุมร่องฟันตามกายวิภาคของฟันธรรมชาติ ซึ่งแรงที่มากกระทำต่อขึ้นตัวอย่างรูปทรงแผ่นกลมที่มีพื้นผิวแบนเรียบเท่ากันย่อมมีความแตกต่างจากแรงที่มากกระทำต่อด้านบดเคี้ยวของครอบฟันโมโนลิติก นอกจากนั้นแรงที่มากกระทำต่อด้านลิ้นและปลายฟันครอบฟันโมโนลิติกฟันหน้าก็จะมีลักษณะของแรงเฉือน (Shear force) ซึ่งการทดสอบความแข็งแรงดัดขวางสองแกนไม่สามารถจำลองลักษณะของแรงเฉือนได้

อีกประเด็นหนึ่งในการศึกษานี้ได้ทำการวัดค่าความโปร่งแสงด้วยสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ภายใต้ถังกล่องสีดำซึ่งเจาะรูขนาดเล็กเท่ากับปลายหัววัดของเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์รุ่น VITA Easyshade V สามารถทำให้เกิดปรากฏการณ์ edge loss effects<sup>(61)</sup> ได้ ซึ่งมีโอกาสทำให้เกิดความบิดเบือนของค่าความโปร่งแสงไปได้ หากแต่มีความจำเป็นในการจำกัดขนาดของรูให้พอดีกับปลายหัววัดของเครื่องสเปกโทรโฟโตมิเตอร์ เพื่อเป็นการตัดแสงรบกวนจากภายนอก

## บรรณานุกรม

1. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. *BMC Oral Health*. 2019;19(134).
2. Peampring C, Sanohkan S. All-ceramic systems in esthetic dentistry: A review. *Mahidol Dental Journal*. 2014;34(1):82-92.
3. Manziuc M-M, Gasparik C, Negucioiu M, Constantiniuc M, Burde A, Vlas I, et al. Optical properties of translucent zirconia: A review of literature. *The EuroBiotech Journal*. 2019;3(1):45-51.
4. Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dental Materials Journal*. 2009; 25(5):158-65.
5. Shono NN, Nahedh HNA Al. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Operative Dentistry*. 2012;37(4):406-16.
6. Basso GR, Kodama AB, Pimentel AH, Kaizer MR, Bona A Della, Moraes RR, et al. Masking colored substrates using monolithic and bilayer cad-cam ceramic structures. *Operative Dentistry*. 2017;42(4):387-95.
7. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1-25.
8. Tabatabaian F, Taghizade F, Namdari M. Effect of coping thickness and background type on the masking ability of a zirconia ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(1):159-65.
9. Zucuni CP, Venturini AB, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Valandro LF. Load-bearing capacity under fatigue and survival rates of adhesively cemented yttrium-stabilized zirconia polycrystal monolithic simplified restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019;90:673-80.
10. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials Journal*. 2014;30(10):1195-203.
11. Ivoclar Vivadent. Scientific documentation ips e.Max cad monolithic solutions labside. Liechtenstein: Author; 2017.

12. Kuraray Noritake Dental Inc. Katana zirconia multi-layered zirconia disc series technical guide. Japan: Author; 2016.
13. Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *The Kaohsiung journal of medical sciences*. 2018;34(4):238-42.
14. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. Digitally oriented materials: Focus on lithium disilicate ceramics. *Hindawi Publishing Corporation International Journal of Dentistry*. 2016;2016:1-10, Article ID 7358423.
15. Ivoclar Vivadent. Scientific documentation IPS e.Max CAD. Liechtenstein. Liechtenstein: Author; 2011.
16. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014;58(4):208-16.
17. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Marginal and internal fit of CAD/CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(3):384-9.
18. Luo XP, Zhang L. Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics*. 2010;19(6):465-70.
19. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1995;7:73-80.
20. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92:557-62.
21. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dental Clinics of North America*. 2004;48:531-44.
22. Yamashita I, Tsukuma K. Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *Journal of the Ceramic Society of Japan*. 2011;119:133-5.
23. Pekkan G, Pekkan K, Bayindir BC, Özcan M, Karasu B. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dental Materials Journal*. 2019;39(1):1-8.

24. Anselmi-Tamburini U, Woolman JN, Munir ZA. Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Advanced Functional Materials*. 2007;17:3267-73.
25. Todd DC, Jeffrey PJ, Villa LG, Kraig SV. Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. *General Dentistry*. 2017;398:48-52.
26. Kengtanyakich S, Peampring C. An experimental study on hydrothermal degradation of cubic-containing translucent zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2020;12(5):265-72.
27. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, DoKyung K, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials Journal*. 2019; 35(5):797-806.
28. Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;85:57-65.
29. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental cad/cam: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*. 2009;28(1):44-56.
30. Klim J, Corrales EB. Innovation in dentistry: Cad/cam restorative procedures. 2009. Available from: <https://www.cadstar.org/sites/default/files/private/documents/CADStar%20Klim%20Innovation%20in%20Dentistry.pdf>
31. Ragain JC. A review of color science in dentistry: Colorimetry and color space. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*. 2014;4(1):1-5.
32. Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T. Basics of color in dentistry. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*. 2014;13(9):78-85.
33. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Bona AD, Pérezc MM. Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials Journal*. 2018;34(8):1168-74.
34. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*. 2010;38(2):e2-16.

35. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*. 2002;81:578-82.
36. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(3):193-9.
37. Al-Haj Ali SN, Ra'fat IF, Abdullah A, Ibrahim A. Comparison of color difference and reliability of two intraoral spectrophotometers. *Brazilian Journal of Oral Sciences*. 2021;20:1-8.
38. Vineet SA, Sonali K. Color and shade management in esthetic dentistry. *Universal Research Journal of Dentistry*. 2013;3(3):120-7.
39. International Standards Organization (ISO). *Iso/tr 28642: Dentistry-guidance on colour measurement*. Geneva, Switzerland: ISO copyright office; 2016.
40. Miura D, Ishida Y, Miyasaka T, Aoki H, Shinya A. Reliability of different bending test methods for dental press ceramics. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2020;13(22):5162.
41. Jin J, Takahashi H, Iwasaki N. Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dental Materials Journal*. 2004;23(4):490-6.
42. International Standards Organization (ISO). *Iso 6872: Dentistry-ceramic materials*. Geneva, Switzerland: ISO Copyright Office; 2015.
43. Schatz C, Strickstock M, Roos M, Edelhoff D, Eichberger M, Zylla IM, et al. Influence of specimen preparation and test methods on the flexural strength results of monolithic zirconia materials. *Dental Materials Journal*. 2016;9(180):1-13.
44. Thomvanich P, Salimee P, Arksornnukit M. Biaxial flexural strength of two all-ceramic materials at different layering thickness. *Chulalongkorn Dental Journal*. 2007;30:141-56.
45. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;119(3):437-45.



46. Marc S, Mueller D, Rues S. Hipping behavior of all-ceramic crowns with zirconia framework and cad/cam manufactured veneer. *Journal of Dentistry*. 2011;40(2):154-62.
47. Young-Eun C, Young-Lun L, Jung-Suk H, In-Sung LY, Hyung-In Y. Effect of yttria content on the translucency and masking ability of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. *Dental Materials Journal*. 2020;13(4726):1-10.
48. Brodbelt R, O'Brien W, Fan P. Translucency of dental porcelains. *Journal of Dental Research*. 1980;59(1):70-5.
49. Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dental Materials Journal*. 1997;13:89-97.
50. Yong-Keun L. Changes in the translucency of porcelain and repairing resin composite by the illumination. *Dental Materials Journal*. 2007;23(4):492-7.
51. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110:14-20.
52. Cristina G, Burde A, Grecu AG, Ioana C, Diana D, Mindra EB. The influence of color parameters on the translucency of ceramic material. *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials*. 2015;9(1-2):241-4.
53. Andrew J, Ian H, Yan D, Stephen W. A review of tooth colour and whiteness. *Journal of Dentistry*. 2008;36(1):S2-7.
54. Baldissara P, Wandscher VF, Marchionatti A, Parisi C, Monaco C, Ciocca L. Translucency of ips e.Max and cubic zirconia monolithic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120(2):269-75.
55. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116:257-63.
56. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta odontologica Scandinavica*. 2009;67(1):57-64.
57. Sithiamnuai P, Eiampongpaiboon T, Shrestha A, Suputtamongkol K. The effect of thickness on the contrast ratio and color of veneering ceramics. *Mahidol Dental Journal*. 2014;34(2):137-43.

58. Bachhav VC, Aras MA. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using cad/cam technology. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2011;3:57-62.
59. Michael JH, Steven AA, Ana MD-A, Debra RH, Clark MS, Marcos AV. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part i: Core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(1):4-9.
60. Michael JH, Steven AA, Ana MD-A, Debra RH, Clark MS, Marcos AV. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part ii: Core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(1):10-5.
61. Hee-Kyung K. Optical and mechanical properties of highly translucent dental zirconia. *Dental Materials Journal*. 2020;13(3395):1-16.
62. Malkondu O, Tinastepe N, Kazazoglu E. Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016; 116(6):902-8.
63. Golsa A. Flexural strength and optical characteristics of high translucency zirconia [master's thesis]. Fort Lauderdale, USA: Nova Southeastern University; 2018.
64. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *The International journal of prosthodontics*. 2001;14(4):316-20.
65. Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials Journal*. 2008;24(11):1506-11.
66. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat HA, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(1):132-7.
67. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—a review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020;32(1):1-11.
68. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(6):987-93.

69. Juntavee N, Juntavee A, Phetpanompond S. Biaxial flexural strength of high-translucence monolithic ceramics upon various thicknesses. *Scientific World Journal*. 2021;1-10.
70. Cheng M, Chen W, Sridhar KR. Biaxial flexural strength distribution of thin ceramic substrates with surface defects. *International Journal of Solids and Structures*. 2003;40(9):2249-66.
71. Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DY. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of empres 2 ceramics. *Journal of Dentistry*. 2002;30(4):161-9.
72. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*. 2018;97:140-7.
73. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar C, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of Dentistry*. 2017;60:70-6.
74. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: Influence of scattering caused by birefringence. *Journal of American Ceramic Society*. 2011:1850-8.
75. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113:114-21.
76. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, et al. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3y-tzp ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomaterialia*. 2015;16:215-22.
77. Kim HK. Effect of a rapid-cooling protocol on the optical and mechanical properties of dental monolithic zirconia containing 3–5 mol%  $y_2o_3$ . *Materials*. 2020;13:1923.
78. Nakamura K, Harada A, Ono M, Shibasaki H, Kanno T, Niwano Y, et al. Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3y-tzp ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;53:301-11.

79. Sumodurova A, Kocjan A, Swain MV, Kosmac T. The combined effect of alumina and silica co-doping on the ageing resistance of 3y-tzp bioceramics. *Acta Biomaterialia*. 2015;11:477-87.
80. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014;4(6):456-61.
81. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different cad/cam systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104:6-12.
82. Spyropoulou PE, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE. Translucency of shaded zirconia core material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;150:304-7.
83. El-Meliegy E, van Noort R. *Glasses and glass ceramics for medical applications*. New York: Springer Publishin; 2012. 209-15.
84. Dietschi D, Fahl N, Jr. Shading concepts and layering techniques to master direct anterior composite restorations: An update. *British dental journal*. 2016;221(12):765-71.
85. Denry I, Holloway J. Ceramics for dental applications: A review. *Dental Materials Journal*. 2010;3(1):351-68.
86. Ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of Dental Research*. 1995;74:374-80.
87. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98:389-404.
88. Takaki M. Mechanical properties of  $y_2O_3$ -stabilized tetragonal  $ZrO_2$  polycrystals after ageing at high temperature. *Journal of American Ceramic Society*. 1986;69:519-22.
89. Takaki M. Mechanical properties of toughened  $ZrO_2$ - $Y_2O_3$  ceramics. *Journal of American Ceramic Society*. 1986;69:638-40.

90. Tribst J, Anami LC, Özcan M, Bottino MA, Melo RM, Saavedra G. Self-etching primers vs acid conditioning: Impact on bond strength between ceramics and resin cement. *Operative Dentistry*. 2018;43(4):372-9.
91. Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Resin elasticity and the strengthening of all-ceramic restorations. *Journal of Dental Research*. 2007;86:519-23.
92. Hooi P, Addison O, Fleming GJP. Quantifying ceramic resin strengthening by varying the resin elasticity. *Dental Materials Journal*. 2009;25:e5-46.
93. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *International Journal of Molecular Sciences*. 2016;17:822.
94. Chinwe OU, Natalia K, Xu C, Sami B, Rory MW, Michael JC. Effect of sandblasting, etching and resin bonding on the flexural strength/bonding of novel glass-ceramics. *Dental Materials Journal*. 2018;34(10):1566-77.
95. Blatz M, Vonderheide M, Conejo J. The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of Dental Research*. 2018;97(2):132-9.
96. De Angelis F, D'Arcangelo C, Buonvivere M, Rondoni GD, Vadini M. Shear bond strength of glass ionomer and resin-based cements to different types of zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2020;32(8):806-14.
97. Zhao P, Yu P, Xiong Y, Yue L, Arola D, Gao S. Does the bond strength of highly translucent zirconia show a different dependence on the airborne-particle abrasion parameters in comparison to conventional zirconia. *Journal of Prosthetic Research*. 2019; 64(1):60-70.





ตาราง 6 แสดงผลการศึกษาดัวยสถิติเชิงพรรณนาของค่าความโปร่งแสงของเซรามิก 6 กลุ่ม การศึกษาทั้งหมด 30 ตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่าง	ตัวอย่างที่	ค่าความโปร่งแสง	Mean	SD
E.max 0.8	1	22.73	22.77	0.03564
	2	22.74		
	3	22.78		
	4	22.80		
	5	22.81		
E.max 1.0	1	19.29	19.31	0.02000
	2	19.29		
	3	19.31		
	4	19.33		
	5	19.33		
E.max 1.5	1	13.95	14.06	0.05899
	2	14.05		
	3	14.05		
	4	14.07		
	5	14.11		
UTML 0.8	1	15.73	15.88	0.08620
	2	15.89		
	3	15.90		
	4	15.90		
	5	15.96		
UTML 1.0	1	14.84	14.89	0.02966
	2	14.88		
	3	14.89		
	4	14.90		
	5	14.92		

ตาราง 6 (ต่อ)

กลุ่มตัวอย่าง	ตัวอย่างที่	ค่าความโปร่งแสง	Mean	SD
UTML 1.5	1	10.08	10.10	0.01483
	2	10.09		
	3	10.10		
	4	10.10		
	5	10.12		

ตาราง 7 แสดงผลการศึกษาด้วยสถิติเชิงพรรณนาของค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนของเซรามิก 6 กลุ่มการศึกษาทั้งหมด 30 ตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่าง	ตัวอย่างที่	ค่าความโปร่งแสง	Mean	SD
E.max 0.8	1	165.4804	167.72	1.66714
	2	166.8566		
	3	168.0003		
	4	168.3224		
	5	169.9369		
E.max 1.0	1	201.1612	202.52	0.83354
	2	202.3356		
	3	202.8390		
	4	203.0014		
	5	203.2719		
E.max 1.5	1	325.0010	326.75	2.02787
	2	326.0592		
	3	326.0598		
	4	326.3527		
	5	330.2541		

ตาราง 7 (ต่อ)

กลุ่มตัวอย่าง	ตัวอย่างที่	ค่าความโปร่งแสง	Mean	SD
UTML 0.8	1	205.1245	208.46	2.16817
	2	208.0287		
	3	208.8773		
	4	209.1948		
	5	211.0635		
UTML 1.0	1	317.5935	319.76	1.25936
	2	319.9872		
	3	320.1037		
	4	320.2692		
	5	320.8651		
UTML 1.5	1	395.6813	398.15	1.74291
	2	397.0025		
	3	398.8880		
	4	399.4631		
	5	399.7219		

ตาราง 8 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูลภายในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซลิเกต ความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Levene's test

	Levene statistic	Df1	Df2	Sig.
ค่าความโปร่งแสง	1.010	2	12	0.393
ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน	0.945	2	12	0.416

ตาราง 9 แสดงผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลภายในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกต ความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติ One-way ANOVA

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
ค่าความโปร่งแสง	193.064	2	96.532	56232.144	0.000
ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน	69886.639	2	34943.319	13818.148	0.000

ตาราง 10 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลค่าความโปร่งแสงที่ความหนาแตกต่างกันภายในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซิลิเกตความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Fisher's Least Significant Difference

ความหนา		Mean Difference	Std. Error	Sig.	Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
0.8	1.0	3.46200	0.02620	0.000	3.4049	3.5191
	1.5	8.72600	0.02620	0.000	8.6689	8.7831
1.0	0.8	-3.46200	0.02620	0.000	-3.5191	-3.4049
	1.5	5.26400	0.02620	0.000	5.2069	5.3211
1.5	0.8	-8.72600	0.02620	0.000	-8.7831	-8.6689
	1.0	-5.26400	0.02620	0.000	-5.3211	-5.2069

ตาราง 11 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลค่าความโปร่งแข็งแรงดัดขวางสองแกน ที่ความหนาแตกต่างกันภายในกลุ่มเซรามิกลิเทียมไดซลิเกตความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Fisher's Least Significant Difference

ความหนา		Mean Difference	Std. Error	Sig.	Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
0.8	1.0	-34.80250	1.00574	0.000	-36.9938	-32.6112
	1.5	-159.02640	1.00574	0.000	-161.2174	-156.8347
1.0	0.8	34.80250	1.00574	0.000	32.6112	36.9938
	1.5	-124.22354	1.00574	0.000	-126.4149	-122.0322
1.5	0.8	159.02640	1.00574	0.000	156.8347	161.2174
	1.0	124.22354	1.00574	0.000	122.0322	126.4149

ตาราง 12 แสดงผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของข้อมูลภายในกลุ่มเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูง ด้วยสถิติทดสอบ Levene's test

	Levene statistic	Df1	Df2	Sig.
ค่าความโปร่งแสง	2.664	2	12	0.110
ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน	0.635	2	12	0.547

ตาราง 13 แสดงผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลภายในกลุ่มเซอริโคเนียความโปร่งแสงสูง ด้วยสถิติ One-way ANOVA

	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
ค่าความโปร่งแสง	95.484	2	47.742	16790.835	0.000
ค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกน	90862.170	2	45431.085	14616.392	0.000

ตาราง 14 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลค่าความโปร่งแสงที่ความหนาแตกต่างกันภายในกลุ่มเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Fisher's Least Significant Difference

ความหนา		Mean Difference	Std. Error	Sig.	Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
0.8	1.0	0.99000	0.03372	0.000	0.9165	1.0635
	1.5	5.77800	0.03372	0.000	5.7045	5.8515
1.0	0.8	-0.99000	0.03372	0.000	-1.0635	-0.9165
	1.5	4.78800	0.03372	0.000	4.7145	4.8615
1.5	0.8	-5.77800	0.03372	0.000	-5.8515	-5.7045
	1.0	-4.78800	0.03372	0.000	-4.8615	-4.7145

ตาราง 15 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างของข้อมูลค่าความโปร่งแข็งแรงดัดขวางสองแกนที่ความหนาแตกต่างกันภายในกลุ่มเซอร์โคเนียความโปร่งแสงสูงด้วยสถิติทดสอบ Fisher's Least Significant Difference

ความหนา		Mean Difference	Std. Error	Sig.	Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
0.8	1.0	-111.30598	1.11503	0.000	-113.7354	-108.8765
	1.5	-189.69360	1.11503	0.000	-192.1230	-187.2642
1.0	0.8	111.30598	1.11503	0.000	108.8765	113.7354
	1.5	-78.38762	1.11503	0.000	-80.8171	-75.9582
1.5	0.8	189.69360	1.11503	0.000	187.2642	192.1230
	1.0	78.38762	1.11503	0.000	75.9582	80.8171



ตาราง 16 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มข้อมูลค่าความโปร่งแสงด้วยสถิติทดสอบ Independent t-test เมื่อเปรียบเทียบระหว่างชนิดเซรามิกที่มีความหนาต่าง ๆ

ความหนา		Mean Difference	Std. Error	Sig.	Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
E.max 0.8	UTML 0.8	6.89600	0.04171	0.000	6.79981	6.99219
	UTML 1.0	7.88600	0.02074	0.000	7.83818	7.93382
	UTML 1.5	12.67400	0.01726	0.000	12.63419	12.71381
E.max 1.0	UTML 0.8	3.43400	0.03957	0.000	3.34275	3.52525
	UTML 1.0	4.42400	0.01600	0.000	4.38710	4.46090
	UTML 1.5	9.21200	0.01114	0.000	9.18632	9.23768
E.max 1.5	UTML 0.8	-1.83000	0.04671	0.000	-1.93772	-1.72228
	UTML 1.0	-0.84000	0.02953	0.000	-0.90810	-0.77190
	UTML 1.5	3.94800	0.02720	0.000	3.88527	4.01073

ตาราง 17 แสดงการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างกลุ่มข้อมูลค่าความแข็งแรงดัดขวางสองแกนด้วยสถิติทดสอบ Independent t-test เมื่อเปรียบเทียบระหว่างชนิดเซรามิกที่มีความหนาต่าง ๆ

ความหนา		Mean Difference	Std. Error	Sig.	Interval for Difference	
					Lower Bound	Upper Bound
E.max 0.8	UTML 0.8	-40.73844	1.22314	0.000	-43.55900	-37.91788
	UTML 1.0	-152.04442	0.93438	0.000	-154.19910	-149.88974
	UTML 1.5	-230.43204	1.07862	0.000	-232.91934	-227.94474
E.max 1.0	UTML 0.8	-5.93594	1.03882	0.249	-8.33147	-3.54041
	UTML 1.0	-117.24192	0.67539	0.000	-118.79938	-115.68446
	UTML 1.5	-195.62954	0.86401	0.000	-197.62194	-193.63714
E.max 1.5	UTML 0.8	118.28760	1.32765	0.000	115.22604	121.34916
	UTML 1.0	6.98162	1.06754	0.246	4.51986	9.44338
	UTML 1.5	-71.40600	1.19583	0.000	-74.16358	-68.64842

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	รินรดา อารยะคุณ
วัน เดือน ปี เกิด	21 ตุลาคม 2535
สถานที่เกิด	กรุงเทพมหานคร
วุฒิการศึกษา	พ.ศ. 2559 ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ที่อยู่ปัจจุบัน	67/691 ซอย15/6 หมู่บ้านชวนชื่น (บางเขน) แขวงทุ่งสองห้อง เขตหลักสี่ กทม. 10210

