บทความปริทัศน์
Review Article

การปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียเพื่อการยึดด้วยเรซินซีเมนต์
Surface Treatment for Zirconia Bonding with Resin Cement

ธีระพงษ์ ม้ามณี[1], ชุติกุล เขื่อนแก้ว[2], อิทธิวัฒน์ ทามณีวัน[3], ธารินทร์ เพียงสุข[1], ศิริพงศ์ ศิริมงคลวัฒนะ[1]
[1]ภาควิชาทันตกรรมบูรณะและปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
[2]กลุ่มงานทันตกรรม โรงพยาบาลอุตรดิตถ์ จังหวัดอุตรดิตถ์
[3]กลุ่มงานทันตกรรม โรงพยาบาลสะเมิง จังหวัดเชียงใหม่
Teerapong Manamee[1], Chutikul Khuankaew[2], Itthiwat Thamaneewan[3], Tarin Paingsuk[1], Siripong Sirimongkolwattana[1]
[1]Department of Restorative Dentistry and Periodontology, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
[2]Dental Department, Uttaradit Hospital, Uttaradit
[3]Dental Department, Samoeng Hospital, Chiang Mai

ซม. ทันตสาร 2560; 38(1) : 29-41
CM Dent J 2017; 38(1) : 29-41

บทคัดย่อ

เซอร์โคเนียมีโครงสร้างเป็นผลึกปราศจากแก้วซิลิกา ทำให้เกิดปฏิกิริยาเคมีได้น้อยและทนต่อการกัดด้วยกรด การยึดติดกับเรซินซีเมนต์จึงเป็นปัญหาหลักของการบูรณะด้วยเซอร์โคเนีย มีการแนะนำให้เตรียมพื้นผิวชิ้นงานบูรณะเซอร์โคเนียเพื่อเพิ่มการยึดติดระหว่างเซอร์โคเนียกับเรซินซีเมนต์ แบ่งการเตรียมพื้นผิวได้ 3 วิธี คือ วิธีเพิ่มการยึดติดทางกล วิธีเพิ่มการยึดติดทางเคมี และวิธีเพิ่มการยึดติดทางกลร่วมกับทางเคมี มีการแนะนำอย่างกว้างขวางให้ใช้ไพรเมอร์ที่มีมอนอเมอร์ทำงานเอ็มดีพีหรือกลุ่มฟอสเฟตเป็นส่วนประกอบในการเตรียมพื้นผิวทางเคมีหลังการเป่า

Abstract

Zirconia is polycrystalline ceramic without silica glass. The deficiency of glass component reduces chemical interaction and effect of acid etching to zirconia. Consequently, bonding to resin cement is the major disadvantage of zirconia restoration. Alternative surface treatment methods have been introduced and divided into three categories according to the bonding purpose; mechanical, chemical, and mechanical combined with chemical. Using primer contained MDP or phosphate functional

Corresponding Author:

ธีระพงษ์ ม้ามณี
ภาควิชาทันตกรรมบูรณะและปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50200

Teerapong Manamee
Dr., Department of Restorative Dentistry and Periodontology, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, 50200
E-mail: ***teerapong.m@cmu.ac.th***

ทรายบนพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร ที่ความดัน 1-2.5 บาร์ ก่อนการยึดชิ้นงานบูรณะเซอร์โคเนียด้วยเรซินซีเมนต์

monomer after sandblasting with 50 micrometres alumina at pressure of 1-2.5 bars has been widely advised for zirconia before cementation with resin cement.

คำสำคัญ: เซอร์โคเนีย การปรับสภาพพื้นผิว เรซินซีเมนต์

Keywords: zirconia, surface treatment, resin cement

บทนำ

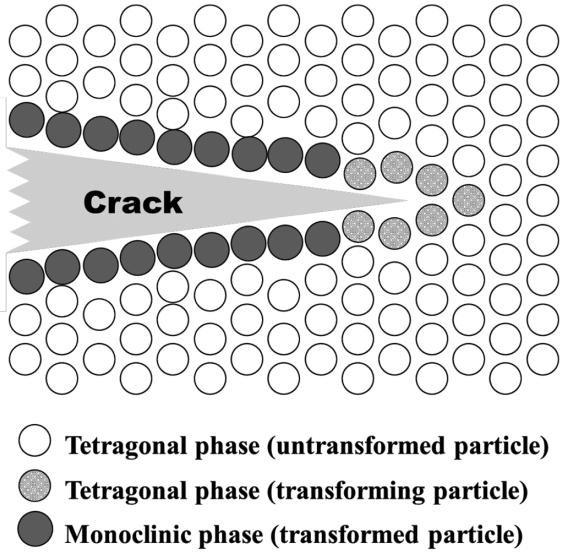
การบูรณะฟันด้วยครอบฟันเซรามิกล้วน (all-ceramic restorations) มีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากเซรามิกส์ (ceramics) ได้รับการพัฒนาให้มีคุณสมบัติเชิงกล (mechanical properties) ดีขึ้น มีความสวยงาม แข็งแรง เป็นฉนวนไฟฟ้าและความร้อน (thermal and electrical insulation) ไม่เกิดปฏิกิริยาทางเคมี (chemical inertness) และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) จึงถูกนำมาใช้บูรณะฟันทดแทนโลหะ (metal) และโลหะเคลือบกระเบื้อง (porcelain fused to metal) ในการบูรณะฟันหน้าและฟันหลังมากขึ้น[1-3]

เซรามิกกลุ่มที่มีเนื้อแก้วเป็นส่วนประกอบ เกิดการแตกร้าวได้ง่ายเมื่อมีแรงเค้น (stress)[4] จึงมีการผลิตเซรามิกกลุ่มโพลิคริสตัลลีนเซรามิก (polycrystalline ceramic) ที่ไม่มีเนื้อแก้วเป็นส่วนประกอบ มีการอัดแน่นของผลึกคริสตัล ได้เซรามิกที่มีคุณสมบัติเชิงกลดี คือ มีกำลังแรงดัด (flexural strength) และค่าความเหนียวของการแตกหัก (fracture toughness) สูงขึ้น มีคุณสมบัติทางเคมีเสถียรและมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก[5]

เซอร์โคเนียหรือเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ (zirconium dioxide; ZrO_2) เป็นเซรามิกที่มีคุณสมบัติเชิงกลเหมือนโลหะและมีสีเหมือนฟัน[4] อาจเรียกว่า เซรามิกสตีล (ceramic steel)[6] มีรายงานการนำเซอร์โคเนียมาใช้ทางการแพทย์ครั้งแรกเมื่อปี ค.ศ. 1969 เพื่อใช้เป็นวัสดุทำข้อสะโพกเทียม (hip prostheses) ทดแทนวัสดุไทเทเนียมหรืออะลูมิเนียม[7] ก่อนนำมาใช้ทางทันตกรรม เซอร์โคเนียจัดเป็นเซรามิกชนิดออกไซด์ของโลหะ (oxide ceramics)[8] มีความทนแรงดัด 900-1,200 เมกะปาสคาล (megapascal; MPa) และมีความต้านทานต่อการอัด (compression resistance) ประมาณ 2,000 เมกะปาสคาล[4]

ในสภาวะทั่วไปเซอร์โคเนียสามารถเกิดผลึกได้ 3 รูปแบบขึ้นกับอุณหภูมิเริ่ม ณ อุณหภูมิห้องจนถึง 1,170 องศาเซลเซียส เกิดผลึกรูปมอนอคลินิก (monoclinic) เมื่ออุณหภูมิอยู่ในช่วงระหว่าง 1,170 ถึง 2,370 องศาเซลเซียส เกิดผลึกรูปเททระโกนอล (tetragonal) และเมื่ออุณหภูมิเพิ่มขึ้นถึง 2,370 องศาเซลเซียสจนก่อนถึงจุดหลอมเหลวเกิดผลึกรูปลูกบาศก์ (cubic)[8,9] เซอร์โคเนียที่อยู่ในช่วงอุณหภูมิการเผา (firing temperature) มีผลึกรูปเททระโกนอล และเมื่ออุณหภูมิลดลงถึงอุณหภูมิห้องเกิดการเปลี่ยนแปลงผลึกเป็นรูปมอนอคลินิก ในรูปแบบนี้เซอร์โคเนียเพิ่มปริมาตรขึ้นประมาณร้อยละ 4.4[10] กระบวนการที่เซอร์โคเนียเกิดการเปลี่ยนแปลงจากผลึกรูปเททระโกนอลมาเป็นผลึกรูปมอนอคลินิก (tetragonal-monoclinic transformation) สามารถผันกลับได้และเกิดขึ้นที่อุณหภูมิประมาณ 950 องศาเซลเซียส การเติมสารออกไซด์คงสภาพ (stabilizing oxides) เช่น แคลเซียมออกไซด์ (CaO) แมกนีเซียมออกไซด์ (MgO) อิทเทรียมออกไซด์ (Y_2O_3) หรือซีเรียมออกไซด์ (CeO_2)[8] ประมาณร้อยละ 3-8 โดยมวล[11] เพื่อยับยั้งไม่ให้เกิดการเปลี่ยนรูปผลึกได้อย่างสมบูรณ์ ทำให้เซอร์โคเนียบางส่วนสามารถคงสภาพผลึกรูปลูกบาศก์ที่อุณหภูมิห้องซึ่งมีปริมาตรน้อยที่สุดและมีความหนาแน่นมากที่สุด เรียกว่าพาร์เชียล-สเตบิไลซ์เซอร์โคเนีย (partial stabilized zirconia) โดยพบว่า เซอร์โคเนียที่มีการเติมอิทเทรียมออกไซด์ร้อยละ 3.0 โดยมวล สามารถยับยั้งการเปลี่ยนจากผลึกรูปเททระโกนัลเป็นมอนอคลินิกที่อุณหภูมิห้อง ซึ่งแตกต่างจากพาร์เชียล-สเตบิไลซ์เซอร์โคเนียด้วยออกไซด์โลหะชนิดอื่น ๆ เรียกเซอร์

โคเนียชนิดนี้ว่าอิทเทรียมเททระโกนอลเซอร์โคเนีย (Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal;Y-TZP) ซึ่งถูกนำมาใช้ในงานทันตกรรม เมื่อมีแรงมากระทำหรือเกิดรอยร้าวบนพื้นผิวเซอร์โคเนีย ผลึกรูปเททระโกนอลจะมีการเปลี่ยนแปลงเป็นผลึกรูปมอนอคลินิกที่มีขนาดใหญ่กว่าทำให้เกิดแรงบีบอัด (compressive force) รอบรอยร้าว และเป็นการป้องกันการแพร่กระจายของรอยร้าว[1,6,10,12] มีความทนแรงดัดเพิ่มขึ้น ทำให้เซอร์โคเนียมีคุณสมบัติทางกลสูงขึ้นเมื่อเทียบกับเซรามิกชนิดอื่น กระบวนการนี้เรียกว่า ทรานสฟอร์เมชันทัฟเฟนนิง (transformation toughening)[4,5,12] (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 *กระบวนการทรานสฟอร์เมชันทัฟเทนนิงของเซอร์โคเนีย*

Figure 1 *transformation toughening mechanism of zirconia*

(modified from Clarke IC, Manaka M, Green DD, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. J Bone Joint Surg. 2003; 85(suppl 4): 73-84[13])

การยึดชิ้นงานบูรณะเซรามิกล้วนกับฟันหลักสามารถทำได้โดยการใช้ซีเมนต์ทางทันตกรรม โดยทั่วไปซีเมนต์ทางทันตกรรมควรมีคุณสมบัติความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพกับทั้งฟันและเนื้อเยื่อปริทันต์ เกิดการยึดอยู่กับฟันและชิ้นงานบูรณะ มีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี คือมีค่าความทนต่อแรงดึง (tensile strength) ความทนต่อการแตกหัก และความแข็งแกร่งต่อการล้าตัว (fatigue strength) สูง จึงสามารถทนต่อแรงที่ถูกถ่ายทอดจากชิ้นงานบูรณะมายังซีเมนต์ได้ มีการผนึกบริเวณขอบดี ละลายตัวต่ำ มีความหนาของชั้นฟิล์มต่ำ (low film thickness) ใช้งานง่าย ทึบรังสี (radiopacity) และมีความสวยงาม[14,15] ในการยึดครอบฟันเซรามิกที่มีเนื้อแก้วเป็นองค์ประกอบจำเป็นต้องมีการใช้เรซินซีเมนต์เพื่อช่วยเสริมความแข็งแรง ร่วมกับใช้กรดไฮโดรฟลูออริก (hydrofluoric acid) ความเข้มข้นร้อยละ 5-9.5 เพื่อให้เกิดการยึดติดทางจุลกลศาสตร์ (micro mechanical interlocking) ร่วมกับการทาสารคู่ควบไซเลน (silane coupling agent) เพื่อให้เกิดการยึดติดทางเคมี[16] อย่างไรก็ตาม เซอร์โคเนียเป็นเซรามิกที่มีโครงสร้างเป็นผลึกปราศจากส่วนแก้วที่เป็นซิลิกาและสามารถเกิดปฏิกิริยาเคมีได้น้อย ทนต่อการกัดกร่อนด้วยกรด การยึดติดระหว่างเซอร์โคเนียและเรซินซีเมนต์จึงเกิดได้ไม่ดีและเป็นข้อด้อยที่สำคัญของการบูรณะด้วยเซอร์โคเนีย[17,18,19] ปัจจุบันยังไม่มีวิธีการยึดชิ้นงานบูรณะเซอร์โคเนียที่ยอมรับเป็นมาตรฐาน มีการแนะนำให้ปรับสภาพพื้นผิวชิ้นงานบูรณะเซอร์โคเนียก่อนยึดติดกับเนื้อฟันเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการยึดติดระหว่างเซอร์โคเนียเซรามิกกับเรซินซีเมนต์[17]

วิธีปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียเซรามิก

มีการศึกษาถึงวิธีการปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียจำนวนมาก เพื่อปรับปรุงการยึดติดกับเรซินซีเมนต์อย่างมีประสิทธิภาพและคงทนยาวนาน สามารถแบ่งวิธีการปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียเซรามิกได้เป็น 3 วิธี ดังนี้

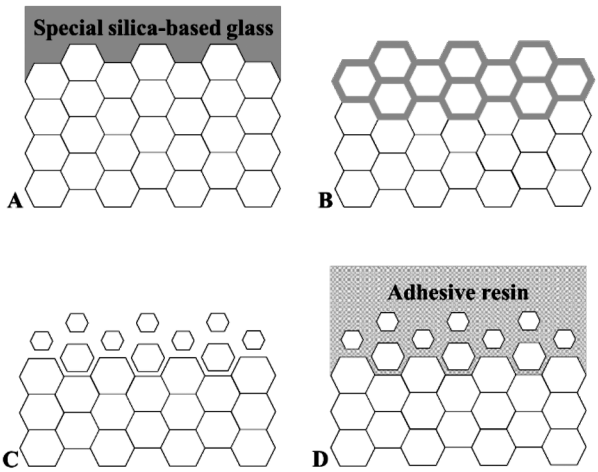
1. การปรับสภาพพื้นผิวเพื่อเพิ่มการยึดติดทางกล (mechanical aspect)

1.1 การทำให้พื้นผิวเซอร์โคเนียมีลักษณะขรุขระ (surface abrasion) เช่น การใช้หัวกรอหินกากเพชร (diamond stone) หรือการเป่าทราย (airborne particle abrasion) มีวัตถุประสงค์เพื่อเพิ่มพื้นที่ผิวสำหรับการเกิดการยึดติดเชิงกล ทำความสะอาดพื้นผิวเซอร์โคเนีย และเพิ่มความเปียก (wettability) ซึ่งเป็นวิธีที่ทำได้ง่ายในคลินิกทันตกรรม[20] จากการศึกษาของ Dérand และคณะในปี ค.ศ. 2000[19] พบว่าการกรอพื้นผิวของเซอร์โคเนียด้วยหัวกรอหินกากเพชรชนิดหยาบ (coarse diamond stone) ก่อนการยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์ สามารถเพิ่มคุณสมบัติการยึดติดได้เล็กน้อยใกล้เคียงกับการเป่าทรายร่วมกับการยึดด้วยเรซินซีเมนต์ และการกรอด้วยเข็มกรอกากเพชรทำให้ผิวของเซอร์โคเนียหยาบอย่างไม่เป็นระเบียบ อย่างไรก็ตามจากการศึกษาในปี ค.ศ. 2007 ของ

Blatz และคณะ[21] พบว่าการกรอเตรียมพื้นผิวของเซอร์โคเนียด้วยหัวขัดแผ่นกลมเคลือบผงอลูมินัมออกไซด์ (abrasive disc) ความหยาบ 600 กริท (grit) ก่อนการยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์ให้ค่าการยึดติดแบบเฉือน (shear bond strength) ต่ำที่สุด และค่าการยึดติดไม่แตกต่างจากกลุ่มของเซอร์โคเนียที่ไม่ผ่านการเตรียมพื้นผิวใด ๆ

การเป่าทราย เป็นการใช้อนุภาคอะลูมินาขนาด 50-110 ไมโครเมตร (micrometer; μm) ภายใต้แรงดันที่เหมาะสม 2.5 บาร์ (bar) เป่าบนพื้นผิวเซอร์โคเนีย[22,23] ทำให้พื้นผิวเซอร์โคเนียมีลักษณะหยาบขรุขระมากขึ้นส่งเสริมการยึดติดของเรซินซีเมนต์แบบเชิงกลระดับจุลภาค นอกจากนี้ยังเป็นการเพิ่มพื้นที่ผิว (surface area) พลังงานพื้นผิว (surface energy) และความเปียก ทำให้เรซินซีเมนต์ไหลแผ่ไปบนพื้นผิวเซอร์โคเนียได้ดีขึ้น[23,24] และการเป่าทรายสามารถกำจัดสิ่งปนเปื้อนที่เป็นสารอินทรีย์ (organic contaminants) ออกจากพื้นผิวเซอร์โคเนีย[25,26] อย่างไรก็ตามการเป่าทรายที่ไม่เหมาะสมอาจก่อให้เกิดความเสียหายต่อพื้นผิวเซอร์โคเนีย นำไปสู่การสะสมความเค้นและเกิดการแตกของชิ้นงานบูรณะได้[27,28,29] มีการศึกษาเกี่ยวกับความดันที่ใช้ในการเป่าทราย โดยทดสอบที่ความดัน 2 4 และ 6 บาร์ พบว่าการเพิ่มความดันมีผลให้พื้นผิวเซอร์โคเนียขรุขระมากขึ้น แต่ทำให้ความแข็งแรงของเซอร์โคเนียลดลง[30] ขณะที่ Kern และคณะ ในปี ค.ศ. 2009[31] ทดลองลดความดันที่ใช้ในการเป่าทรายจาก 2.5 บาร์ เป็น 0.5 บาร์ พบว่าพื้นผิวเซอร์โคเนียมีความขรุขระลดลง เพิ่มการยึดชิ้นงานโดยใช้ไพรเมอร์ที่มีมอนอเมอร์ทำงาน (functional monomer) ที่มีกลุ่มฟอสเฟต (phosphate group) พบว่ามีค่ากำลังยึดดึงไม่แตกต่างกันระหว่างความดันที่ใช้ในการเป่าทรายในทุกระยะเวลาที่ทดสอบชิ้นงาน เช่นเดียวกับการศึกษาของ Kern ในปี ค.ศ. 2015[18] ที่รายงานว่าการเป่าทรายด้วยความดันไม่เกิน 2.5 บาร์ ไม่ส่งผลเสียทางคลินิกต่อความแข็งแรงของชิ้นงานบูรณะเซอร์โคเนีย

1.2 การทำซีเล็คทิฟอินฟิลเทรชันเอทชิง (selective infiltration etching technique; SIE) เป็นวิธีการปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียโดยการเคลือบพื้นผิวด้วยแก้ว จากนั้นให้ความร้อน (heat-induced maturation process) เพื่อทำพรีสเตรสเกรนบาวน์ดารี (pre-stress grain boundary) เกิดการขยายตัวของเกรนบนพื้นผิวเซอร์โคเนีย



รูปที่ 2 *ขั้นตอนการทำซีเล็คทิฟอินฟิลเทรชันเอทชิง (A: เคลือบพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยแก้ว B: แก้วที่หลอมเริ่มแทรกซึมเข้าไปที่ยังบริเวณขอบเกรน C: กัดแก้วที่แทรกซึมไป D: แอดฮีซีพเรซินแทรกซึมและประสานกับพื้นผิวที่ถูกปรับสภาพ)*

Figure 2 *selective infiltration etching procedure (A: coating the surface with a special silica-based glass; B: molten silica-based glass starts to diffuse at the grain boundary regions; C: special glass is removed; D: adhesive resin penetrates and interlocks with the modified surface)*

(modified from Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. J Adhes Dent. 2011; 13(3):255-260[32])

และแก้วที่หลอมละลายแทรกซึมเข้าไปที่บริเวณขอบเกรน (grain boundary) สามารถควบคุมความหนาของชั้นแก้วให้มีการแทรกซึมอยู่เฉพาะในชั้นพื้นผิวที่แก้วหลอมสัมผัส จากนั้นจึงใช้กรดไฮโดรฟลูออริกกัดผิวของเซอร์โคเนียที่ผ่านการเตรียมพื้นผิวดังกล่าว ทำให้พื้นผิวที่เรียบของเซอร์โคเนียซึ่งยากต่อการยึดติดกลายเป็นพื้นผิวที่มีความหยาบมีพื้นที่ผิวเพิ่มขึ้นและง่ายต่อการยึดติดมากขึ้น[32] จากการศึกษาของ Aboushelib และคณะ ในปี ค.ศ. 2011[32] ได้ศึกษาเปรียบเทียบวิธีเตรียมผิวเซอร์โคเนียด้วยการทำซีเล็คทิฟอินฟิลเทรชันเอทชิงกับการเป่าทรายต่อค่าการยึดติดระหว่างเซอร์โคเนียกับเรซินซีเมนต์ที่มีส่วนผสมของมอนอเมอร์ทำงาน พบว่าการปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียด้วยวิธีซีเล็คทิฟอินฟิลเทรชันเอทชิง มีค่าการยึดดึงระดับ

จุลภาค (microtensile bond strength) สูงที่สุด และค่าการยึดติดของเซอร์โคเนียกลุ่มที่ได้รับการปรับสภาพพื้นผิวด้วยวิธีซีเล็คทิฟอินฟิลเทรชันเอทชิง ภายหลังการทำเทอร์โมไซคลิง (thermocycling) ที่ระยะเวลา 4 26 52 และ 104 สัปดาห์ ไม่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติต่างจากกลุ่มควบคุมและกลุ่มที่ใช้การเป่าทราย จากการส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope) พบว่าการปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียด้วยวิธีซีเล็คทีฟอินฟิลเทรชันเอทชิง มีข้อดีมากกว่าการปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยวิธีการเป่าทราย คือไม่ทำให้พื้นผิวของเซอร์โคเนียเสียหายเป็นหลุมร่องหรือรอยขีดข่วน และช่วยเพิ่มพื้นที่ผิวในการยึดติดเชิงกลระดับนาโน (nano-mechanical retention) สอดคล้องกับการศึกษาของ Casucci และคณะ ในปี ค.ศ. 2009[33] ที่พบว่าความขรุขระของผิวเซอร์โคเนียภายหลังการทำซีเล็คทิฟอินฟิลเทรชันเอทชิงเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการเป่าทราย หรือกัดด้วยกรดไฮโดรฟลูออริก

1.3 การกัดกร่อนด้วยสารเคมีที่ร้อน (hot chemical etching solution) คือ การใช้กรดกัดผิวเซอร์โคเนียเพื่อให้เกิดการยึดติดระดับจุลภาค (micro-retention) ที่บริเวณขอบเกรน โดยกรดที่ใช้สามารถกำจัดส่วนของอนุภาคออกไซด์ (oxide particle) ขนาดเล็กออก ทำให้พื้นผิวมีความขรุขระเพิ่มมากขึ้น การปรับสภาพพื้นผิวทำได้โดยจุ่มชิ้นงานลงในสารละลายที่ประกอบด้วยเมธานอล (methanol) ที่ทำหน้าที่เป็นตัวทำละลาย กรดไฮโดรคลอริก (hydrochloric acid) ความเข้มข้นร้อยละ 37 และเฟอร์ริกคลอไรด์ (ferric chloride) จากนั้นให้ความร้อนจนถึงอุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาที ล้างน้ำ 30 นาที และเป่าแห้ง[34,35] จากการศึกษาของ Casucci และคณะ ในปี ค.ศ. 2010[34] พบว่า การปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียด้วยวิธีการกัดกร่อนด้วยสารเคมีที่ร้อน ทำให้พื้นผิวเซอร์โคเนียเกิดความขรุขระมากกว่าการทำซีเล็คทิฟอินฟิลเทรชันเอทชิง ทำให้เพิ่มแรงยึดติดเชิงกลต่อเซอร์โคเนียได้ แต่มีข้อเสียคืออันตรายที่เกิดจากสารเคมีที่ร้อน[36]

1.4 การปรับสภาพพื้นผิวด้วยเลเซอร์ (laser treatment) เป็นการใช้เลเซอร์เพื่อเพิ่มความหยาบของพื้นผิวเซอร์โคเนียร์ ได้แก่ นีโอเนเดียมแย้กเลเซอร์ (Nd:YAG laser) และคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ (CO_2; carbondioxide laser)

การยิงนีโอเนเดียมแย้กเลเซอร์ลงบนพื้นผิวของเซอร์โคเนียทำให้พื้นผิวมีความร้อนสูงขึ้นจนเกิดการละลาย และเมื่อเย็นตัวลงที่อุณหภูมิห้องเกิดการหดตัวอย่างรวดเร็ว เกิดลักษณะตุ่มพองและรูพรุนบนพื้นผิวของเซอร์โคเนีย[37]

จากการศึกษาของ Spohr และคณะ ในปี ค.ศ. 2008 พบว่าการเตรียมพื้นผิวของเซอร์โคเนีย ด้วยการเป่าทรายและการใช้นีโอเนเดียมแย้กเลเซอร์ร่วมกับสารคู่ควบไซเลน มีแรงยึดดึงจุลภาคกับเรซินซีเมนต์ที่มากกว่าการเป่าทราย[38] นอกจากนี้การใช้นีโอเนเดียมแย้กเลเซอร์ร่วมกับการเป่าทรายยังให้ค่าแรงยึดติดกับเรซินซีเมนต์เพิ่มขึ้นมากกว่าการใช้นีโอเนเดียมแย้กเลเซอร์เพียงอย่างเดียว[37]

อย่างไรก็ตามในการศึกษาของ Akın และคณะ ในปี ค.ศ. 2011 พบว่าเซอร์โคเนียที่ผ่านการเตรียมพื้นผิวด้วยนีโอเนเดียมแย้กเลเซอร์มีแรงยึดเฉือนกับเรซินซีเมนต์ไม่ต่างจากกลุ่มที่เตรียมพื้นผิวด้วยการเป่าทรายและการใช้คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์[39] และจากการศึกษาของ Liu และคณะ ในปี ค.ศ. 2015 พบว่าพื้นผิวเซอร์โคเนียมีความหยาบเพิ่มขึ้นเมื่อเตรียมพื้นผิวด้วยนีโอเนเดียมแย้กเลเซอร์ที่มีพลังงาน 2 และ 3 วัตต์ (watt) ตามลำดับ แต่ค่าแรงยึดเฉือนกับเรซินซีเมนต์ไม่มีการเพิ่มขึ้นและมีค่าแรงยึดเฉือนต่ำกว่ากลุ่มที่เตรียมพื้นผิวด้วยการเป่าทรายร่วมกับการใช้เรซินซีเมนต์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ[40]

คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์เป็นเลเซอร์ที่นิยมใช้ในการเตรียมพื้นผิวของพอร์ซเลน (porcelain) ทำให้พื้นผิวมีความหยาบ โดยทำให้เกิดรอยแตกหักที่มีลักษณะละเอียด (choncoidal tear)[41] จากการศึกษาของ Ural และคณะ ในปี ค.ศ. 2012 พบว่าการใช้คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์พลังงาน 2 วัตต์ให้ค่าแรงยึดเฉือนระหว่างเซอร์โคเนียและเรซินซีเมนต์สูงกว่าการใช้พลังงาน 3 4 และ 5 วัตต์[41] จากการศึกษาพบว่าเซอร์โคเนียที่ถูกเตรียมพื้นผิวด้วยคาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์มีค่าการยึดติดกับเรซินซีเมนต์น้อยกว่าการเตรียมพื้นผิวด้วยการเป่าทรายและการใช้นีโอเนเดียมแย้กเลเซอร์[37,39,42] และพบว่าการใช้คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ที่มีพลังงาน 5 วัตต์ทำให้เกิดรอยร้าวบนผิวเซอร์โคเนียและไม่เกิดรอยแตกหักที่มีลักษณะละเอียด[37]

2. การปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียเพื่อเพิ่มการยึดติดทางเคมี (chemical aspect)

2.1 ระบบซิลิโค้ทเตอร์ (silicoater system) คิดค้นโดย Musil และ Tiller ในปี ค.ศ. 1984 เพื่อเพิ่มการยึดติดระหว่างโลหะและเรซินซีเมนต์ โดยการนำสารละลายเททระออกซีไซเลน (tetrathoxysilane) พ่นผ่านเปลวไฟ แล้วเผาร่วมกับแก๊สบิวเทน (butane gas) ภายใต้สภาวะที่มีออกซิเจน (oxygen) ไซเลนจะแยกตัวจากสารประกอบเดิมเป็นซิลิกาออกไซด์ (SiOx-C fragments) และไปเกาะกับพื้นผิวที่ต้องการ[43] แต่มีข้อเสีย คือ การปรับสภาพพื้นผิวด้วยระบบซิลิโค้ทเตอร์ ยังมีค่าใช้จ่ายที่สูง มีอุปกรณ์และวิธีการยุ่งยากเกินกว่าอุปกรณ์ที่ใช้ในงานทันตกรรมทั่วไป[20]

จากการศึกษาของ Qeblawi และคณะ ในปี ค.ศ. 2010[44] พบว่าการปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียด้วยระบบซิลิโค้ทเตอร์ร่วมกับการใช้สารคู่ควบไซเลนให้ค่ายึดติดแรงเฉือนระหว่างเรซินซีเมนต์กับเซอร์โคเนียสูงที่สุดเมื่อเทียบกับการปรับสภาพพื้นผิวด้วยการกรอพื้นผิวด้วยหัวกรอหินกากเพชรและการเป่าทราย ภายหลังผ่านการจำลองสภาวะความเสื่อม (artificial aging) ค่าการยึดติดลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Kern และคณะ ในปี ค.ศ. 1995[45] ซึ่งพบว่าค่าการยึดติดของการปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยระบบซิลิโค้ทเตอร์ภายหลังแช่ในน้ำลายเทียม 150 วัน และการทำเทอร์โมไซคลิงลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

2.2 การปรับสภาพพื้นผิวด้วยเทคโนโลยีพลาสมา (plasma technology) เป็นวิธีเพิ่มการยึดติดและปรับปรุงคุณสมบัติพื้นผิวของวัสดุหลายชนิดโดยเฉพาะวัสดุที่ใช้ในทางอุตสาหกรรม โดยการใช้พลาสมาซึ่งเป็นแก๊สที่มีสภาพเป็นไอออน (ion)[46,47,48]

จากการศึกษาของ Derand และคณะ ในปี ค.ศ. 2005[46] พบว่า การปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยการพ่นพลาสมา (plasma spraying) ร่วมกับเมทิลเฮกซาไดไซลอกเซน (methylhexadisiloxane) ให้ค่าการยึดติดของเรซินซีเมนต์กับเซอร์โคเนียมากกว่าการไม่เตรียมพื้นผิวถึง 3 เท่า และจากการศึกษาของ El-Shrkawy และคณะ ในปี ค.ศ. 2016[47] พบว่าการเคลือบซิลิกาบนพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยการพ่นพลาสมาร่วมกับการใช้สารคู่ควบไซเลน ให้ค่าการยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์กับเซอร์โคเนียมากกว่าการเตรียมพื้นผิวด้วยการเป่าทรายร่วมกับการใช้สารคู่ควบไซเลนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

2.3 วิธีเคลือบซิลิกาด้วยไอระเหย (vapor-phase deposition technique) คือการใช้แก๊สคลอโรไซเลน (chloro-silane gas) ร่วมกับไอน้ำ เพื่อให้โมเลกุลของแก๊สเกิดการตกสะสม (molecular vapor deposition) และเกิดการสร้างชั้นซิลิกอนออกไซด์เคลือบบนพื้นผิวของเซอร์โคเนีย[20] ร่วมกับการใช้สารคู่ควบไซเลนเพื่อเพิ่มการยึดติดทางเคมี จากการศึกษาของ Piascik และคณะ ในปี ค.ศ. 2009[49] พบว่าการปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียโดยวิธีเคลือบซิลิกาด้วยไอระเหยตามด้วยการทาผิวด้วยไซเลนทำให้ค่าการยึดติดระหว่างเซอร์โคเนียและเรซินซีเมนต์สูงขึ้น และพบว่าชั้นซิลิกอนออกไซด์ที่มีความหนา 2.3 นาโนเมตร (nanometer) มีค่าการยึดติดสูงกว่าชั้นซิลิกอนออกไซด์ที่มีความหนา 23 นาโน-เมตร เนื่องจากชั้นซิลิกอนออกไซด์ที่ตกสะสมในชั้นถัดมาจะไม่มีการดูดซับทางเคมีกับผิวเซอร์โคเนียทำให้เกิดพันธะทางเคมีน้อย

2.4 การใช้มอนอเมอร์ทำงาน[50] เป็นการใช้มอนอเมอร์ทำงานที่ปลายข้างหนึ่งสามารถยึดติดกับชั้นออกไซด์ของโลหะและปลายอีกข้างยึดกับเรซินซีเมนต์ ทำให้เกิดการยึดติดทางเคมีระหว่างเรซินซีเมนต์กับเซอร์โคเนีย มอนอเมอร์ทำงานได้แก่ กลุ่มอนุพันธ์ของกรดคาร์บอกซิลิก (carboxylic acid derivatives) และกลุ่มอนุพันธ์ของกรดฟอสฟอริก (phosphoric acid derivatives) โดยมอนอเมอร์ทำงานเป็นส่วนประกอบอยู่ในไพรเมอร์หรือเรซินซีเมนต์ที่ใช้ยึดชิ้นงานบูรณะ

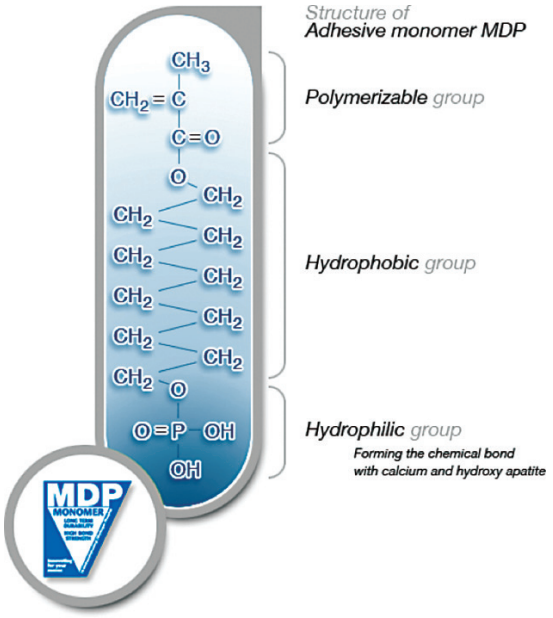
มอนอเมอร์ทำงานชนิดอนุพันธ์ของกรดคาร์บอกซิลิก ได้แก่ โฟร์เมตา (4-META; 4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride) ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ เช่น สารปรับสภาพพื้นผิวเมตาฟาสต์บอนดิงไลเนอร์ (METAFAST BONDING LINER, Sun Medical, Japan) และเรซินซีเมนต์ซุปเปอร์บอนด์ ซีแอนด์บี (SuperBond C&B, Sun Medical, Japan) แมกเท็น (MAC-10; 10-methacryloyloxydecamethylene malonic acid) ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ เช่น เรซินซีเมนต์บิสไทท์ทู (Bistite® II, Tokuyama Dental, Japan) และโฟร์เอท (4-AET; 4-acryloxyethyltrimellitic acid) ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ เช่น เรซินซีเมนต์เรซิเซ็ม (ResiCem™, Shofu, Japan) เป็นต้น

มอนอเมอร์ทำงานชนิดอนุพันธ์ของกรดฟอสฟอริก ได้แก่ ซิคซ์เอ็มพีเอชเอ (6-MPHA; 6-methacryloxyhexyl phosphonoacetate) ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ เช่น สารปรับ

สภาพพื้นผิวเอซีไพรเมอร์ (AZ Primer, Shofu, Japan) และเอ็มดีพี (MDP; 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ เช่น สารปรับสภาพพื้นผิวอัลลอยไพรเมอร์ (Alloy Primer®, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan) สารปรับสภาพพื้นผิวเคลียร์ฟิล-เซรามิกไพรเมอร์พลัส (Clearfil™ ceramic primer plus, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan) สารปรับสภาพพื้นผิวซีไพรม์พลัส (Z-PRIME™ Plus, Bisco, USA) สารยึดติดเคลียร์ฟิลเอสอีบอนด์ (Clearfil™ SE Bond, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan) สารยึดติดเคลียร์ฟิลไตร-เอสบอนด์พลัส (Clearfil™ S3 Bond Plus, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan) สารยึดติดสก็อตช์บอนด์-ยูนิเวอร์แซล (Scotchbond™ Universal, 3M ESPE, USA) เรซินซีเมนต์พานาเวียเอฟสองจุดศูนย์ (Panavia™ F 2.0, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan) เรซินซีเมนต์พานาเวียเอสเอซีเมนต์พลัส (Panavia™ SA Cement Plus, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan) และเรซินซีเมนต์สปีดเซ็ม (SpeedCEM™, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) เป็นต้น

เอ็มดีพี[50,51,52] เป็นมอนอเมอร์ทำงานที่มีกลุ่มฟอสเฟต ถูกพัฒนาขึ้นโดยบริษัทคูราเรย์ เมื่อปี ค.ศ. 1981 มีชื่อทางเคมีว่า เท็นเมทาไครโลอิลออกซีเดซิลไดไฮโดรเจนฟอสเฟต (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) ประกอบด้วย 3 ส่วน คือ ส่วนปลายด้านหนึ่งเป็นกลุ่มเมทาไครเลตที่มีพันธะคู่ สามารถเกิดปฏิกิริยาการเกิดพอลีเมอร์กับเรซินคอมโพสิตได้ ตรงกลางเป็นกลุ่มแอลคิลสายยาวที่ไม่ชอบน้ำ (hydrophobic alkyl chain) ทำหน้าที่รักษาสมดุลระหว่างสภาวะที่ชอบและไม่ชอบน้ำ และส่วนปลายอีกด้านหนึ่งเป็นกลุ่มฟอสเฟตที่ชอบน้ำและมีความเป็นกรด (hydrophilic phosphoric acid group) เป็นส่วนที่ทำให้มีการละลายแร่ธาตุและเกิดพันธะเคมีกับโครงสร้างฟันและออกไซด์ของโลหะและเซอร์โคเนีย (รูปที่ 3)

จากการศึกษาของ Kern และ Wegner ในปี ค.ศ. 1998[52] เปรียบเทียบค่าการยึดติดระหว่างเซอร์โคเนียและเรซินซีเมนต์โดยการปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยการเป่าทรายภายหลังระยะเวลาผ่านไป 150 วันและทำเทอร์โมไซคลิง พบว่าการใช้เรซินซีเมนต์พานาเวีย (Panavia, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan) และพานาเวีย 21



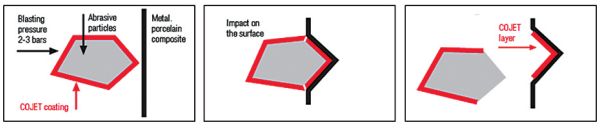
รูปที่ 3 *โครงสร้างของมอนอเมอร์กลุ่มทำงานเอ็มดีพี*

Figure 3 *structure of MDP functional monomer (from MDP monomer: Kuraray Noritake Dental Inc [URL of homepage on the Internet]. Tokyo: Available from: HYPERLINK "http://kuraraydental.com/key-technologies-innovations/mdp-monomer"http://kuraraydental.com/key-technologies-innovations/mdp-monomer with permission[51])*

(Panavia 21, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan) ซึ่งมีส่วนประกอบของหมู่ฟอสเฟต มีค่าการยึดติดที่สูงและพบว่าค่าการยึดติดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติภายหลังการจำลองสภาวะความเสื่อม จากผลการศึกษาดังกล่าวจึงมีการแนะนำให้ใช้เรซินซีเมนต์ที่มีเอ็มดีพีในการยึดชิ้นงานเซอร์โคเนีย

3. การปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียเพื่อเพิ่มการยึดติดทางกลร่วมกับทางเคมี (mechanical combined with chemical aspect)

3.1 การเป่าทรายร่วมกับการใช้ไพรเมอร์และหรือเรซินซีเมนต์ที่มีกลุ่มฟอสเฟตหรือคาร์บอกซิลิกเป็นมอนอเมอร์ทำงาน Yun และคณะ ในปี ค.ศ. 2010[53] ศึกษาผลของการเป่าทรายและการใช้เมทัลไพรเมอร์ต่อค่ากำลังยึดเฉือนระหว่างเรซินซีเมนต์และเซอร์โคเนีย โดยแบ่งการเตรียมพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยการเป่าทราย การใช้เมทัลไพรเมอร์ และการเป่าทรายร่วมกับใช้เมทัลไพรเมอร์ โดยใช้เมทัลไพรเมอร์ร่วมกับเรซินซีเมนต์ที่เป็นของบริษัทเดียวกับผู้ผลิตไพรเมอร์จำนวน 3 ชนิด พบว่าการเตรียมพื้นผิวเชิงเคมีด้วยเมทัล-ไพรเมอร์ทำให้การยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์กับเซอร์โคเนีย



รูปที่ 4 *กลไกการทำงานของระบบโคเจ็ท*

Figure 4 *mechanism of CoJet™ system*

(modified CoJet™: 3M ESPE [URL of database on the Internet]. Saint Paul. Available from: HYPERLINK "http://multimedia.3m.com/mws/media/358667O/cojet-intraoral-adhesive-repair.pdf" http://multimedia.3m.com/mws/media/358667O/cojet-intra-oral-adhesive-repair.pdf with permission[58])

ไม่มีความคงทนยาวนาน ขณะที่การเป่าทรายร่วมกับการใช้เมทัลไพรเมอร์ช่วยให้มีการยึดติดที่แข็งแรงและคงทนของวัสดุ โดยกลุ่มทดสอบที่ใช้อัลลอยไพรเมอร์ร่วมกับเรซินซีเมนต์พานาเวียเอฟสองจุดศูนย์ซึ่งมีเอ็มดีพีเป็นมอนอเมอร์ทำงานให้ค่ากำลังยึดสูงที่สุด ขณะที่เมทัลไพรเมอร์ชนิดอื่นที่มีมอนอเมอร์ทำงานกลุ่มซัลเฟอร์ (sulfur group) และคาร์บอกซิลิกมีประสิทธิภาพในการยึดติดกับเรซินซีเมนต์น้อยกว่า

Kitayama และคณะ ในปี ค.ศ. 2010[24] เปรียบเทียบกำลังยึดดึง (tensile bond strength) ระหว่างซิลิกาเซรามิกส์และเซอร์โคเนียที่ได้รับการเตรียมพื้นผิวโดยการเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมินาร่วมกับการใช้ไพรเมอร์กับเรซินซีเมนต์ที่เป็นของบริษัทเดียวกัน พบว่าไพรเมอร์ที่มีส่วนประกอบของสารไซเลนมีประสิทธิภาพในการเพิ่มการยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์กับซิลิกาเซรามิกส์ สำหรับเซอร์โคเนียพบว่าไพรเมอร์ที่มีประสิทธิภาพคือไพรเมอร์ที่มีส่วนประกอบของกรดฟอสฟอนิก (phosphonic acid monomer) หรือมอนอเมอร์ทำงานกลุ่มฟอสเฟต ได้แก่ ซิคซ์เอ็มพีเอชเอและเอ็มดีพี ขณะที่เรซินซีเมนต์ที่มีมอนอเมอร์ทำงานกลุ่มคาร์บอกซิลิก คือ แมกเท็นและโฟร์เอท ไม่มีประสิทธิภาพในการยึดติดเชิงเคมีกับเซอร์โคเนีย สอดคล้องกับการศึกษาของ Blatz และคณะ ในปี ค.ศ. 2004[23] ที่สรุปว่าการเตรียมพื้นผิวเซอร์โคเนียโดยการเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมินาร่วมกับการใช้สารคู่ควบไซเลนและสารยึดติดที่มีองค์ประกอบของเอ็มดีพีให้การยึดติดกับเรซินซีเมนต์ได้ดีที่สุด Lee และคณะ ในปี ค.ศ. 2015[54] พบว่าเรซินซีเมนต์ที่มีส่วนประกอบของมอนอเมอร์ทำงานกลุ่มฟอสเฟตมีค่ากำลังยึดเฉือนกับเซอร์โคเนียสูงกว่าเรซินซีเมนต์ที่ไม่มีส่วนประกอบของมอนอเมอร์ทำงานกลุ่มฟอสเฟต

Kern ในปี ค.ศ. 2015[18] ศึกษาความสำเร็จทางคลินิกของการยึดชิ้นงานบูรณะเซอร์โคเนียเปรียบเทียบกับการศึกษาในห้องทดลอง พบว่าการเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมโครเมตร ความดัน 2.5 บาร์ และใช้ไพรเมอร์ที่มีส่วนประกอบของอนุพันธ์ของกรดฟอสฟอริกร่วมกับเรซินซีเมนต์หรือใช้เรซินซีเมนต์ที่มีเอ็มดีพีเป็นส่วนประกอบอย่างเดียว มีอัตราการหลุด (debonding rate) ของชิ้นงานร้อยละ 4.8-6.3 และร้อยละ 7.1 ตามลำดับ ในระยะเวลา 64 เดือน โดยมีสาเหตุส่วนใหญ่มาจากอุบัติเหตุ พบว่าในทางคลินิกการเป่าทรายร่วมกับการใช้ไพรเมอร์และเรซินซีเมนต์ที่มีอนุพันธ์ของกรดฟอสฟอริกหรือเอ็มดีพีเป็นส่วนประกอบทำให้เกิดการยึดติดที่คงทนในระยะยาว ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาในห้องทดลองของกลุ่มทดสอบที่ไม่ได้รับการเป่าทรายมีอัตราการหลุดของชิ้นงานบูรณะร้อยละ 13.3 ในระยะเวลา 53 เดือน ดังนั้นการเป่าทรายก่อนทำการยึดชิ้นงานด้วยเอ็มดีพีไพรเมอร์ร่วมกับเรซินซีเมนต์ช่วยเพิ่มความคงทนของการยึดติดของชิ้นงานบูรณะ

Inokoshi และคณะ ในปี ค.ศ. 2014[55] ศึกษาเกี่ยวกับประสิทธิภาพในการยึดติดของเซอร์โคเนีย พบว่ากลุ่มทดสอบที่ไม่ได้ทดสอบความเสื่อมด้วยการทำเทอร์โมไซคลิงจำนวนมากกว่า 1,000 รอบหรือเก็บในน้ำเป็นเวลานานกว่า 2 เดือน การใช้ไพรเมอร์ที่มีเอ็มดีพีทำให้เซอร์โคเนียมีค่ากำลังยึดกับเรซินซีเมนต์สูงที่สุด ทั้งในกลุ่มเซอร์โคเนียที่เตรียมและไม่เตรียมพื้นผิวทางกล กลุ่มทดสอบที่ได้รับการทดสอบความเสื่อม พบว่าการทดสอบความเสื่อมมีผลต่อค่ากำลังยึดเมื่อเซอร์โคเนียไม่ได้รับการเตรียมพื้นผิวทางกล กลุ่มทดสอบที่ได้รับการเตรียมพื้นผิวทางกลร่วมกับการใช้ไพรเมอร์ที่มีเอ็มดีพีสามารถต้านทานต่อการทดสอบความเสื่อมได้มากที่สุด

3.2 ไตรโบเคมิคอลซิลิกาโคทติ้ง (tribochemical silica coating) เป็นวิธีปรับสภาพพื้นผิวของโลหะ และอะลูมินา หรือ เซอร์โคเนียเซรามิก ด้วยซิลิกา (silica) โดยใช้พลังงานทางกล (mechanical energy)[56,57] เพื่อให้เกิดพันธะทางเคมีร่วมกับการใช้สารคู่ควบไซเลน ระบบไตรโบเคมิคอลซิลิกาโคทติ้งที่ได้รับความนิยมในปัจจุบัน ได้แก่ ระบบโคเจ็ท (CoJet™ system, 3M ESPE, USA) และระบบโรคาเทค (Rocatec™ system, 3M ESPE, USA) เป็นต้น

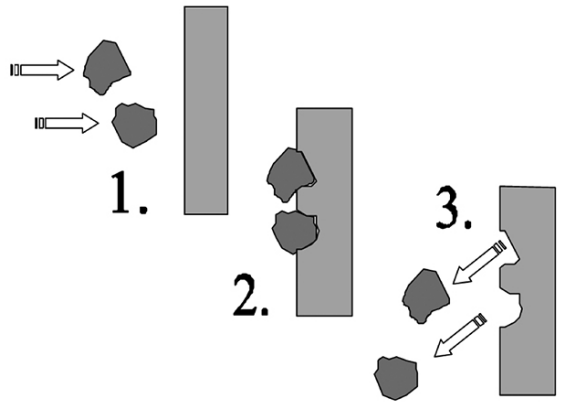
การปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียด้วยระบบโคเจ็ท เป็นวิธีการเป่าทรายด้วยผงอนุภาคอะลูมินาที่เคลือบผิวด้วยซิลิกา ขนาด 30 ไมโครเมตร โดยพ่นไปบนผิวของเซอร์-โคเนียภายใต้แรงดัน 2-3 บาร์ ทำให้อนุภาคซิลิกาฝังตัวบนพื้นผิวเซอร์โคเนียก่อนทาไซเลน เพื่อก่อให้เกิดการยึดติดและทำให้ผิวของเซอร์โคเนียเกิดการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาค (micro-mechanical retention) และทางเคมี[58]

ระบบโรคาเทค คือ การเป่าทรายด้วยโรคาเทคพรี (Rocatec™ Pre) ด้วยอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ (aluminium oxide particle) ขนาด 110 ไมโครเมตร บนพื้นผิวเซอร์โคเนีย เพื่อทำให้เกิดความหยาบระดับจุลภาค (microretentive roughness) และทำความสะอาดพื้นผิว (รูปที่ 6) ขั้นตอนต่อมาเป่าทรายด้วยโรคาเทคพลัส (Rocatec™ Plus) ซึ่งเป็นอนุภาคอะลูมินาที่เคลือบผิวด้วยซิลิกา ขนาด 110 ไมโครเมตร เกิดการเคลือบพื้นผิวด้วยซิลิกา หรือกรณีชิ้นงานบูรณะมีอัตราการสึกจากการเป่าทรายสูง แนะนำให้ใช้โรคาเทคซอฟท์ (Rocatec™ Soft) ซึ่งเป็นอนุภาคอะลูมินาที่เคลือบผิวด้วยซิลิกาขนาด 30 ไมโครเมตร ซึ่งให้ประสิทธิภาพการยึดติดใกล้เคียงกัน การพ่นด้วยอนุภาคอะลูมินาที่เคลือบผิวด้วยซิลิกาบนพื้นผิวเซอร์โคเนียผ่านการเตรียมพื้นผิวจากขั้นตอนแรกทำให้ผิวของเซอร์โคเนียมีความขรุขระเพิ่มขึ้น พร้อมทั้งเกิดการฝังตัวของอนุภาคซิลิกาบนพื้นผิวของเซอร์-โคเนีย[59] (รูปที่ 5)

จากการศึกษาของ Bielen และคณะ ในปี ค.ศ. 2015[60] พบว่าการปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยวิธีไตรโบเคมิคอลซิลิกาโคทติ้ง ให้ค่าการยึดติดและความคงทนของการยึดติด (bond durability) ของเรซินซีเมนต์กับเซอร์โคเนียที่สูงอย่างไรก็ตาม การปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยวิธีไตร-โบเคมิคอลซิลิกาโคทติ้งมีข้อด้อย คือ การฝังตัวของอนุภาคที่เคลือบด้วยซิลิกาทำได้ในปริมาณที่น้อย เนื่องจากพื้นผิวของเซอร์โคเนียมีความแข็งสูง สามารถแก้ปัญหาได้ด้วยการเพิ่มแรงดันในการพ่นอนุภาค[61] นอกจากนี้ยังพบว่าการปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยวิธีไตรโบเคมิคอลซิลิกาโคทติ้งทำให้เกิดรอยร้าวขนาดเล็ก เป็นสาเหตุให้เกิดการแตกหักของเซอร์โคเนียในภายหลัง สามารถแก้ไขได้ด้วยการยึดติดชิ้นงานบูรณะเซอร์โคเนียด้วยเรซินซีเมนต์ ซึ่งสามารถผสานรอยร้าวขนาดเล็กได้[62]

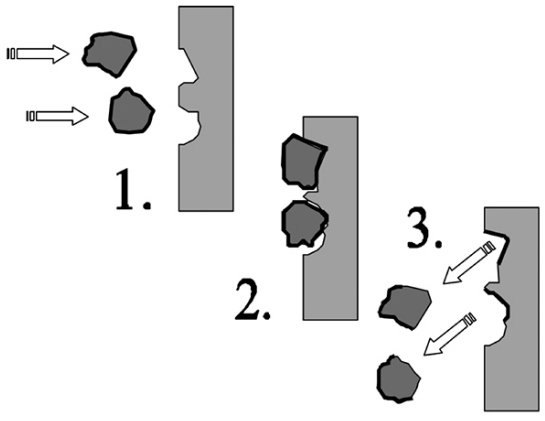
สรุป

การเลือกวิธีปรับสภาพพื้นผิวของเซอร์โคเนียเพื่อเพิ่มการยึดติด ควรคำนึงถึงปัจจัยสำคัญ 2 อย่างคือ ทำให้เกิดค่าการยึดติดระยะแรกที่สูงและมีความคงทนในระยะยาวระหว่างเซอร์โคเนียและเรซินซีเมนต์ เพราะการยึดชิ้นงานบูรณะเซอร์โคเนียด้วยเรซินซีเมนต์ในช่องปากมีหลายปัจจัยที่ทำให้การยึดติดลดลง เช่น การปนเปื้อนน้ำลาย การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ แรงจากการบดเคี้ยว เป็นต้น อย่างไรก็ตามภายใต้ข้อ



รูปที่ 5 *กลไกการทำงานของระบบโรคาเทค*

Figure 5 *Microblasting with Rocatec™ Pre*
(from Rocatec™: 3M ESPE [URL of database on the Internet]. Saint Paul: Available from: HYPERLINK: "http://multimedia.3m.com/mws/media/316727O/rocatectm-junior-bonding-system.pdf" http://multimedia.3m.com/mws/media/316727O/rocatectm-junior-bonding-system.pdf with permission [59])



รูปที่ 6 *กลไกการทำงานของระบบโรคาเทค*

Figure 6 *Ceramization with Rocatec™ Plus*
(from Rocatec™: 3M ESPE [URL of database on the Internet]. Saint Paul: Available from: HYPERLINK: "http://multimedia.3m.com/mws/media/316727O/rocatectm-junior-bonding-system.pdf" http://multimedia.3m.com/mws/media/316727O/rocatectm-junior-bonding-system.pdf with permission [59])

จำกัดของอุปกรณ์ต่าง ๆ แนะนำให้ใช้เรซินซีเมนต์ร่วมกับสารยึดติดที่มีมอนอเมอร์ทำงานกลุ่มฟอสเฟตเป็นองค์ประกอบช่วยปรับสภาพพื้นผิวเซอร์โคเนียด้วยวิธีทางเคมีร่วมกับการเป่าทราย ซึ่งเป็นการปรับสภาพพื้นผิวด้วยวิธีเชิงกลที่ง่ายและมีประสิทธิภาพในการยึดติดชิ้นงานเซอร์โคเนีย

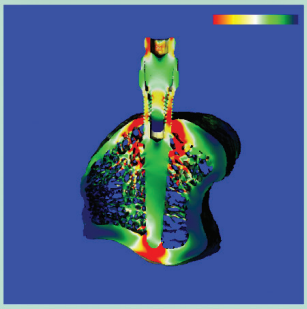
เอกสารอ้างอิง

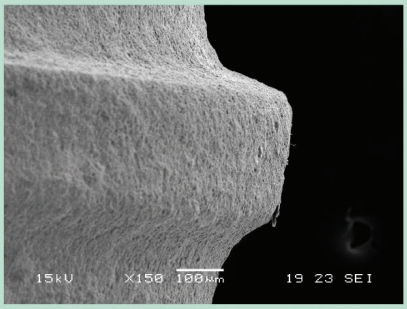
1. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013; 57(4): 236-261.
2. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A review. *Materials* 2010; 3(1): 351-368.
3. Özcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J* 2008; 27(1): 99-104.
4. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1), 1–25.
5. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20(5):449-456.
6. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258(8): 703-704.
7. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35(11): 819-826.
8. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
9. Kisi EH, Howard CJ. Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation. *Key Eng Mater* 1998; (153/154): 1-36.
10. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; 56 Suppl 1: 84-96.
11. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24(3): 289-298.
12. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: A current review. *Compend Contin Educ Dent* 2014; 35(3): 161-166.
13. Clarke IC, Manaka M, Green DD, et al. Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg* 2003; 85(suppl 4): 73-84.
14. Van Noort R. *Introduction to dental materials.* 4th ed. Edinburgh: Elsevier; 2013: 215-230.
15. Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update* 2005; 32(5): 251-4, 257-8, 260.
16. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5): 389-404.
17. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent* 2015; 17(1): 7-26.
18. Kern M. Bonding to oxide ceramics-laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater* 2015; 31(1): 8-14.
19. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; 13(2): 131-135.
20. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater* 2011; 27(1): 71-82.

21. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int* 2007; 38(9):745-753.
22. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 23(1): 45-50.
23. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 356-362.
24. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2010; 26(5): 426-432.
25. Yang B, Lange-Jansen HC, Scharnberg M, et al. Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater* 2008; 24(4): 508-513.
26. Yang B, Wolfart S, Scharnberg M, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2007; 86(8): 749-753.
27. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. Biomaterials. 2004; 25(11): 2153-2160.
28. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006; 19(5): 442-448.
29. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Van Thompson P. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 71(2): 381-386.
30. Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M. Effect of sandblasting and heat treatment on biaxial flexure strength of the zirconia/alumina nanocomposite. *Key Eng Mater* 2007; 330-332(1): 353-356.
31. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2009; 88(9): 817-822.
32. Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent* 2011; 13(3): 255-260.
33. Casucci A, Osorio E, Osorio R, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent* 2009; 37(11): 891-897.
34. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, et al. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater* 2010; 26(8): 751-760.
35. Ferrari M, Cagidiaco MC, Borracchini A, Bertelli E. Evaluation of a chemical etching solution for nickel–chromium–beryllium and chromium–cobalt alloys. *J Prosthet Dent* 1989; 62(5): 516-521.
36. Annamalai VE, Anantharamu BLA, Gokularathnam CV, Krishnamurthy R. Transformation behaviour of yttria tetragonal zirconia polycrystals in a MetaI-cutting environment. *Mater Sci Letts* 1991; 10(23): 1374-1376.
37. Paranhos MP, Burnett LH Jr, Magne P. Effect of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int* 2011; 42(1): 79-89.
38. Spohr AM, Borges GA, Júnior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg* 2008; 26(3): 203-8.

39. Akın H, Ozkurt Z, Kırmalı O, Kazazoglu E, Ozdemir AK. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg* 2011; 29(12): 797-802.
40. Liu L, Liu S, Song X, Zhu Q, Zhang W. Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers Med Sci* 2015; 30(2): 627-634.
41. Ural C, KalyoncuoĞlu E, Balkaya V. The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 2012; 70(6): 541-546.
42. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, Alikhani F, Razi R, Nateghifard A. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent.* 2015; 6(4): 294-300
43. Janda R, Roulet JF, Wulf M, Tiller HJ. A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mater* 2003;19(6): 567-573.
44. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA Jr. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent* 2010; 103(4): 210-220.
45. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995; 73(3): 240-249.
46. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005; 21(12): 1158-1162.
47. El-Shrkawya ZR, El-Hosaryb MM, Salehc O, Mandourd MH. Effect of different surface treatments on bond strength, surface and microscopic structure of zirconia ceramic. *Future Dental Journal* 2016; 2(1): 41-53.
48. Aruna ST, Balaji N, Rajam KS. Phase transformation and wear studies of plasma sprayed yttria stabilized zirconia coatings containing various mol% of yttria. *Mater Charact* 2011; 62(7): 697-705.
49. Piascik J, Swift E, Thompson J, Grego S, Stoner B. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater* 2009; 25(9): 1116-1121.
50. Sirimongkolwattana S. Metal adhesive primer. *CM Dent J* 2005; 26(1-2): 73-82.
51. MDP monomer: Kuraray Noritake Dental Inc [URL of homepage on the Internet]. Tokyo. Available from: HYPERLINK "http://kuraraydental.com/key-technologies-innovations/mdp-monomer"http://kuraraydental.com/key-technologies-innovations/mdp-monomer
52. Powers JM, O'Keefe KL. Guide to zirconia bonding essentials [monograph on the Internet]. Available from: HYPERLINK "ftp://ftp.endoco.com/Links/zirconia_bond_guide.pdf"ftp://ftp.endoco.com/Links/zirconia_bond_guide.pdf
53. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater* 2010; 26(7): 650-658.
54. Lee JJ, Kang CK, Oh JW, Seo JM, Park JM. Evaluation of shear bond strength between dual cure resin cement and zirconia ceramic after thermocycling treatment. *J Adv Prosthodont* 2015; 7(1): 1-7.

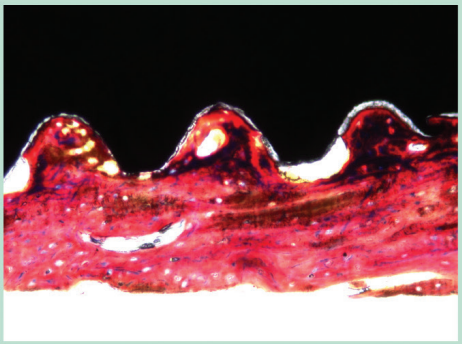
55. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res* 2014; 93(4): 329-334.
56. Xible AA, de Jesus Tavarez RR, de Arauho CRP, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006; 95(3): 224-229.
57. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006; 95(6): 430–436.
58. CoJet™: 3M ESPE [URL of database on the Internet]. Saint Paul. Available from: HYPERLINK "http://multimedia.3m.com/mws/media/358667O/cojet-intraoral-adhesive-repair.pdf" http://multimedia.3m.com/mws/media/358667O/cojet-intraoral-adhesive-repair.pdf
59. Rocatec™: 3M ESPE [URL of database on the Internet]. Saint Paul. Available from: HYPERLINK "http://multimedia.3m.com/mws/media/316727O/rocatectm-junior-bonding-system.pdf"http://multimedia.3m.com/mws/media/316727O/rocatectm-junior-bonding-system.pdf
60. Bielen V, Inokoshi M, Munck JD, Zhang F, Vanmeensel K, Minakuchi S, Vleugels J, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness to differently sandblasted dental zirconia. *J Adhes Dent* 2015; 17(3): 235-242.
61. Heikkinen TT, Lassila LVJ, Matinlinna JP, Vallittu PK. Effect of operating air pressure on tribochemical silica-coating. *Acta Odontol Scand* 2007; 65(4): 241-248.
62. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Bonding to silica-based ceramics: Clinical and laboratory guidelines. *Quintessence Dent Technol* 2002; 25: 54-62.

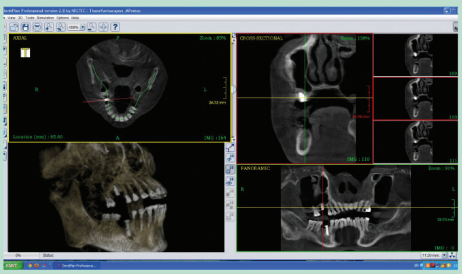




National Innovation Award 2015

Center of Excellence for Dental Implantology





Advance Research and Development
Master Degree and PhD. Programs
Complex Implant Treatment Services

Center of Excellence for Dental Implantology

Faculty of Dentistry ,Chiang Mai University

Tel. 053-944484 ,Email: implantcmu@gmail.com