

เซอโรโคเนียเซรามิก: เซรามิกทางเลือกสำหรับฟันเทียมบางส่วน ติดแน่นในฟันหลัง

พิรพงษ์ จันทร์พุ่ม

นักศึกษาปริญญาโท สาขาวิทยาศาสตร์สุขภาพช่องปาก
(ทันตกรรมบูรณะ)

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

บุญเลิศ กุ้เกียรติตระกูล

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชโนทัย เฮงตระกูล

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์บุญเลิศ กุ้เกียรติตระกูล

ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

อ.หาดใหญ่ จ. สงขลา 90112

โทร: 074-287703

โทรสาร: 074-429877

อีเมล: boonlert.k@psu.ac.th

บทคัดย่อ

บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่ออธิบายคุณสมบัติของเซอโรโคเนียเซรามิกและประโยชน์ทางทันตกรรม ซึ่งเป็นเซรามิกชนิดหนึ่งที่มีคุณสมบัติทางกลที่ดีเมื่อเปรียบเทียบกับเซรามิกชนิดอื่นในการใช้งานบูรณะฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดเซรามิกล้วนในฟันหลัง โครงสร้างระดับจุลภาคของเซอโรโคเนียเซรามิกประกอบด้วยวัฏภาคเทอร์โกโนลซึ่งเปลี่ยนเป็นมอโนคลินิกเมื่อเปลี่ยนอุณหภูมิและรับความเค้น ผลจากการเปลี่ยนวัฏภาคหรือกระบวนการทรานสฟอร์เมชันทัฟเฟนิงทำให้เซอโรโคเนียเซรามิกมีคุณสมบัติทางกลดีขึ้น ทำให้เหมาะสำหรับการใช้งานบูรณะในฟันหลัง นอกจากนี้ได้ทบทวนการเสื่อมของเซอโรโคเนียเซรามิกเมื่อสัมผัสน้ำหรือสารละลาย เพื่อเป็นข้อพึงระวังในการเลือกใช้เซอโรโคเนียเซรามิกต่อไป

บทนำ

การใส่ฟันทดแทนด้วยฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดโลหะเคลือบเซรามิก (ceramic-fused-to-metal fixed partial denture) เป็นการบูรณะฟันแบบหนึ่งที่ได้รับคามนิยมและให้ผลการรักษาดี อย่างไรก็ตาม ฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดโลหะเคลือบเซรามิกมีจุดด้อยที่มีโครงโลหะ ทำให้ขาดความโปร่งแสง (transparency) ส่งผลให้งานไม่สวยงามเหมือนฟันธรรมชาติ จึงได้มีการพัฒนาเซรามิกสำหรับงานบูรณะฟันชนิดเซรามิกล้วน (all-ceramic restoration) ที่ให้ความสวยงาม และพัฒนาความแข็งแรงให้สามารถรับแรงบดเคี้ยวได้มากขึ้น¹ ให้ความนิยมในการบูรณะฟันด้วยงานเซรามิกล้วนเพิ่มสูงขึ้น และมีการนำเซรามิกล้วนมาใช้บูรณะฟันหลังได้ทั้งงานครอบฟันและฟันเทียมบางส่วนติดแน่น อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาทางคลินิกพบความล้มเหลวของงานบูรณะฟันหลังชนิดเซรามิกล้วน อาทิเช่น ความล้มเหลวของฟันเทียมบางส่วนติดแน่นอินซีแรมอะลูมินา (In-Ceram Alumina) ซึ่งมีโครงอะลูมินาในฟันกรามน้อยและฟันกรามร้อยละ 35.0 ในระยะเวลา 3 ปี² นอกจากนี้จากการติดตามผลการใช้งานในทางคลินิกของฟันเทียมบางส่วนติดแน่นเอ็มเพรสทู (Empress 2) ซึ่งมีโครงสร้างของผลึกกึ่งเทียม-

ไดซิลิเกต (lithium disilicate) ในฟันหลังเป็นระยะเวลา 2 ปี พบการแตกหักของฟันเทียมบางส่วนติดแน่นร้อยละ 7.0^3 เช่นเดียวกับครอบฟันโปรเซรา (Procera) ในฟันหลังซึ่งมีโครงอะลูมินา พบครอบฟันแตกหักร้อยละ 5.0 ในระยะเวลา 5 ปี และมีอัตราความล้มเหลวของครอบฟันร้อยละ 1.2 ต่อปี⁴ จากความล้มเหลวดังกล่าวของงานบูรณะฟันชนิดเซรามิกล้วนในฟันหลัง แสดงถึงคุณสมบัติทางกลที่ไม่เพียงพอในการรองรับแรงบดเคี้ยวในช่องปาก จึงได้มีการนำเซอรโคเนียเซรามิกที่มีความแข็งแรงสูงมาใช้บูรณะงานครอบฟันและฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดเซรามิกล้วนทั้งในฟันหน้าและฟันหลัง

บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่ออธิบายคุณสมบัติของเซอรโคเนียเซรามิกในส่วนของการสร้างระดับจุลภาค คุณสมบัติทางกล การเชื่อม และการใช้งานทางทันตกรรม โดยเฉพาะอย่างยิ่งการใช้งานบริเวณฟันหลังที่มีแรงบดเคี้ยวสูง เพื่อเป็นทางเลือกหนึ่งสำหรับการบูรณะฟันหลังในงานครอบฟันและฟันเทียมบางส่วนติดแน่นด้วยงานเซรามิกล้วน

เซอรโคเนียเซรามิก

เซอรโคเนีย (Zirconia: ZrO_2) เป็นออกไซด์ของเซอรโคเนียม (Zirconium: Zr) ซึ่งเป็นธาตุทรานซิชัน เซอรโคเนียมีรากศัพท์มาจากภาษาอารบิกว่าซาร์กอน (Zargon) หมายถึงสีทอง คำนี้มาจากการประสมคำในภาษาเปอร์เซียสองคำ คือซาร์ (Zar) หมายถึงทอง และกัน (Gun) ซึ่งหมายถึงสี เซอรโคเนียถูกค้นพบโดย Klaproth นักเคมีชาวเยอรมันในปี พ.ศ. 2332 โดยพบจากผลิตภัณฑ์การเผาถ่านหิน ต่อมาในปี พ.ศ. 2512 Helmer และ Driskell ได้พัฒนาเซอรโคเนียเพื่อใช้หัวรูปลูกบอล (ball heads) สำหรับกระดูกเชิงกรานเทียม (total hip replacements: THR)⁵ และมีการพัฒนาเซอรโคเนียใช้เป็นอวัยวะเทียมมาจนถึงปัจจุบัน ในช่วงแรกของการพัฒนาเซอรโคเนียมีการผลิตในรูปของสารละลายของแข็ง (solid solution) ได้แก่ เซอรโคเนียมออกไซด์-แมกนีเซียมออกไซด์ (ZrO_2 -MgO) เซอรโคเนียมออกไซด์-แคลเซียมออกไซด์ (ZrO_2 -CaO) และเซอรโคเนียมออกไซด์-อิตเทรียมออกไซด์ (ZrO_2 - Y_2O_3) จากผลการวิจัยในระยะหลังได้มุ่งใช้งานเซอรโคเนียอิตเทรียมเซรามิก (Zirconia-Yttria ceramics) ที่มีโครงสร้างระดับจุลภาคของเกรนละเอียดเรียกว่าเทตระโกนัลเซอรโคเนีย-โพลีคริสตัล (Tetragonal Zirconia Polycrystal: TZP) เซรามิกชนิดนี้ได้ถูกกำหนดเป็นสิ่งปลูกฝังในทางศัลยกรรม (Implants for surgery) ตามมาตรฐานขององค์การมาตรฐานนานาชาติ (ISO) หมายเลข 13356⁵

โครงสร้างระดับจุลภาคของเซอรโคเนียเซรามิก

เซอรโคเนียบริสุทธิ์มีจุดหลอมเหลวสูง ($2,700^{\circ}C$) และนำความร้อนต่ำ เซอรโคเนียมีรูปร่างหลายแบบ (polymorphism) ได้แก่ มอโนคลินิก (monoclinic) ลูกบาศก์ (cubic) และเทตระโกนัล (tetragonal) การเปลี่ยนแปลงรูปร่างหรือวัฏภาค (phase transformation) เหล่านี้เกิดขึ้นขณะที่เผาเซอรโคเนียบริสุทธิ์รูปมอโนคลินิกที่อุณหภูมิห้อง เซอรโคเนียรูปนี้คงตัวจนถึงอุณหภูมิ $1,170^{\circ}C$ องศาเซลเซียส เมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นเซอรโคเนียรูปมอโนคลินิกจะเปลี่ยนเป็นวัฏภาคเทตระโกนัลที่มีความแน่นกว่าเดิมและทำให้ปริมาตรเปลี่ยนแปลง ส่งผลให้เกิดรอยร้าวภายในโครงสร้างของเซอรโคเนียเซรามิก และเมื่อถึงอุณหภูมิ $2,370^{\circ}C$ องศาเซลเซียส วัฏภาคเทตระโกนัลเปลี่ยนเป็นวัฏภาคลูกบาศก์ จากนั้นเมื่ออุณหภูมิเย็นลงในช่วง $1,070$ - $1,170^{\circ}C$ องศาเซลเซียส จะเกิดการเปลี่ยนวัฏภาคกลับจากเทตระโกนัลเป็นมอโนคลินิก การเปลี่ยนวัฏภาคกลับนี้ทำให้เซอรโคเนียเซรามิกมีปริมาตรเพิ่มขึ้นประมาณร้อยละ 3.0 - 4.0^5 ด้วยคุณสมบัตินี้ ได้มีการเติมออกไซด์ของโลหะบางชนิด เช่น แคลเซียมออกไซด์ (CaO) แมกนีเซียมออกไซด์ (MgO) ซิลิเนียมออกไซด์ (CeO_2) หรืออิตเทรียมออกไซด์ (Y_2O_3) ในสัดส่วนที่แน่นอนลงในเซอรโคเนียบริสุทธิ์เพื่อยับยั้งไม่ให้เกิดการเปลี่ยนวัฏภาคเกิดได้สมบูรณ์ ทำให้โครงสร้างของเซอรโคเนียบริสุทธิ์เปลี่ยนแปลงเป็นโครงสร้างที่มีหลายวัฏภาคที่อุณหภูมิห้องประกอบด้วยวัฏภาคลูกบาศก์เป็นหลัก และวัฏภาคมอโนคลินิกหรือเทตระโกนัลเป็นวัฏภาคย่อย วัฏภาคย่อยทั้งสองนี้พบบริเวณขอบเขตเกรนหรือภายในเกรนของแมทริกซ์ลูกบาศก์ (cubic matrix grain) จึงเรียกเซรามิกชนิดนี้ว่าพาร์เชียลสตีลสแทบิไลซ์เซอรโคเนีย (Partially Stabilized Zirconia: PSZ) ได้แก่ แคลเซียมแทบิไลซ์เซอรโคเนีย (Calcium Stabilized Zirconia) ซึ่งเติมแคลเซียมออกไซด์ร้อยละ 8.0 โดยโมล (ร้อยละ 3.81 โดยน้ำหนัก) แมกนีเซียมแทบิไลซ์เซอรโคเนีย (Magnesia Stabilized Zirconia) จากการเติมแมกนีเซียมออกไซด์ร้อยละ 8.0 โดยโมล (ร้อยละ 2.77 โดยน้ำหนัก) และอิตเทรียมแทบิไลซ์เซอรโคเนีย (Yttria Stabilized Zirconia: ZrO_2 - Y_2O_3) ซึ่งเติมอิตเทรียมออกไซด์ร้อยละ 2.0-3.0 โดยโมล (ร้อยละ 5.4-7.1 โดยน้ำหนัก)⁵ ลงในเซอรโคเนียบริสุทธิ์

อิตเทรียมแทบิไลซ์เซอรโคเนียเป็นระบบเซรามิกที่มีโครงสร้างแตกต่างจากพาร์เชียลสตีลสแทบิไลซ์เซอรโคเนียชนิดอื่น กล่าวคือการเติมอิตเทรียมออกไซด์ในเซอรโคเนียทำให้เกิดวัฏภาคเทตระโกนัลที่อุณหภูมิห้องเพียงอย่างเดียว จึงเรียกพาร์เชียลสตีลสแทบิไลซ์เซอรโคเนียชนิดนี้ว่าอิตเทรียมเทตระโกนัลเซอรโคเนีย-โพลีคริสตัล (Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal: Y-TZP)

หรือทริวาย-ทีซีพี (3Y-TZP) ซึ่งมาจากการเติมอิตเทรียมออกไซด์ร้อยละ 3.0 โดยโมล วัสดุภาคเทอร์โกนัลอยู่ในรูปกึ่งเสถียร (metastable) ซึ่งเป็นรูปที่มีการเก็บกักพลังงานไว้ภายใน พลังงานส่วนนี้เป็นพลังงานที่พร้อมจะผลักดันให้เกิดการเปลี่ยนรูปกลับคืนสู่วัสดุภาคโมโนคลินิกเมื่อกระตุ้น สัดส่วนของวัสดุภาคเทอร์โกนัลในทริวาย-ทีซีพีที่คงตัวที่อุณหภูมิห้องขึ้นอยู่กับขนาดของเกรนอย่างมาก โดยขนาดเกรนที่มากกว่า 1 ไมครอน ทริวาย-ทีซีพีจะไม่เสถียรและเปลี่ยนจากวัสดุภาคเทอร์โกนัลเป็นโมโนคลินิกได้ง่าย⁶ นอกจากนี้ยังขึ้นกับปริมาณอิตเทรียมออกไซด์และระดับแรงที่ถูกกระทำ ปัจจัยเหล่านี้ส่งผลต่อคุณสมบัติทางกลและทำให้ทริวาย-ทีซีพีมีคุณสมบัติทางกลที่สูงเมื่อเทียบกับวัสดุชนิดอื่น ดังตารางที่ 1 และ 2

ผลของการเปลี่ยนวัสดุภาคเทอร์โกนัลและโมโนคลินิก (Tetragonal-monoclinic transformation)

คุณสมบัติทางกลของทริวาย-ทีซีพีสามารถปรับปรุงได้โดยการกระจายของวัสดุภาคโมโนคลินิกอย่างเหมาะสม การเปลี่ยนวัสดุภาคจากเทอร์โกนัลเป็นโมโนคลินิกช่วยเพิ่มกำลังดัดขวางและพลังงานแตกหัก (fracture toughness) ของทริวาย-ทีซีพี โดยวัสดุภาคเทอร์โกนัลที่กระจายตัวอยู่ในเมทริกซ์ลูกบาศก์สามารถเปลี่ยนเป็นวัสดุภาคโมโนคลินิกได้เมื่อถูกกระตุ้นด้วยแรงภายนอก เมื่อวัสดุภาคเทอร์โกนัลเปลี่ยนเป็นโมโนคลินิกจะเกิดการขยายตัวของวัสดุภาคในทิศทางตรงข้ามกับทิศของรอยร้าว พลังงานที่เกิดขึ้นจากการเปลี่ยนวัสดุภาคดังกล่าวมีปริมาณสูงกว่าพลังงานที่ทำให้รอยร้าวขยายตัว ทำให้เกิดแรงอัด (compressive force) รอบรอยร้าว ส่งผลให้ลดหรือหยุดการขยายตัวของรอยร้าว กระบวนการนี้เรียกว่า ทรานส์ฟอร์เมชันทัฟเฟนิง (transformation toughening)⁷ ด้วยคุณสมบัตินี้ทำให้เซอร์โคเนียเซรามิกมีคุณสมบัติทางกลสูงขึ้น

นอกจากนี้ การเปลี่ยนวัสดุภาคจากเทอร์โกนัลเป็นโมโนคลินิกบนผิวของทริวาย-ทีซีพีทำให้เกิดชั้นแรงอัดบนพื้นผิว ซึ่งกระตุ้นให้เกิดการเปลี่ยนแปลงวัสดุภาคเทอร์โกนัลบนพื้นผิวของทริวาย-ทีซีพีไม่ได้เกิดจากความเครียดในชั้นเมทริกซ์ แต่เกิดจากกระบวนการผลิต ได้แก่ การขัดถู ชั้นแรงอัดนี้มีความหนาหลายไมครอน การเกิดลักษณะเช่นนี้ทำให้คุณสมบัติทางกลสูงขึ้น อย่างไรก็ตาม การเปลี่ยนวัสดุภาคเทอร์โกนัลเป็นโมโนคลินิกบนผิวของทริวาย-ทีซีพีอย่างต่อเนื่องส่งผลให้เกิดรอยร้าวบนผิวได้⁵

การเสื่อมหรือการกร่อนของเซอร์โคเนียเซรามิก (The degradation or corrosion of zirconia ceramic)

โดยทั่วไปการเสื่อมของเซรามิกในสภาวะสิ่งแวดล้อมในช่องปากเป็นภาวะที่เกิดขึ้นเมื่อเซรามิกสัมผัสสิ่งแวดล้อมที่เป็นน้ำหรือสารเคมี กลไกการเกิดกระบวนการเสื่อมหรือการกร่อนของเซรามิกเกิดจากน้ำหรือสารละลายอื่นทำลายวัสดุภาคแก้ว โดยเกิดการแลกเปลี่ยนไอออนระหว่างอัลคาไลน์ไอออนในแก้วกับไฮโดรเจนไอออนในน้ำ โดยไฮโดรเจนไอออนจากน้ำแพร่เข้าสู่แก้วแล้วทำปฏิกิริยากับออกซิเจนอะตอมที่ไม่ได้สร้างพันธะ (nonbridging oxygen) เกิดเป็นไฮดรอกซิลไอออนซึ่งแพร่ออกมาพร้อมกับอัลคาไลน์ไอออนเพื่อปรับสภาพประจุไฟฟ้า กลไกดังกล่าวทำให้รอยร้าวที่พบโดยทั่วไปในเซรามิกขยายตัวขึ้นจากการที่ไฮโดรเจนไอออนทำปฏิกิริยาที่ตำแหน่งยอดของรอยร้าว เรียกกระบวนการนี้ว่า ปรากฏการณ์ขยายตัวของรอยร้าวได้จุดวิกฤต (subcritical crack growth phenomenon) หรือเกิดร่วมกับการรับแรง ผลที่ตามมาของการเสื่อมของเซรามิกได้แก่ พื้นผิวขรุขระขึ้น ส่งผลให้พื้นผิวสึกกร่อนมากขึ้น แผ่นคราบจุลินทรีย์เกาะได้ง่ายขึ้น⁸ และกำลังดัดขวางลดลง⁹

การเสื่อมของเซอร์โคเนียเซรามิกมีลักษณะแตกต่างจากเซรามิกโดยทั่วไป เนื่องจากเซอร์โคเนียเซรามิกไม่มีองค์ประกอบของแก้ว แต่จะตอมมีการเรียงตัวหนาแน่น การเสื่อมหรือการกร่อนของเซอร์โคเนียเซรามิกมีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนวัสดุภาคเทอร์โกนัลเป็นโมโนคลินิกอย่างต่อเนื่อง การเปลี่ยนแปลงที่ต่อเนื่องนี้เกิดได้ในภาวะที่เซรามิกสัมผัสกับภาวะสิ่งแวดล้อมที่เป็นสารละลายหรือความชื้นที่อุณหภูมิ 150-400 องศาเซลเซียสในภาวะที่มีไอน้ำ^{5,10} โดยเกิดการเปลี่ยนแปลงที่ต่อเนื่องของวัสดุภาคเทอร์โกนัลเป็นโมโนคลินิก ทำให้วัสดุภาคโมโนคลินิกเพิ่มปริมาณ เกิดรอยร้าวในระดับมหภาคและจุลภาค ซึ่งเริ่มที่พื้นผิวของเซรามิก แล้วขยายเข้าสู่ด้านในของชิ้นเซรามิก ส่งผลให้กำลังดัดขวาง และความหนาแน่นลดลง การลดขนาดเกรนและ/หรือการเพิ่มความเข้มของออกไซด์สามารถลดอัตราการเปลี่ยนแปลงของวัสดุภาคเทอร์โกนัลเป็นโมโนคลินิกได้⁵ มีรายงานการศึกษาเกี่ยวกับการกร่อนของทริวาย-ทีซีพี พบว่าเมื่อทริวาย-ทีซีพีระบบเดนเซอร์ (Denzir) สัมผัสน้ำที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส และสัมผัสกรดอะซิติกความเข้มข้นร้อยละ 4.0 ที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลา 18 ชั่วโมง การกร่อนของทริวาย-ทีซีพีไม่พบการเปลี่ยนแปลงขององค์ประกอบของแร่ธาตุพื้นผิว¹¹ นอกจากนี้

Ardlin¹² ได้ศึกษาผลของการสัมผัสสารเคมีหรือความคงทนต่อสารเคมีต่อการเปลี่ยนแปลงกำลังดัดขวางและพื้นผิวของทรีวาย-ทีซีพีระบบเดนเซอร์ (Denzir) เปรียบเทียบกับเฟลด์สปาทิก-พอร์ซเลน โดยแช่ชิ้นตัวอย่างทรีวาย-ทีซีพีในกรดอะซิติกความเข้มข้นร้อยละ 4.0 ที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 168 ชั่วโมง และศึกษาผลของสแทนัสฟลูออไรด์ความเข้มข้นร้อยละ 8.0 ต่อการเปลี่ยนแปลงของเซรามิกเมื่อแช่ไว้ 20 นาที พบว่าการสัมผัสสารเคมีที่มีฤทธิ์กัดกร่อนทั้งสองชนิดไม่ทำให้กำลังดัดขวางของทรีวาย-ทีซีพีลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ .05 และพบว่าหลังจากแช่ในกรดอะซิติก พื้นผิวของทรีวาย-

ทีซีพีมีการยกตัวขึ้นเล็กน้อย ปรากฏการณ์ดังกล่าวเกิดจากเกรนเทหระโกนัลเปลี่ยนเป็นมอโนคลินิก ซึ่งพบว่าบนพื้นผิวของทรีวาย-ทีซีพีหลังจากสัมผัสกับกรดอะซิติกพบเกรนมอโนคลินิกร้อยละ 20.0-25.0 ของพื้นผิวเซรามิกทั้งหมดเมื่อเปรียบเทียบกับพื้นผิวเซรามิกก่อนแช่ในกรดอะซิติกที่พบเกรนมอโนคลินิกเพียงร้อยละ 2.0 เห็นได้ว่าการแช่ทรีวาย-ทีซีพีในกรดอะซิติกในการทดลองนี้ ซึ่งเป็นการจำลองภาวะการเสื่อมของการใช้งานเซรามิกที่ต้องสัมผัสสิ่งแวดล้อมที่เป็นของเหลว ทำให้เกรนเปลี่ยนแปลง นอกจากนี้ การสัมผัสสแทนัสฟลูออไรด์เป็นระยะเวลา 20 นาที ไม่ได้ส่งผลต่อพื้นผิวทรีวาย-ทีซีพี จากผลการทดลองดังกล่าวสรุปได้ว่า การ

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของอิตเตริมเททราโกนอลเซอร์โคเนียโพลีคริสตัลไลน์เซรามิกเปรียบเทียบกับวัสดุอื่น⁵
Table 1 Properties of Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal compared with other materials⁵

material	Young's modulus (GPa)	Strength (MPa)	Vicker's hardness number
Ti 6Al4V	110	800	100
CoCr alloy	230	700	300
TZP	210	900-1200	1200
Alumina	380	>500	2200

CoCr = Cobalt-chromium

TZP = Tetragonal Zirconia Polycrystal

ตารางที่ 2 คุณสมบัติทางกลของระบบเซรามิกที่ใช้ในงานฟันเทียมบางส่วนติดแน่น¹²

Table 2 Mechanical properties of all-ceramic systems for fixed partial dentures¹²

System (manufacturer)	Core material	Flexural strength (MPa)	Fracture toughness (MPa/m ^{1/2})
Cercon (Dentsply Ceramco, Burlington, NJ)	Y-TZP	900-1200	9-10
DCS-Precident DC-Zirkon (Dentsply Austenal, York, PA)	Y-TZP	900-1200	9-10
Lava (3M ESPE, St.Paul, MN)	Y-TZP	900-1200	9-10
Empress 2 (Ivoclar North America, Amherst, NY)	Lithium disilicate	300-400	2.8-3.5
In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrick, Bad Sackingen, Germany)	Glass-infiltrated alumina	236-600	3.1-4.61
In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrick, Bad Sackingen, Germany)	Glass-infiltrated alumina with 35 % PSZ	421-800	6-8
Procera AllCeram (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)	Densely sintered high-purity alumina	487-699	4.48-6

Y-TZP = Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycrystal

PSZ = Partially Stabilized Zirconia

เสื่อมหรือการกร่อนทำให้เกิดการเปลี่ยนวัสดุภาคเทอร์โกนัลเป็นมอโนคลินิกเฟสที่พื้นผิวในระดับต่ำ และไม่ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงความแข็งแรงของเซอโรโคเนียเซรามิก

เซอโรโคเนียเซรามิกทางทันตกรรม

ในปี พ.ศ. 2538 ทรีวาย-ทีซีพีถูกนำมาใช้ทางทันตกรรมโดยใช้เป็นเดือยฟันสำหรับบูรณะฟันรักษาราก¹³ และพบว่าให้ผลการทดสอบในห้องปฏิบัติการดี¹⁴⁻¹⁵ นอกจากนี้ทรีวาย-ทีซีพีถูกใช้เป็นหลักยึด (abutment) ของรากเทียม และด้วยคุณสมบัติทางกลที่ดีได้นำมาใช้เป็นโครงสำหรับงานบูรณะชนิดเซรามิกล้วน^{16,17} โดยเฉพาะอย่างยิ่งในตำแหน่งฟันหลังที่รับแรงบดเคี้ยวมากกว่าฟันหน้า ผลการใช้งานในคลินิกเป็นเวลา 53.4 ± 13 เดือน มีอัตราการอยู่รอดร้อยละ 97.8¹⁸ ปัจจุบันทรีวาย-ทีซีพีมีหลายระบบ ได้แก่ โปรเซราอลเซอร์คอน (Procera AllZirkon; Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) เดนเซอร์ (Denzir; Cadesthetics AB, Skelleftea, Sweden) ดีซีเซอร์คอน (DC-Zirkon; DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) เซอร์คอน (Cercon; Dentsply Ceramco, Burlington, NJ, USA) ลาวา (Lava; 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) และอีแมกซ์ (e.max; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

สิ่งที่ต้องคำนึงถึงในการนำทรีวาย-ทีซีพีมาใช้ในการบูรณะในฟันหลังคือคุณสมบัติทางกล ทรีวาย-ทีซีพีมีคุณสมบัติทางกลที่เหนือกว่าเซรามิกชนิดอื่น ค่ากำลังดัดขวางและพลังงานแตกหักมีค่าประมาณ 900-1,200 เมกะปาสคาลและ 9-10 เมกะปาสคาลต่อรากที่สองของเมตรตามลำดับ ซึ่งมีค่าสูงกว่าโปรเซรา (เซรามิกชนิดมีโครงอะลูมินา) 2 เท่า และสูงกว่าเอ็มเพรสทู (เซรามิกชนิดมีโครงลิเทียมไดซิลิเกต) 3 เท่า¹⁶ (ตารางที่ 2) คุณสมบัติที่ดีดังกล่าวเป็นผลจากคุณสมบัติทรานสปอร์เมชันที่ฟเฟนนิ่งของทรีวาย-ทีซีพี อย่างไรก็ตาม แม้ทรีวาย-ทีซีพีมีคุณสมบัติทางกลสูง แต่มีข้อด้อยคือความทึบแสงสูง และสีไม่สวยงามเหมือนฟันธรรมชาติ ดังนั้น การสร้างฟันเทียมบางส่วนติดแน่นจึงใช้ทรีวาย-ทีซีพีเป็นแกน และใช้วีเนียร์เซรามิกพอกทับ เพื่อสร้างรูปร่าง ลักษณะ และสีของฟันเทียมให้เหมือนฟันธรรมชาติมากที่สุด^{16,19} ซึ่งจากผลการศึกษาโดย Tinschert และคณะ⁹ พบว่าโครงเซรามิกกับชั้นฟันเทียมบางส่วนติดแน่นที่พอกทับวีเนียร์เซรามิกบนโครงเซรามิกของทรีวาย-ทีซีพีระบบดีซีเซอร์คอน (DC-Zirkon) ที่มีโครงทรีวาย-ทีซีพีและใช้เฟลด์สปาทิกพอร์ซเลนเป็นวีเนียร์เซรามิก มีค่าความต้านทานการแตกหัก (fracture resistance) สูงกว่าเอ็มเพรสวันและทู อินซีแรมอะลูมินา และอินซีแรมเซอโรโคเนียอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ

.05 และพบว่าชั้นฟันเทียมบางส่วนติดแน่นที่พอกทับด้วยวีเนียร์เซรามิกแล้วมีความต้านทานการแตกหักสูงกว่าโครงเซรามิกที่ไม่พอกทับด้วยวีเนียร์เซรามิกอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ .05 ซึ่งเป็นผลจากการยึดติดที่ติระหว่างวีเนียร์เซรามิกกับโครงเซอโรโคเนีย และเมื่อเปรียบเทียบแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักของทรีวาย-ทีซีพีกับแรงบดเคี้ยวในช่องปาก ซึ่งมีค่า 216-890 นิวตัน²⁰ พบว่าเซรามิกชนิดนี้สามารถต้านทานต่อแรงบดเคี้ยวในช่องปากได้

การยึดติดระหว่างวีเนียร์เซรามิกกับโครงเซรามิกเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญต่อความสำเร็จของงานบูรณะชนิดเซรามิกล้วน ทรีวาย-ทีซีพี ผลการศึกษาโดย Al-Dohan และคณะ²¹ พบว่าทรีวาย-ทีซีพีที่มีการยึดติดที่ดีกับวีเนียร์เซรามิก อย่างไรก็ตามจากการศึกษาพบว่าชั้นตัวอย่างที่ทำของงานบูรณะชนิดเซรามิกล้วนซึ่งสร้างเป็นชั้นของโครงเซรามิกทับด้วยวีเนียร์เซรามิกพบการแตกหักของวีเนียร์เซรามิกได้ง่ายเมื่อวีเนียร์เซรามิกอยู่ภายใต้แรงดึง^{22,23} ดังนั้นการศึกษาของ White และคณะ²⁴ ได้ข้อแนะนำว่าการออกแบบฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดเซรามิกล้วนควรออกแบบให้มีโครงเซอโรโคเนียหนาและมีชั้นของเฟลด์สปาทิกพอร์ซเลนบางเพื่อลดอิทธิพลของแรงดึง และมีข้อแนะนำว่าไม่ควรพอกเฟลด์สปาทิกพอร์ซเลนบริเวณใต้ต่อส่วนโงหรือบริเวณอื่นของฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดเซรามิกที่อาจเกิดแรงดึงสูงอันอาจส่งผลให้ชิ้นงานเซรามิกแตกหักได้

อุณหภูมิวิกฤตที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนวัสดุภาคเทอร์โกนัลเป็นมอโนคลินิกคือ 200-300 องศาเซลเซียส⁵ ดังนั้นการสร้างชิ้นงานฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดเซรามิกล้วนที่มีโครงเซอโรโคเนียและพอกทับด้วยเฟลด์สปาทิกพอร์ซเลนแล้วเผาที่อุณหภูมิสูงในกระบวนการเผาอาจส่งผลต่อการเปลี่ยนวัสดุภาคเทอร์โกนัลเป็นมอโนคลินิก Sundh Molin และ Sjogren²⁵ ศึกษาอิทธิพลของกระบวนการให้ความร้อน (heat treatment) และการเผาวีเนียร์เซรามิกของฟันเทียมบางส่วนติดแน่นในฟันหลังที่มีโครงทรีวาย-ทีซีพีระบบเดนเซอร์ (Denzir) ต่อการเปลี่ยนแปลงพลังงานแตกหัก พบว่าการทำความร้อนและการเผาวีเนียร์เซรามิกทำให้พลังงานแตกหักของเซอโรโคเนียเซรามิกลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ .05 แต่การให้แรงกดในน้ำไม่ได้ทำให้พลังงานแตกหักลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ .05 ผลของการทำความร้อนและการเผาวีเนียร์เซรามิกที่ทำให้พลังงานแตกหักลดลง อธิบายได้จากการกลิ้งเซอโรโคเนียเซรามิกทำให้เกิดแรงอัดบนผิวเซรามิก²⁶ และเมื่อเซอโรโคเนียเซรามิกผ่านการทำความร้อนหรือการเผาวีเนียร์เซรามิกจะปล่อยแรงเค้นที่เหลือ (residual stresses) ออกมา ส่งผลให้ผิวของเซรามิกสูญเสียภาวะ

ที่อยู่ภายใต้แรงกดซึ่งเป็นภาวะที่ทำให้เซรามิกมีความแข็งแรงหรืออาจเกิดจากการทำความร้อนหรือการเผาวิเนียร์เซรามิกทำให้เปลี่ยนวัฏภาคเทอร์โกนัลเป็นมอโนคลินิก ส่งผลให้สัดส่วนของวัฏภาคเทอร์โกนัลน้อยลงหรือขนาดเกรนของเซรามิกเปลี่ยนไป การเกิดทรานสฟอร์เมชันทัฟเฟนิงลดลงเมื่อรับแรงส่งผลให้พลังงานแตกหักลดลง⁵

การรับแรงของทวีราย-ทีซีพีในช่องปากเป็นสิ่งที่บ่งบอกถึงการใช้งานจริงภายใต้แรงกดเคี้ยวในภาวะแวดล้อมที่เป็นของเหลว (น้ำลายหรือน้ำ) การรับแรงกดเคี้ยวในช่องปากเป็นการรับแรงอย่างต่อเนื่อง ซึ่งการรับแรงแบบนี้ของทวีราย-ทีซีพีในสิ่งแวดล้อมที่เป็นน้ำหรือเปียกชื้น ส่งผลให้รอยร้าวขยายเพิ่มมากขึ้น^{1,20,27} นอกจากนี้การเกิดรอยร้าวในวิเนียร์เซรามิกในครอบฟันและฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดเซรามิกล้วนมักเกิดรอยร้าวในตำแหน่งใกล้ผิวหรือบนผิวของวิเนียร์เซรามิก²⁷ การเกิดรอยร้าวลักษณะนี้เกิดจากการกระจายแรงที่ไม่ดีในเซรามิกที่สัมพันธ์กับขนาดและปริมาณของรอยร้าวในเซรามิก¹ Studart และคณะ²⁸ ได้จำลองการใช้งานเซรามิกในช่องปากโดยทดสอบการล้า (fatigue) จากการรับแรงแบบต่อเนื่องของวิเนียร์เซรามิกที่มีโครงเซรามิกในสิ่งแวดล้อมที่เป็นสารละลายในน้ำพบว่าเซอร์โคเนียเซรามิกระบบเซอร์คอน (Cercon) ซึ่งมีโครงทวีราย-ทีซีพีและพอกทับด้วยเฟลด์สปาทิกพอร์ซเลน (Cercon Ceram S) สามารถต้านต่อภาวะล้าที่จำลองการใช้งานได้มากกว่า 20 ปี ซึ่งสูงกว่าเอ็มเพรสซูอิริส (Empress 2/Eris) ซึ่งมีโครงลิเทียมไดซิลิเกตพอกทับด้วยฟลูอออแอฟฟาไทต์พอร์ซเลน (fluorapatite porcelain) ผู้วิจัยยังแนะนำว่าสามารถใช้เซอร์โคเนียเซรามิกบูรณะฟันกรามได้ โดยเหตุผลที่ระบบเซอร์คอนสามารถต้านต่อภาวะล้าหรือรับแรงแบบวงจรภายใต้ภาวะแวดล้อมที่เป็นน้ำได้ดี เนื่องจากเมื่อรอยร้าวขยายจากวิเนียร์เซรามิกสู่รอยต่อระหว่างวิเนียร์เซรามิกกับโครงเซรามิก ทิศทางรอยร้าวถูกสะท้อนกลับ ตรงข้ามกับการขยายรอยร้าวในเอ็มเพรสทูที่รอยร้าวขยายเข้าสู่โครงเซรามิก ส่งผลให้เกิดการล้าของเซรามิกในที่สุด

บทวิจารณ์

เซอร์โคเนียเซรามิกชนิดทวีราย-ทีซีพีเป็นเซรามิกที่ได้พัฒนาเพื่อแก้ไขข้อบกพร่องเรื่องความแข็งแรงในการรับแรงกดเคี้ยวที่มีผลทำให้เซรามิกแตกหัก เพื่อนำมาใช้บูรณะในฟันหลังได้อย่างมีประสิทธิภาพ ด้วยกระบวนการทรานสฟอร์เมชันทัฟเฟนิงทำให้เกิดแรงอัดรอบรอยร้าวในเนื้อเซรามิก จึงลดหรือหยุดการขยายตัวของรอยร้าว นั้น ซึ่งเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เซรามิกเกิด

ความล้าเมื่อใช้รับแรงกดเคี้ยว

จากผลการทดสอบจำลองการใช้งานทวีราย-ทีซีพีโดยรับแรงแบบต่อเนื่อง²⁸ และจากผลการใช้งานจริงในคลินิกเป็นเวลาประมาณ 53 เดือน¹⁸ พบว่าทวีราย-ทีซีพีมีอัตราการอยู่รอดในคลินิกสูงกว่าร้อยละ 90.0 และจากผลการทดสอบจำลองการรับแรงใช้งานอย่างต่อเนื่อง ทวีราย-ทีซีพีสามารถต้านต่อภาวะล้าได้มากกว่า 20 ปี ซึ่งหากผลการทดสอบนี้ให้ผลเหมือนการใช้งานจริงในคลินิก ฟันเทียมบางส่วนติดแน่นที่ทำด้วยทวีราย-ทีซีพีจะมีอายุการใช้งานมากกว่าฟันเทียมบางส่วนติดแน่นโลหะเคลือบเซรามิกซึ่งมีอายุการใช้งานโดยเฉลี่ย 11 ปี^{29,30} อย่างไรก็ตาม ผลการทดสอบในห้องปฏิบัติการยังไม่สามารถแสดงสภาวะเหมือนจริงในคลินิกได้ทั้งหมด ดังนั้นต้องศึกษาผลระยะยาวในคลินิกต่อไป นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบความต้านทานต่อการแตกหักของทวีราย-ทีซีพีในห้องปฏิบัติการซึ่งมีค่ามากกว่า 2,000 นิวตัน⁹ กับค่าแรงกดเคี้ยวซึ่งมีค่าประมาณ 216-890 นิวตัน²⁰ เห็นได้ว่าทวีราย-ทีซีพีสามารถต้านต่อแรงกดเคี้ยวในช่องปากได้ ดังนั้นจากผลการศึกษาทั้งจากห้องปฏิบัติการและจากการใช้งานจริงในคลินิก ทวีราย-ทีซีพีควรจะเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการใช้บูรณะฟันทดแทนในฟันหลังได้

บทสรุป

เซอร์โคเนียเซรามิกชนิดทวีราย-ทีซีพีมีคุณสมบัติทางกลที่ดีเนื่องจากคุณสมบัติทรานสฟอร์เมชันทัฟเฟนิง ส่งผลให้ค่ากำลังดัดขวาง และพลังงานแตกหักสูงกว่าเซรามิกชนิดอื่น มีความสามารถต้านทานต่อแรงเฉือนและแรงดึงได้ดี มีคุณสมบัติต้านทานต่อการกร่อนได้ดี นอกจากนี้สามารถต้านทานต่อภาวะล้า ด้วยคุณสมบัติเหล่านี้เซอร์โคเนียเซรามิกชนิดทวีราย-ทีซีพีควรจะเป็นเซรามิกทางเลือกหนึ่งในการใช้บูรณะฟันทดแทนด้วยฟันเทียมบางส่วนติดแน่นชนิดเซรามิกล้วนในตำแหน่งฟันหลังได้

เอกสารอ้างอิง

1. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48:513-30.
2. Sorensen JA, Kang SK, Torres TJ, Knode H. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 1998;26:207-14.
3. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469-75.

4. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998;80:450-6.
5. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
6. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater In press* 2007.
7. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449-56.
8. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992;6: 82-9.
9. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14: 231-8.
10. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*. In press 2007.
11. Milleding P, Karlsson S, Nyborg L. On the surface elemental composition of non-corroded and corroded dental ceramic materials in vitro. *J Mater Sci Mater Med* 2003;14:557-66.
12. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18:590-5.
13. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995;7:73-80.
14. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:438-45.
15. Edelhoff D, Sorensen JA. Retention of selected core materials to zirconia posts. *Oper Dent* 2002;27:455-61.
16. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-62.
17. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-44.
18. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-8.
19. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495-510.
20. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:652-61.
21. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349-55.
22. White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994;10:52-8.
23. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253-8.
24. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:125-31.
25. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21:476-82.
26. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15:426-33.
27. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:106-14.
28. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:177-85.
29. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986;56:416-21.
30. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 1970;81:1395-401.

R e v i e w

Zirconia Ceramics: The Alternative Choice of Dental Ceramics for Posterior Fixed Partial Dentures

Peerapong Junpoom

Master program student in Oral Health Science
program (Restorative Dentistry)
Department of Conservative Dentistry
Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University

Boonlert Kukiattrakoon

Assistant Professor
Department of Conservative Dentistry
Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University

Chanothai Hengtrakool

Assistant Professor
Department of Conservative Dentistry
Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University

Correspondence to:

Assistant Professor Boonlert Kukiattrakoon
Department of Conservative Dentistry
Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University
Hat Yai, Songkhla, 90112
Tel: 074-287703
Fax: 074-429877
E-mail: boonlert.k@psu.ac.th

Abstract

The objective of this article was to explain the quality of zirconia ceramics and their benefits in dentistry. It has better mechanical properties as compared to other ceramic materials when used for all-ceramic posterior fixed partial dentures. The microstructures of zirconia ceramics in tetragonal phase can transform to monoclinic phase as temperature and stress changes. The effect of phase transformation or transformation toughening mechanisms enhances mechanical properties of zirconia ceramics which is suitable for clinical application in posterior fixed partial dentures. In addition, this article review the degradation of zirconia ceramics when exposed to water or other solutions for precaution in selecting zirconia ceramics for clinical uses.

Key words: all ceramic; posterior fixed partial dentures; zirconia