

เซรามิกทางทันตกรรม

สุคนธ์ทิพย์ อวชันการ

อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อ.เมือง จ.ขอนแก่น 40002

โทร: 043-202405 ต่อ 1145

อีเมล: sukarw@kku.ac.th

บทคัดย่อ

วัสดุเซรามิกมีหลายระบบที่นำมาใช้ในทางทันตกรรม ซึ่งเซรามิกเหล่านี้มีการพัฒนา ด้านความแข็งแรงมาอย่างต่อเนื่องเพื่อนำมาใช้แทนโครงโลหะในงานใส่ฟันบางส่วนชนิดติด- แน่น วัตถุประสงค์ของบทความปริทัศน์นี้ เพื่อบรรยายขั้นตอนการพัฒนาและการแบ่ง ประเภทของเซรามิก รวมถึงอัตราการคงอยู่ของการใช้งานชิ้นงานบูรณะเซรามิกแต่ละชนิด และเป็นแนวทางสำหรับทันตแพทย์ในการเลือกใช้เซรามิกให้เหมาะสมกับงานทางทันตกรรม

บทนำ

ในการสร้างครอบฟันและสะพานฟัน นอกจากการคำนึงถึงเรื่องการใช้งานแล้ว ความสวยงามและความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) ถือเป็นสิ่งสำคัญเช่นกัน เซรา- มิกในสมัยแรกเป็นชนิดเฟลด์สปาร์ หรือเรียกว่าเซรามิกดั้งเดิม (conventional ceramic หรือ feldspatic ceramic) เป็นเซรามิกที่ให้ความสวยงามคล้ายฟันธรรมชาติ แต่มีข้อจำกัด ในเรื่องความแข็งแรง จึงต้องมีโครงโลหะ (metal substructure) เป็นตัวช่วยรับแรง ปัจจุบัน เซรามิกได้มีการพัฒนาจนสามารถนำมาใช้ในงานฟันเทียมบางส่วนติดแน่นโดยไม่จำเป็นต้องมีโครงโลหะรับแรงอยู่ภายใน (all ceramic restorations) บทความนี้มีวัตถุประสงค์ให้ ผู้อ่านเข้าใจถึงขั้นตอนการพัฒนาและการแบ่งประเภทของเซรามิก รวมถึงความสำเร็จของ การใช้งาน เพื่อเป็นแนวทางสำหรับทันตแพทย์ในการเลือกใช้เซรามิกให้เหมาะสมกับงาน ทางทันตกรรมในแต่ละประเภท

การแบ่งประเภทของเซรามิก

เซรามิกสามารถแบ่งได้หลายแบบ เช่น แบ่งตามองค์ประกอบหลัก คุณสมบัติที่ใช้เผา หรือวิธีการขึ้นรูป เป็นต้น¹ ในบทความนี้แบ่งเซรามิกตามองค์ประกอบหลัก ซึ่งเป็นการแบ่ง- ที่เข้าใจง่าย และสามารถแสดงให้เห็นถึงการพัฒนาของเซรามิกไปพร้อมกัน จึงแบ่งเซรามิก ทางทันตกรรมออกเป็น 3 กลุ่มดังนี้

1. เซรามิกดั้งเดิม (conventional, traditional หรือ feldspathic ceramic) กลุ่มนี้เป็นเซรามิกชนิดแรกที่ถูกนำมาใช้ในทางทันตกรรม มีองค์ประกอบหลักคือ เฟลด์สปาร์ (feldspar) องค์ประกอบอื่น ได้แก่ ควอตซ์ (quartz) เม็ดสีโลหะ (metallic pigment) ซึ่งเป็นออกไซด์ของโลหะต่าง ๆ สารทำให้เกิดความทึบแสง (opacifier) เช่น ดีบุก สารดัดแปรจากแก้ว (glass modifier) สารทำให้เกิดการวาวแสง (fluorescence) เช่น ซีเรียม ออกไซด์ (cerium oxide) และสารช่วยการปั้นแต่ง (modeling) ได้แก่ แคลโอลิน (kaolin)² เมื่อนำองค์ประกอบทั้งหมดมาเผารวมกันและบดให้ละเอียดพบว่าส่วนของควอตซ์ไม่มีการเปลี่ยนแปลง ส่วนของเฟลด์สปาร์เกิดการสลายตัวได้เป็นกลาสเมทริกซ์ (glass matrix) และวัฏภาคผลึก (crystalline phase)^{2,3}

ส่วนของกลาสเมทริกซ์มีคุณสมบัติเหมือนแก้วทุกประการ เช่น ความโปร่งแสง ความเปราะ และเกิดการแตกหักง่าย ส่วนวัฏภาคผลึกที่เกิดขึ้นเรียกว่าลิวไซต์ (leucite; $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) เนื่องจากโครงสร้างที่เป็นระเบียบของผลึกลิวไซต์จึงเป็นตัวให้ความแข็งแรงแก่เซรามิก และเป็นตัวควบคุมค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อน (coefficient of thermal expansion: CTE) ของเซรามิก เนื่องจากผลึกนี้มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนสูง (high CTE)^{2,3} แต่ข้อด้อยของผลึกนี้คือความขุ่น หากมีผลึกชนิดนี้อยู่ในเซรามิกมากทำให้ความสวยงามลดลง เซรามิกดั้งเดิมมีผลึกลิวไซต์น้อยประมาณร้อยละ 15.0-25.0 โดยปริมาตร⁴ ทำให้มีความแข็งแรงต่ำ โดยมีค่ากำลังดัดขวาง (flexural strength) อยู่ที่ 30-40 เมกกะปาสคาล⁵ ไม่สามารถนำมาทำครอบฟันเซรามิกทั้งซี่ (all-ceramic crown) ได้ จึงนำมาใช้ในงานครอบฟันโลหะเคลือบกระเบื้อง (porcelain fused to metal crown)⁶ เซรามิกประเภทนี้ได้แก่ ซีแรมโค (Ceramco; Dentsply, USA) เป็นต้น

เนื่องจากครอบฟันโลหะเคลือบกระเบื้อง โครงโลหะที่อยู่ภายในทำให้เกิดความทึบแสง จึงเป็นข้อจำกัดเรื่องความสวยงาม ในกรณีครอบฟันที่หน้าบนที่ฟันข้างเคียงของผู้ป่วยโปร่งแสงมาก ดังนั้นจึงมีการพัฒนาเซรามิกให้มีความแข็งแรงมากขึ้น เพื่อสามารถสร้างครอบฟันที่ไม่มีโครงโลหะ หรือที่เรียกว่าครอบฟันเซรามิกทั้งซี่

2. กลาสเซรามิก (Glass-ceramics) เป็นเซรามิกที่มีการพัฒนาให้มีความแข็งแรงมากขึ้นโดยเพิ่มปริมาณของวัฏภาคผลึกด้วยกระบวนการที่เรียกว่าการอบร้อน (ceraming) ซึ่งเป็นกระบวนการควบคุมการเกิดผลึก (controlled crystallization) ด้วยความร้อน (heat treatment) ร่วมกับการใส่สารสร้างนิวเคลียส (nucleating agent) ไว้ในเซรามิกให้เป็นจุดเริ่มต้นของกระบวนการเกิดผลึก

(crystallization) เมื่อนำเซรามิกนี้ไปหลอมที่อุณหภูมิและระยะเวลาที่กำหนดจะเกิดผลึกที่มีรูปร่างกลมกลืนเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneity) และมีปริมาณผลึกจำนวนมากกระจายอยู่ในชั้นเซรามิก⁵ ปริมาณของผลึกที่เพิ่มขึ้นนี้ส่งผลให้ความแข็งแรงของเซรามิกเพิ่มมากขึ้นเช่นกัน⁷ ซึ่งเพียงพอที่นำมาใช้ทำครอบฟันเซรามิกทั้งซี่ได้

สำหรับซีเมนต์ยึดครอบฟันที่เหมาะสมกับเซรามิกกลุ่มนี้คือเรซินซีเมนต์ (resin cement) เนื่องจากมีรายงานว่าให้การยึดอยู่สูงกว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์และซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์^{4,8} เพราะซิลิกาที่เป็นองค์ประกอบหลักในเซรามิกนี้สามารถจับกับเรซินซีเมนต์ได้ดีโดยการใช้สารคู่ควบ (silane coupling agent) เป็นตัวช่วยยึด^{9,10} และสามารถเพิ่มการยึดอยู่ให้มากขึ้นโดยการไฮโดรฟลูออริก (hydrofluoric acid) กัดเพื่อเพิ่มความขรุขระพื้นผิวด้านในของครอบฟันเซรามิกทั้งซี่¹¹ โดยกลาสเซรามิกสามารถแบ่งออกเป็นชนิดย่อยตามชนิดของผลึกที่เกิดขึ้นได้ดังนี้

2.1 กลาสเซรามิกชนิดฟลูออไรไมก้า (Fluoromica glass ceramic) เป็นกลาสเซรามิกกลุ่มแรก ซึ่งมีผลึกเทตระซิลิกฟลูออไรไมก้า (tetrasilicic fluoromica; $K_2MgSi_8O_{20}F_4$) อยู่ร้อยละ 55.0 โดยปริมาตร^{2,12} ผลึกประเภทนี้มีความโปร่งแสงสูง (high translucency) และดัชนีการหักเหของแสง (refractive index) ใกล้เคียงกับของกลาสเมทริกซ์¹³ นอกจากนี้ยังมีคุณสมบัติอิทธิพลเหมือนเคมีเลียน (Chameleon-like effect) คือสีบางส่วนของเซรามิกถูกดึงออกมาจากพื้นข้างเคียง^{14,15} และการที่มีสารฟลูออไรด์เป็นองค์ประกอบทำให้เกิดลักษณะการวาวแสง เหมือนฟันธรรมชาติ ค่ากำลังดัดขวางประมาณ 135 เมกกะปาสคาล^{16,17} เพียงพอที่จะทำอินเลย์ (inlay) ออเนย์ (onlay) ขึ้นงานลามิเนตวีเนียร์ (laminare veneer restoration) และครอบฟันหน้าซี่เดียว เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ ไดคอร์ (Dicor; Dentsply, USA) วิธีการขึ้นรูปโดยการเหวี่ยง (casting technique) และไดคอร์ เอ็มจีซี (Dicor MGC) จากบริษัทเดียวกันซึ่งมีปริมาณผลึกที่มากกว่าคือร้อยละ 70.0 โดยปริมาตร¹ ใช้วิธีการขึ้นรูปด้วยแคดแคม (CAD/CAM; Computer-aided design/ computer-aided machining technique)^{4,12} ปัจจุบันเซรามิกชนิดนี้ไม่นิยมใช้ เนื่องจากขั้นตอนการทำยุ่งยากและเกิดการแตกหักได้ง่าย³

2.2 กลาสเซรามิกชนิดเสริมความแข็งแรงด้วยลูไซต์ (Leucite-reinforced glass-ceramic) เป็นกลุ่มที่เพิ่มปริมาณลูไซต์ในเซรามิกดั้งเดิมเป็นร้อยละ 40.0 โดยปริมาตร ลูไซต์เป็นส่วนที่ทำให้เซรามิกมีความแข็งแรง นอกจากความแข็งแรงของตัวผลึกเองแล้ว ผลึกชนิดนี้ยังมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนสูงกว่ากลาสเมทริกซ์ ขณะเย็นตัวลงหลังการขึ้นรูปจะ

เกิดแรงอัดภายในกลาสเมทริกซ์ (tangential compressive stress) แรงอัดนี้สามารถเปลี่ยนทิศทางการรอยร้าวได้ (crack deflection) เป็นเหตุให้เซรามิกมีความแข็งแรงมากขึ้น² เซรามิกในกลุ่มนี้มีค่ากำลังดัดขวางประมาณ 160-180 เมกกะปาสคาล¹³ เพียงพอที่ทำการครอบฟันหน้าได้ เซรามิกชนิดนี้ที่มีในท้องตลาด ได้แก่ ออพเทค เอชเอสพี (Optec HSP; Jeneric/Pentron, CT) ไอพีเอส เอ็มเพรส (IPS Empress; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) การขึ้นรูปโดยการเผาแบบถอดทนความร้อน (refractory die)¹⁸ หรือใช้กระบวนการให้ความร้อนและการกดอัด (hot pressing technique) ซึ่งขั้นตอนของกระบวนการให้ความร้อนและการกดอัดเริ่มจากการทำแบบครอบฟันด้วยขี้ผึ้ง นำไปฝังในแบบหล่อทนความร้อนแล้วนำไปเผาไล่ขี้ผึ้งออกทำให้เกิดช่องว่างภายใน (loss wax technique) จากนั้นหลอมแท่งหล่อเซรามิก (ceramic ingot) แล้วอัดเข้าไปด้วยแรงดันเพื่อขึ้นรูปครอบฟัน⁵ การขึ้นรูปด้วยวิธีนี้ลดการเกิดรูพรุน ช่วยกระจายผลึกในกลาสเมทริกซ์และลดปริมาณการหดตัวของเซรามิกเป็นผลให้กำลังดัดขวางสูงขึ้น^{5,19} ในฟันหลังมักทำการแต้มนสี (staining) ให้ชิ้นงานดูสวยงามเหมือนฟันธรรมชาติมากขึ้น แต่ในฟันหน้าใช้วิธีการทำวีเนียร์ (veneering technique) โดยการตัดเนื้อเซรามิกส่วนผิวหน้าออก (cutting back) แล้วพอกทับด้วยเซรามิกที่ให้ความสวยงาม ซึ่งต้องเป็นเซรามิกที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนใกล้เคียงกัน^{4,5,10,19} Qualtrough และ Piddock อ้างว่าวิธีหลังนี้ลดกำลังดัดขวางของเซรามิกลงเมื่อเทียบกับวิธีแรก¹⁰ เซรามิกชนิดนี้ยังสามารถขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคมได้อีกวิธีหนึ่ง ได้แก่ โปรแคด (ProCAD; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

กลาสเซรามิกชนิดเสริมความแข็งแรงด้วยลูโซไทต์สามารถใช้ทำอินเลย์ ออนเลย์ ชิ้นงานลามิเนตวีเนียร์และครอบฟันหน้าได้¹⁹

2.3 กลาสเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต (Lithium-disilicate glass ceramic) ผลึกในเซรามิกชนิดนี้คือลิเทียมไดซิลิเกต ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) เป็นผลึกที่มีรูปร่างคล้ายเข็ม (needle-like)⁵ ความหนาแน่นของผลึกในเซรามิกประมาณร้อยละ 60.0 โดยปริมาตร ผลึกชนิดนี้ไม่ทำให้ความโปร่งแสงของเซรามิกเสียไปเนื่องจากผลึกนี้มีดัชนีการหักเหของแสงใกล้เคียงกับดัชนีการหักเหของแสงของกลาสเมทริกซ์²⁰ นอกจากนี้ยังมีคุณสมบัติในการเปลี่ยนทิศรอยร้าวที่เกิดขึ้นได้ ทำให้เซรามิกชนิดนี้มีค่ากำลังดัดขวางเพิ่มขึ้นเป็น 350-450 เมกกะปาสคาล⁵ เป็นสามเท่าของสองชนิดแรก สามารถนำมาใช้ทำครอบฟันหลังและสะพานฟัน 3 ซี่ บริเวณฟันหน้าถึงฟันกรามน้อยซี่ที่สองได้ เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ ไอพีเอส เอ็มเพรสทู (IPS Empress II; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ที่ใช้วิธีการขึ้นรูปวิธีเดียวกับไอพีเอส เอ็มเพรส

ต่อมาได้มีการผลิตแท่งหล่อเซรามิกที่ผลึกมีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกันและมีความทึบแสงต่าง ๆ ให้เลือก เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ ไอพีเอส อีแมคเพรส (IPS e.max press; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) และเพื่อตอบสนองการขึ้นรูปเซรามิกด้วยวิธีแคดแคม บริษัทผู้ผลิตจึงผลิตแท่งเซรามิกชนิดลิเทียมเมตาซิลิเกต (lithium meta-silicate glass ceramic) เป็นแท่งสีฟ้า หลังจากขึ้นรูปด้วยการกลิ้งเสร็จแล้วนำมาให้ความร้อนเพื่อทำให้เกิดขบวนการสร้างผลึกลิเทียมไดซิลิเกต สีของชิ้นงานเปลี่ยนจากสีฟ้าเป็นสีฟันธรรมชาติใช้ชื่อว่าไอพีเอส อีแมคแคด (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)¹²

2.4 กลาสเซรามิกชนิดไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite glass-ceramic) เป็นกลาสเซรามิกที่มีผลึกเป็นออกซีอะพาไทต์ (oxyapatite) เมื่ออยู่ในสภาวะที่มีความชื้นจะเปลี่ยนไปเป็นไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite; $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$)⁴ ถึงแม้ไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่ได้มีโครงสร้างที่มีการจัดเรียงไม่สม่ำเสมอ (irregular arrangement)¹⁷ แต่คุณสมบัติต่าง ๆ เช่น ดัชนีการหักเหของแสง หรือความแข็งแรงยังคงมีค่าใกล้เคียงกับเคลือบฟันธรรมชาติ²¹ เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ ซีราเพิร์ล (Cerapearl; Kyocera, CA) ขึ้นรูปโดยการเหวี่ยง มีค่ากำลังดัดขวางและการนำไปใช้งานเช่นเดียวกับไดคอร^{2,17}

2.5 กลาสเซรามิกชนิดฟลูออราพาไทต์ (Fluorapatite glass-ceramic) เป็นกลาสเซรามิกที่ให้ความสวยงามจากผลึกที่มีความโปร่งแสง ความสว่าง และการกระเจิงแสง (light-scattering) ใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ¹² และมีการปรับค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนให้ใกล้เคียงกับโครงเซรามิก ทำให้เซรามิกชนิดนี้ถูกใช้เป็นชั้นวีเนียร์ วิธีการขึ้นรูปทำโดยการเผา (sintering) บนโครงเซรามิก เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ ไอพีเอส อีริส (IPS Eris; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ใช้เป็นชั้นวีเนียร์บนโครงเซรามิกไอพีเอส เอ็มเพรสทู ส่วนเซรามิกที่มีผลึกเป็นฟลูออราพาไทต์ขนาดนาโนเมตร (nano-fluorapatite) ได้แก่ ไอพีเอส อีแมคซีแรม (IPS e.max Ceram; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ใช้เป็นชั้นวีเนียร์บนโครงเซรามิกไอพีเอส อีแมค ไม่ว่าจะเป็นชนิดกลาสเซรามิกหรือเซอรโคเนีย¹²

2.6 กลาสเซรามิกชนิดลิเทียมเซอร์โคเนียซิลิเกต (Lithium zirconium silicate glass-ceramic) เป็นกลาสเซรามิกที่ใช้ทำส่วนแกน (core) บนแท่งหลักเซอร์โคเนีย (zirconia post) เช่น คอสโมโพสต์ (cosmo post) เพราะเซรามิกชนิดนี้ให้ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนใกล้เคียงกับเซอร์โคเนีย การขึ้นรูปใช้วิธีให้ความร้อนและกดอัดลงบนแท่งหลักเซอร์โคเนีย เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ ไอพีเอส เอ็มเพรส คอสโม (IPS Empress Cosmo;

Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)^{2,12}

จะเห็นได้ว่าเซรามิกในกลุ่มนี้ ถึงแม้จะมีค่ากำลังดัดขวางสูงสามารถทำสะพานฟันหน้าได้ แต่สำหรับสะพานฟันหลัง เซรามิกในกลุ่มนี้ยังไม่มีคุณสมบัติเพียงพอสำหรับรับแรงบดเคี้ยวมาก ดังนั้นจึงมีการคิดค้นนำออกไซด์โลหะมาเป็นองค์ประกอบหลัก เพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้มากขึ้น ดังที่จะกล่าวต่อไป

3. ออกไซด์เซรามิก (Oxide Ceramic) องค์ประกอบหลักของเซรามิกประเภทนี้เป็นออกไซด์โลหะที่มีความแข็งแรงมาก แต่มีข้อด้อยคือมีสีขาวขุ่นและทึบแสง^{5,21} จึงใช้เซรามิกประเภทนี้ทำเป็นโครงเซรามิก และวีเนียร์ด้านนอกด้วยเซรามิกชนิดดั้งเดิม เซรามิกกลุ่มนี้ประกอบด้วยออกไซด์โลหะปริมาณมากและมีองค์ประกอบของซิลิกาอยู่จำนวนน้อย ดังนั้นจึงไม่เกิดพันธะกับเรซินซีเมนต์ด้วยสารคู่ควบ และไม่สามารถเพิ่มความขรุขระบนพื้นผิวด้านในด้วยการใช้กรดกัด^{20,22} มีรายงานว่าพื้นผิวของเซรามิกประเภทนี้หลังจากเป่าทราย (sand blast) แล้วให้การยึดอยู่ใกล้เคียงกันไม่ว่าจะยึดด้วยซีเมนต์ชนิดใด แต่ถ้าใช้วิธีการเคลือบพื้นผิวด้วยซิลิกา (silica coating) พบว่าช่วยเพิ่มการยึดอยู่ของครอบฟันกับเรซินซีเมนต์มากขึ้น^{23,24} เรซินซีเมนต์ที่ใช้และให้การยึดอยู่กับครอบฟันเซรามิกชนิดนี้ได้ดีนั้นควรมีองค์ประกอบของไพรเมอร์โลหะ (metal primer) เช่น พานาเวียร์ เอฟ (Panavia F; Kuraray, Japan) ที่มีหมู่เอ็มดีพี (MDP; 10-methacryloyloxydecyldihydrogenphosphate)²⁵ โดยออกไซด์เซรามิกสามารถแบ่งออกเป็นสองชนิดย่อยตามประเภทของออกไซด์โลหะหลักได้ดังนี้

3.1 เซรามิกที่มีอลูมินาเป็นส่วนประกอบหลัก (alumina based ceramic) อลูมินาเป็นออกไซด์ของอลูมิเนียม มีคุณสมบัติที่แข็งแรงมากสามารถหยุดการเกิดรอยร้าวได้ (crack stopper)⁵ และเกิดพันธะที่ดีกับกลาสเมทริกซ์เมื่อเทียบกับลูไซต์⁶ สำหรับเซรามิกที่มีอลูมินาเป็นส่วนประกอบหลักสามารถแบ่งออกเป็นสองประเภทตามปริมาณของอลูมินา ได้แก่

3.1.1 เซรามิกเสริมความแข็งแรงด้วยอลูมินา (Aluminous reinforced ceramic) โดยเพิ่มปริมาณอลูมินาในเซรามิกดั้งเดิมร้อยละ 17.0 เป็นร้อยละ 40.0-50.0 โดยน้ำหนักในเซรามิกนี้^{3,5,26} ทำให้ความแข็งแรงของเซรามิกเพิ่มขึ้นแต่ความโปร่งแสงของเซรามิกลดลงอย่างมากจึงนำมาใช้เป็นโครงเซรามิก²⁷ โดยนำเซรามิกมาขึ้นรูปบนแผ่นแพลทินัม (platinum foil) หรือบนแบบถอดทนความร้อนแล้วนำไปเผา²⁶ โครงเซรามิกที่ได้นำมาวีเนียร์ด้วยเซรามิกดั้งเดิมเพื่อให้เกิดความสวยงาม¹⁵ เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ วิตาดัวร์ อลูมินา คอร์ (Vitadur Alumina Core; Vident, CA) ไฮซีแรม (Hi-Ceram; Vita Zahnfabrik, Germany) ให้ค่ากำลังดัดขวางประมาณ 125-155 เมกกะปาสคาล ซึ่งสามารถนำมาทำ

ครอบฟันหน้าได้¹⁷

3.1.2 โครงเซรามิกแทรกด้วยแก้ว (Glass-infiltrated ceramic core) เนื่องจากเซรามิกที่เสริมความแข็งแรงด้วยอลูมินามีปริมาณอลูมินาเพียงร้อยละ 40.0-50.0 โดยน้ำหนัก โดยเติมอลูมินาลงไปในขั้นตอนการผลิตผงเซรามิกและไม่สามารถเติมลงไปได้มากกว่านี้แล้ว ดังนั้นการเพิ่มปริมาณอลูมินาให้มากขึ้นต้องทำโดยวิธีอื่น จึงเป็นที่มาของเซรามิกชนิดนี้ โดยใช้วิธีขึ้นรูปสองขั้นตอนในการสร้างโครงเซรามิกคือ ขั้นตอนสลิบแคสติง (slip casting) แล้วตามด้วยขั้นตอนการแทรกด้วยแก้วในโครงเซรามิก (glass-infiltration) ในขั้นตอนแรกนำแบบถอดทนความร้อนพอกด้วยผงอลูมินาที่ผสมกับน้ำ แบบถอดทนความร้อนดูดน้ำเข้าไปด้วยแรงแคพิลลารี (capillary force) ทำให้ผงอลูมินาอัดกันแน่นขึ้น จากนั้นนำไปเผาที่อุณหภูมิสูง ประมาณ 1,120 องศาเซลเซียส จะเกิดการเชื่อมกันบางส่วนของผงอลูมินา (partial fusion) และเกิดเป็นช่องว่างระหว่างผงอลูมินาอยู่ภายในเนื้อเซรามิกทั่วไป จากนั้นนำมากรองแต่งให้ได้รูปร่าง เซรามิกที่ขึ้นรูปได้นี้ไม่แข็งแรงมากต้องนำมาทำขั้นตอนที่สองก่อน โดยขั้นตอนนี้จะใช้แก้วชนิดแลนทานัม (lanthanum glass) ขณะหลอมเหลวแก้วมีความหนืดต่ำ เมื่อนำขึ้นเซรามิกมาเผาพร้อมกับแก้วแลนทานัม แก้วที่เหลวถูกดูดเข้าไปในช่องว่างภายในโครงเซรามิกที่มีความพรุน จึงเรียกขั้นตอนนี้ว่าขั้นตอนการแทรกด้วยแก้วในโครงเซรามิก ดังนั้นเซรามิกที่ได้หลังการทำขั้นตอนที่สองจะมีความแข็งแรงสูง⁵ เซรามิกชนิดนี้ค่อนข้างทึบแสงเพราะประกอบด้วยส่วนของอลูมินาถึงร้อยละ 85.0^{4,5,27} จึงต้องวีเนียร์ด้วยเซรามิกที่มีความสวยงามอีกชั้น เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ อินซีแรม อลูมินา (In-Ceram Alumina) มีค่ากำลังดัดขวางอยู่ที่ 500 เมกกะปาสคาล ใช้ทำครอบฟันหน้าและฟันหลัง สะพานฟันหน้า 3 ซี่ได้ เนื่องจากต้องการปรับปรุงความทึบแสงของเซรามิกอินซีแรม อลูมินา จึงได้เติมออกไซด์ของแมกนีเซียม (magnesium oxide) ลงไปผสมกับออกไซด์ของอลูมิเนียม ได้ผลึกที่เรียกว่าสปิเนล (spinel; $MgAl_2O_4$) มีความใสมากกว่าอลูมินาแต่มีความแข็งแรงน้อยกว่าอลูมินา เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ อินซีแรม สปิเนล (In-Ceram Spinel) มีค่ากำลังดัดขวาง 400 เมกกะปาสคาล มักใช้ในงานครอบฟันหน้า ส่วนในงานครอบฟันและสะพานฟันหลังซึ่งต้องการเซรามิกที่มีความแข็งแรงมาก การเพิ่มความแข็งแรงให้กับอินซีแรม อลูมินา โดยการเติมเททราโกนอล เซอร์โคเนีย (tetragonal zirconia) ลงไปร้อยละ 30.0 โดยน้ำหนัก ทำให้ได้เซรามิกที่มีค่ากำลังดัดขวางสูงถึง 600 เมกกะปาสคาล เซรามิกชนิดนี้คืออินซีแรม เซอร์โคเนีย (In-Ceram Zirconia)^{14,28} การขึ้นรูปเซรามิกประเภทนี้ด้วยวิธีที่กล่าวมาแล้ว ยังสามารถขึ้นรูปได้โดยวิธีแคดแคม โดยนำแท่งอลูมินาผลิตจากโรงงานที่ยังไม่ได้

เผา (pre-sintered slip-cast alumina block) มากถึงให้ได้โครงเซรามิกรูปร่างตามต้องการ จากนั้นนำมาผ่านขั้นตอนการแทรกด้วยแก้วในโครงเซรามิก^{2,3} มีข้อดีคือ แท่งเซรามิกมีโครงสร้างของอลูมินาที่แน่นและมีรูปร่างใกล้เคียงกันมากกว่าการขึ้นรูปด้วยวิธีสลิตแคสติง จึงให้ค่าความแข็งแรงของชิ้นงานมากขึ้น⁵ นอกจากนี้ข้อผิดพลาดจากขบวนการผลิตน้อยลงส่งผลให้ชิ้นงานที่ได้มีคุณภาพดีมากขึ้น แต่ข้อเสียคือต้นทุนที่มีราคาแพง

3.1.3 โครงเซรามิกอลูมินาล้วน (Pure alumina cores) เซรามิกประเภทนี้มีส่วนอลูมินาสูงถึงร้อยละ 99.5 ได้แก่ โปรเซรา-อลลซีแรม (Procera AllCeram; Noble Biocare, Sweden) ขึ้นรูปโดยนำรอยพิมพ์ฟันไปเทปูนเพื่อให้ได้แบบถอด หลังจากนั้นนำแบบถอดมาสแกนและส่งผ่านข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ของห้องปฏิบัติการของบริษัทที่ประเทศสวีเดน⁵ จากนั้นทางห้องปฏิบัติการจะใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ในการกลึงแบบถอดออกมาให้มีขนาดใหญ่กว่าขนาดจริงจากรอยพิมพ์ประมาณร้อยละ 12.0-20.0 เพื่อชดเชยการหดตัวของเซรามิกหลังเผา จากนั้นพ่นผงอลูมินาไปยังแบบถอดที่สร้างขึ้นด้วยแรงอัดสูง (dry pressing technique) เพื่อให้ได้โครงเซรามิกที่มีองค์ประกอบทั้งหมดเป็นอลูมินา นำโครงเซรามิกที่ได้ไปตัดแต่งและเผาเพื่อให้ได้เซรามิกที่สมบูรณ์ แล้วทำการวีเนียร์ด้วยเซรามิกชนิดดั้งเดิมเพื่อให้เกิดความสวยงาม^{3,29,30} โครงเซรามิกนี้มีค่ากำลังดัดขวางที่ 600 เมกกะปาสคาล เหมาะที่จะทำอินเลย์ ออนเลย์ หรือครอบฟันซี่เดี่ยวทั้งฟันหน้าและฟันหลัง แต่ยังไม่สามารถทำสะพานฟันได้เพราะระบบยังไม่สามารถคำนวณการหดตัวที่ซับซ้อนได้¹

3.2 เซรามิกที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบหลัก (zirconia based ceramic) เนื่องจากเซอร์โคเนียมีความแข็งแรงมากกว่าอลูมินาเพราะมีกลไกในการเพิ่มความแข็งแรงของเซรามิกที่เรียกว่าทรานส์ฟอร์เมชัน ทัพเทนนิ่ง (Transformation-toughening) ที่อุณหภูมิสูง (1170°C-2370°C) เซอร์โคเนียมีรูปร่างผลึกเป็นเทตระโกนอล (tetragonal form) และที่อุณหภูมิต่ำ (<1170°C) ผลึกมีรูปร่างเป็นโมโนคลินิก (monoclinic form) ซึ่งมีขนาดที่ใหญ่กว่าผลึกเทตระโกนอลประมาณร้อยละ 4.4 ผู้ผลิตเซรามิกชนิดนี้ทำให้ผลึกเทตระโกนอลเสถียรที่อุณหภูมิห้องโดยการเติมอิตเทรียม (yttrium) หรือซีเรียม (cerium) ลงไป เมื่อเกิดรอยร้าวขึ้นในเซรามิกพลังงานความร้อนจากรอยร้าวจะเปลี่ยนผลึกเทตระโกนอลไปเป็นผลึกโมโนคลินิกที่มีความเสถียรมากกว่า ซึ่งผลึกโมโนคลินิกมีขนาดใหญ่กว่าผลึกเทตระโกนอล ทำให้อยู่รอยร้าวถูกเบียดให้เล็กลง^{2,31} ดังนั้นเซรามิกที่มีเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบหลักจึงมีความแข็งแรงมาก⁴ เซรามิกชนิดนี้มีค่ากำลังดัดขวางใกล้เคียงกับค่ากำลังดัดขวางของเหล็กจึงถูกเรียกว่าเซรามิกสตีล (ceramic

steel)¹⁴ เซรามิกชนิดนี้ได้แก่ เซอร์คอน (Cercon; Dentsply Ceramo, NJ) ไอพีเอส อีแมค เซอร์แคด (IPS e.max ZirCAD; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ลาวา (Lava; 3M-ESPE, Germany) ขึ้นรูปด้วยวิธีแคดแคม โดยหลังจากได้แบบถอดจากการเทแบบบนรอยพิมพ์แล้ว นำแบบถอดมาแต่งแบบขี้ผึ้ง (wax pattern) เป็นโครงเซรามิกให้มีความหนาประมาณ 0.8 มิลลิเมตร จากนั้นสแกนแบบขี้ผึ้งแล้วใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์คำนวณออกแบบให้โครงเซรามิกที่กลึงออกมาจะมีรูปร่างใหญ่กว่าที่ต้องการประมาณร้อยละ 20.0-25.0 โดยคำนวณจากเปอร์เซ็นต์การหดตัวหลังการเผาที่ระบุไว้ในแต่ละแท่งเซรามิก เนื่องจากการกลึงแท่งเซรามิกที่เผาสมบูรณ์แล้วทำให้อุปกรณ์กลึงสึกเร็วเพราะมีความแข็งมาก ดังนั้นทางบริษัทจึงใช้วิธีการกลึงแท่งเซรามิกที่ยังเผาไม่สมบูรณ์ (partially sintered block) ซึ่งมีความแข็งไม่มากนัก หลังจากการกลึงเสร็จเรียบร้อยแล้ว นำโครงเซรามิกมาเผาต่อจนสมบูรณ์ เมื่อได้โครงเซรามิกที่เผาเรียบร้อยแล้วจึงนำมาทำวีเนียร์ด้วยเซรามิกชนิดดั้งเดิม^{3,14,29,32} ปัจจุบันมีระบบโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่สามารถออกแบบและคำนวณขนาดของโครงเซรามิกได้หลังจากการสแกนแบบถอดโดยไม่จำเป็นต้องแต่งแบบขี้ผึ้งก่อน ส่วนเซรามิกชนิดดีซี เซอร์คอน (DC-Zirkon; Dentsply Austenal, Pa) จะกลึงแท่งเซรามิกที่เผาสมบูรณ์แล้ว (fully sintered ceramic block) ซึ่งกล่าวอ้างว่ามีข้อดีคือจะมีความแนบสนิทของขอบดีกว่าเพราะไม่มีการหดตัวเนื่องจากการเผา³² เซรามิกชนิดนี้มีค่ากำลังดัดขวางที่ 700-900 เมกกะปาสคาล นำมาทำเป็นสะพานฟันหลังได้^{17,33} จากรายละเอียดทั้งหมดที่กล่าวมาแล้วสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 1

อัตราการคงอยู่ (Survival rate) ของการใช้งาน

เซรามิกชนิดไดคอรทำครอบฟันหน้ามีความสำเร็จของการใช้งานร้อยละ 82.0 หลังใช้งานนาน 1.4-10.9 ปี³⁴ แต่ปัจจุบันเซรามิกชนิดไดคอรไม่เป็นที่นิยมใช้เนื่องจากขั้นตอนการทำยุ่งยากและเกิดการแตกหักได้ง่าย

การนำเซรามิกชนิดไอพีเอส เอ็มเพรสมาทำอินเลย์ และออนเลย์มีความสำเร็จของการใช้งานร้อยละ 91.0 หลังการใช้งานเป็นเวลา 7 ปี¹⁹ พบว่ามีความสำเร็จของการทำครอบฟันหน้าร้อยละ 92.0-98.9 ในช่วงเวลา 2-11 ปี³⁵⁻³⁸ และมีความสำเร็จของการครอบฟันหลังซี่เดียวร้อยละ 84.8 หลังใช้งานเป็นเวลา 11 ปี พบว่าการแตกหักคือสาเหตุหลักของการล้มเหลว³⁶

สำหรับไอพีเอส เอ็มเพรสทู ทำครอบฟันหลังไม่พบความล้มเหลวหลังการใช้งานในช่วงเวลา 5 ปี แต่สำหรับสะพานฟันหน้าและฟันกรามน้อย พบว่ามีความสำเร็จของการใช้งานอยู่เพียงแค่

ตารางที่ 1 เสรจมีกทางทันตกรรม
Table 1 Dental ceramic

Ceramic type	Reinforcing components	Products	Fabrication	Indications
Conventional ceramic	Leucite	Ceramco	Sintered	Veneering on metal substructure
Glass ceramic				
Fluoromica	Tetrasilicic fluoromica	Dicor	Cast	Inlay/ onlay/ anterior crown
		Dicor MGC	Machined	
Leucite-reinforced	Leucite	Optec HSP	Sintered	Inlay/ onlay/ laminate veneer/ anterior crown
		IPS Empress	Hot-pressed	
		ProCAD	Machined	
Lithium disilicate	Lithium disilicate	IPS Empress II	Hot-pressed	Posterior crown/ anterior and posterior FPD
		IPS e.max press	Hot-pressed	
		IPS e.max CAD	Machined	
Hydroxyapatite	Hydroxyapatite	Cerapearl	Cast	Inlay/ onlay/ laminate veneer/ anterior crown
Fluorapatite	Fluorapatite	IPS Eris	Sintered	Veneering on IPS Empress II substructure
		IPS e.max Ceram	Sintered	Veneering on IPS e.max substructure
Lithium zirconium silicate	Lithium zirconium silicate	IPS Empress Cosmo	Hot-pressed	Pressing on post
Oxide ceramic				
Alumina based ceramic				
Aluminous reinforced ceramic	Alumina	Vitadur Alumina core, Hi-Ceram	Sintered	Anterior crown
Glass-infiltrated ceramic core	Alumina	In-Ceram Alumina	Slip cast, glass infiltrated	Anterior and posterior crown/ anterior FPD
	Alumina, Magnesia	In-Ceram Spinell	Slip cast, glass infiltrated	Anterior crown
Pure alumina core	Alumina	In-Ceram Zirconia	Slip cast, glass infiltrated	Posterior crown/ posterior FPD
Zirconia based ceramic	Zirconia	Procera AllCeram	Dry pressed, sintered	Inlay/ onlay/ anterior and posterior crown
		Cercon, IPS e.max CAD, Lava	Machined (partially sintered block)	Posterior crown/ FPD
		DC-Zirkon	Machined (fully sintered block)	Posterior crown/ FPD

FPD = Fixed partial denture

ร้อยละ 70.0³⁹

กรณีของอินซีแรม อลูมินานั้น ความสำเร็จของครอบฟันหน้าที่ยึดด้วย 91.7-100.0 หลังใช้งานเป็นเวลา 3-5 ปี^{40,41} และสะพานฟัน 3 ที่มีความสำเร็จของการใช้งานที่ยึดด้วย 90.0 ในช่วงเวลา 5 ปี และลดลงอยู่ที่ร้อยละ 83.0 หลังจากใช้งาน 10 ปี^{42,43} ส่วนอินซีแรม สปิเนลนั้นนำมาทำครอบฟันหน้ามีความสำเร็จของการใช้งานที่ยึดด้วย 97.5 ในระยะเวลา 5 ปี⁴⁴

โพเซรา ออลซีแรมใช้ทำครอบฟันหน้ามีความสำเร็จของการใช้งานที่ยึดด้วย 92.2-100.0 ในช่วงเวลา 5-10.5 ปี^{30,45} ส่วนครอบฟันหลังนั้นมีความสำเร็จของการใช้งานที่ต่ำกว่า คือร้อยละ 91.3-98.8^{30,45-47}

เซอร์โคเนีย (DC-Zirkon) ที่ใช้ทำสะพานฟัน 3-5 ที่ พบว่า ในระยะเวลา 2 ปี มีความสำเร็จของการใช้งานที่ยึดด้วย 100.0⁴⁸ แต่มีรายงานว่าเซอร์โคเนีย (Cercon) ที่ใช้ทำสะพานฟัน 3-5 ที่ หลังใช้งาน 5 ปี ความสำเร็จของการใช้งานอยู่ที่ร้อยละ 73.9 สาเหตุของการล้มเหลวส่วนมากเกิดจากฟันผุต่อ (secondary caries) หรือการแตกหักของเซรามิกที่ใช้ทำวีเนียร์ ส่วนการแตกหักของโครงเซรามิกเซอร์โคเนียนั้นพบได้น้อย⁴⁹

ความสำเร็จของการใช้งานของเซรามิกทั้งหมดพบว่าอยู่ในระดับที่ดี โดยเฉพาะงานบูรณะฟันหน้าซึ่งเป็นบริเวณที่รับแรงน้อยกว่าฟันหลัง อย่างไรก็ตาม การติดตามผลการศึกษาดังกล่าวถึงความสำเร็จของการใช้งานในระยะยาวยังเป็นสิ่งจำเป็นในการตัดสินใจเลือกใช้วัสดุประเภทนี้

บทสรุป

วัสดุประเภทเซรามิกมีการพัฒนาไปอย่างรวดเร็วอันเป็นก้าวสำคัญให้เกิดการรักษาที่สมบูรณแบบในอนาคต ปัจจุบันเซรามิกมีหลากหลายประเภทให้เลือกใช้ตามชนิดของงาน ไม่ว่าจะเป็นครอบฟันหรือสะพานฟัน ในฟันหน้าหรือฟันหลัง ดังนั้นความเข้าใจในเซรามิกแต่ละประเภทจึงเป็นสิ่งสำคัญในการนำมาซึ่งความสำเร็จของการรักษา

เอกสารอ้างอิง

- Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 1996;17:779-82.
- Power JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12th ed. Mosby; 2006. p. 443-60.
- Denry IL. Ceramics. Craig RG, Power JM, editors. Restorative dental materials. 11th ed. St Louis: Mosby; 2002. p. 551-70.
- Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7:134-43.
- Noort RV. Introduction to dental materials. 2nd ed. Mosby; 2002. p. 231-46.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997;128:297-307.
- Denry IL, Rosenstiel SF. Flexural strength and fracture toughness of Dicor glass-ceramic after embedment modification. *J Dent Res* 1993;72:572-6.
- Bernal G, Jones RM, Brown DT, Munoz CA, Goodacre CJ. The effect of finish line form and luting agent on the breaking strength of Dicor crowns. *Int J Prosthodont* 1993;6:286-90.
- Kamada K, Taira Y, Yoshida K, Atsuta M. Effect of four silane coupling agents on bonding of two resin-modified glass ionomer cements to a machinable ceramic. *Dent Mater J* 2007;26:240-4.
- Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25:91-5.
- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004;92:265-73.
- Höland W, Rheinberger V, Apel E, van 't Hoen C, Höland M, Dommann A, Obrecht M, Mauth C, Graf-Hausner U. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17:1037-42.
- Grossman DG. Cast glass ceramics. *Dent Clin North Am* 1985;29:725-39.
- Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. 11th ed. WB Saunders; 2003. p. 655-714.
- McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001;85:61-6.
- Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995;8:239-46.
- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-65.
- van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20:1115-24.
- El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *J Can Dent Assoc* 2002;68:233-7.
- Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: what's new? *Dent Update* 2002;29:25-33.
- Piddock V, Qualtrough AJ. Dental ceramics—an update. *J Dent*

- 1990;18:227-35.
22. Barath VS, Faber FJ, Westland S, Niedermeier W. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res* 2003;17:55-60.
23. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;89:479-88.
24. Blixt M, Adamczak E, Lindén LA, Odén A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont* 2000;13:221-6.
25. Borges GA, de Goes MF, Platt JA, Moore K, de Menezes FH, Vedovato E. Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. *J Prosthet Dent* 2007;98:208-15.
26. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251-67.
27. เฉลิมพล ลิ่วโรจน์. วัสดุบูรณะแบบเซรามิกทั้งซี่. ว. ทันตจุฬาฯ 2544;24:65-73.
28. Wassermann A, Kaiser M, Strub JR. Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: A systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2006;19:355-63.
29. พงศ์พิทักษ์ เชื้อเจ็ดองค์. ครอบฟันเซรามิก. ว. ทันต 2544;51:61-7.
30. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005;36:105-13.
31. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48:513-30.
32. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-62.
33. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996;76:140-4.
34. Sjögren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent* 1999;81:277-84.
35. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 1999;12:122-8.
36. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002;33:503-10.
37. Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Schärer P. Short-term results of IPS-Empress full-porcelain crowns. *J Prosthodont* 1997;6:20-30.
38. Gemalmaz D, Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2002;87:189-96.
39. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006;37:253-9.
40. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000;83:216-22.
41. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont* 2002;15:451-6.
42. Olsson KG, Fürst B, Andersson B, Carlsson GE. A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 2003;16:150-6.
43. Vult von Steyern P, Jönsson O, Nilner K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. *Int J Prosthodont* 2001;14:379-84.
44. Fradeani M, Aquilano A, Corrado M. Clinical experience with In-Ceram Spinell crowns: 5-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:525-33.
45. Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001;14:504-9.
46. Zitzmann NU, Galindo ML, Hagmann E, Marinello CP. Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in the anterior and posterior regions. *Int J Prosthodont* 2007;20:239-41.
47. Walter MH, Wolf BH, Wolf AE, Boening KW. Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores. *Int J Prosthodont* 2006;19:162-3.
48. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180-7.
49. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-8.

R e v i e w

Dental Ceramics

Sukontip Arwatchanakan

Lecturer

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University

Khon Kaen 40002

Tel: 043-202405 ext. 1145

E-mail: sukarw@kku.ac.th

Abstract

There are varieties of ceramic material systems used in dentistry. The strength of dental ceramics have been continually developed to be used as a replacement of metal substructures in fixed prostheses. The purpose of this review article was to describe the development, the classification, and the survival rate of different types of dental ceramics and to help guide clinicians select appropriate dental ceramic materials.

Key words: ceramic; classification; selection; survival rate