บทความปริทัศน์
Review Article

การบูรณะฟันด้วยเซอร์โคเนียเซรามิก
Zirconia Ceramic Tooth Restorations

เทพรัตน์ เขมาลีลากุล[1], กัญญณัช สุพรรณการ[2]
[1]ภาควิชาทันตกรรมบูรณะ [2]นักศึกษาหลักสูตรประกาศนียบัตรบัณฑิตทางวิทยาศาสตร์การแพทย์คลินิก
สาขาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Thepparat Khemaleelakul[1], Kanyanat Suphannakarn[2]
[1]Department of Restorative Dentistry [2]Postgraduated Student (Restorative Dentistry),
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

ชม.ทันตสาร 2549; 27(2) : 55-66
CM Dent J 2006; 27(2) : 55-66

บทคัดย่อ

การนำเอาวัสดุเซรามิกระบบที่มีความแข็งแรงสูงเพื่อนำมาใช้ในงานครอบฟันและฟันปลอมติดแน่น เพื่อทดแทนฟันที่หายไปในฟันหลังมีความต้องการเพิ่มมากขึ้น วัสดุใหม่ๆ ที่นำมาใช้สร้างส่วนโครงภายในครอบฟันได้ถูกพัฒนาขึ้นมาหลายชนิดในช่วงสิบปีที่ผ่านมา โดยเฉพาะยิทเทรียมเททระโกนอลเซอร์โคเนียโพลิ-คริสตัล เป็นวัสดุที่มีความน่าสนใจมากขึ้นในปัจจุบัน จากที่วัสดุนี้มีคุณสมบัติที่ให้ความแข็งแรงเพิ่มขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงรูปร่างผลึก ประกอบกับการนำเอาเทคโนโลยีแคด-แคมมาใช้กันอย่างแพร่หลาย ทำให้มีการพัฒนาวิธีการผลิตครอบฟันและฟันปลอมติดแน่นชนิดเซรามิกล้วนมากมายหลายรูปแบบ ดังนั้นทบทวนวรรณกรรมนี้จึงมีความสนใจในการศึกษาถึงลักษณะโครงสร้างระดับจุลภาค คุณสมบัติ การพัฒนาวัสดุและเทคนิคการผลิตครอบฟันและฟันปลอมติดแน่น จากยิทเทรียมเททระโกนอลเซอร์โคเนียโพลิคริสตัล ในระบบต่างๆ

คำไขรหัส: เซอร์โคเนียเซรามิก, การบูรณะฟันด้วยเซรามิกล้วน

Abstract

High-strength all-ceramic systems for posterior crowns and fixed partial dentures (FPDs) have become available for replacing missing teeth. New core materials have been developed and have evolved in the last decade, with yttrium tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP) based materials being the most contemporary. The strength of Y-TZP is attributed to a process known as transformation toughening. With the emphasis on the use of computer-assisted design/computer assisted-manufacturing technology, various production techniques have been developed for enhancing the fabrication of all ceramic restoration. This article reviews the microstructure, properties, development of materials and technologies for Y-TZP based restorative systems.

Key words: zirconia ceramics, all ceramic restoration

บทนำ

ในปัจจุบันมีการพัฒนางานทางด้านทันตกรรมบูรณะ ทั้งด้านคุณสมบัติของวัสดุและเทคนิคในการบูรณะต่างๆ เพื่อตอบสนองให้ตรงกับความต้องการของทันตแพทย์และผู้ป่วยโดยเฉพาะที่เกี่ยวข้องกับความสวยงาม ในส่วนของงานครอบฟันและฟันปลอมติดแน่นที่เป็นเซรามิกล้วนได้รับความนิยมและถูกพัฒนาอย่างต่อเนื่อง เพื่อนำมาใช้กับงานบูรณะฟัน เนื่องจากคุณสมบัติในแง่ความสวยงามที่ใกล้เคียงฟันธรรมชาติมากกว่าครอบฟันโลหะเคลือบกระเบื้อง ซึ่งการผลิตครอบฟันเซรามิกล้วนในปัจจุบันสามารถทำการแต่งสี และแสงสามารถผ่านได้ใกล้เคียงฟันธรรมชาติ นอกจากนี้คุณสมบัติที่ดีของเซรามิก คือความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) และไม่เกิดการกัดกร่อน แต่เซรามิกล้วนมีข้อด้อยในเรื่องคุณสมบัติเชิงกลต่ำ ทำให้เกิดการแตกหักได้ง่ายเมื่อนำมาใช้งานในช่องปาก จึงมีความพยายามพัฒนาผลิตครอบฟันเซรามิกล้วนที่สามารถต้านต่อการแตกหักมากขึ้น McLean และ Hughes ในปีค.ศ. 1965 พัฒนาเฟลสปาติกพอร์ซเลน (feldsparthic porcelain) ให้มีความแข็งแรงมากขึ้นโดยเติมอนุภาคอะลูมินัมออกไซด์ประมาณ 40-50 เปอร์เซ็นต์ เข้าไปเป็นส่วนผสมของเนื้อแก้ว (glass matrix) แต่พบว่ามีสีขาวขุ่นและทึบแสงทำให้ไม่สวยงาม จึงใช้วัสดุนี้สร้างเฉพาะส่วนโครงภายในของครอบฟันและเคลือบด้านนอกด้วยเฟลสปาติกพอร์ซเลน[1] จากนั้นมีการพัฒนาต่อมาเป็นการเติมอนุภาคผลึกที่มีความใสมากกว่า เป็นส่วนผสมในเนื้อแก้ว เพื่อเพิ่มความแข็งแรงแทน โดยผลึกชนิดแรกที่ถูกนำมาใช้คือ ผลึกไมคา (crystalline mica) ซึ่งต่อมามีการพัฒนาผลิตออกมาหลายระบบ ซึ่งแต่ละระบบมีการใช้ผลึกต่างชนิดกัน[2] แต่ปัญหาที่พบในเซรามิกชนิดที่มีเนื้อแก้ว ก็คือเกิดการแตกร้าวเมื่อมีแรงเค้น (stress) มากระทำได้ง่าย[3] ดังนั้นจึงมีการพัฒนาผลิตโพลิคริสตัลลีนเซรามิก (polycrystalline ceramic) ซึ่งเป็นเซรามิกที่เกิดจากการหลอมอัดแน่นของผลึกคริสตัล และไม่มีเนื้อแก้วเป็นส่วนประกอบ[4] ทำให้ค่ากำลังแรงดัดและค่าความเหนียวของการแตกหัก (fracture toughness) ของเซรามิกสูงขึ้นมาก[5] โดยพอลิคริสตัลลีนเซรามิกมี 2 ชนิด คือ อะลูมินัมออกไซด์เซรามิก (aluminium oxide ceramic) กับเซอร์โคเนียมออกไซด์เซรามิก (zirconium oxide ceramic) ในช่วงปีค.ศ. 1990 เซรามิกทั้งสองชนิดถูกพัฒนานำมาใช้เป็นส่วนโครงภายในของครอบฟันเซรามิกล้วน[5] แต่เนื่องจากสีของโพลิคริสตัลลีนเซรามิกขุ่นทึบจึงใช้เป็นเฉพาะส่วนโครงภายใน และเคลือบด้านนอกด้วยเฟลสปาติกพอร์ซเลนเพื่อทำให้เกิดความสวยงาม[2] และในปัจจุบันครอบฟันเซรามิกล้วนเซอร์โคเนียมออกไซด์กำลังได้รับความสนใจ เนื่องจากมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี เช่น ค่ากำลังแรงดัด ค่าความเหนียวของการแตกหักที่สูงกว่าอะลูมินัมออกไซด์เซรามิกเกือบ 2 เท่า[4,6] เนื่องจากมีคุณสมบัติที่สามารถเพิ่มความแข็งแรงจากการเปลี่ยน แปลงรูปร่างผลึกเมื่อมีแรงเค้นมากระทำ โดยสามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างผลึกจากเททระโกนอลเฟส (tetra-gonal phase) เป็นโมโนคลินิกเฟส (monoclinic phase) ทำให้ปริมาตรมากขึ้น ส่งผลให้ในบริเวณที่เกิดแรงเค้นนั้นสามารถต้านต่อการขยายตัวของรอยร้าวในเซรามิกได้[7,8] แต่ข้อด้อยของเซอร์โคเนียมออกไซด์เซรามิกคือมีสีขุ่นทึบมากกว่าและมีกระบวนการผลิตยากกว่าอะลูมินัมออกไซด์เซรามิก[9] และด้วยความแข็งของเซรามิกชนิดนี้ที่สูง ทำให้ยากต่อการนำมากรอแต่งและสร้างเป็นชิ้นงาน แต่ในปัจจุบันได้มีการพัฒนานำเอาเทคโนโลยีระบบแคดแคม (CAD/CAM) มาใช้กรอแต่งชิ้นงานที่มีความแข็งสูงอย่างเซอร์โคเนียมออกไซด์เซรามิกได้[10] ทำให้เซรามิกชนิดนี้ถูกคาดหวังว่าจะสามารถให้ผลทางคลินิกที่ดีเมื่อนำมาใช้บูรณะในบริเวณฟันกรามใหญ่ที่ต้องรับแรงบดเคี้ยวสูงได้

ประวัติความเป็นมาของเซอร์โคเนียเซรามิก

เซอร์โคเนีย (zirconia) เป็นโลหะออกไซด์ที่ถูกค้นพบในปี ค.ศ.1789 โดยนักเคมีชาวเยอรมัน Martin Heinrich Klaproth[7,11] ปกติแล้วเซอร์โคเนียที่เกิดขึ้นตามธรรมชาติจะไม่พบในลักษณะบริสุทธิ์ แต่จะพบในรูปของแร่เซอร์คอน ($ZrSiO_4$) กระจายอยู่ในหินแกรนิต โดยมีเซอร์โคเนียในปริมาณ 80 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งในการผลิตผงเซอร์โคเนียจะต้องผ่านกระบวนการแยกแต่ละแร่ธาตุอย่างมีประสิทธิภาพเพื่อให้เกิดความบริสุทธิ์ของผงเซอร์โคเนีย ก่อนที่จะนำมาผ่านกระบวนการผลิตเป็นเซรามิกล้วนสำหรับงานทันตกรรม[11]

จากสมบัติของเซอร์โคเนียเซรามิกที่มีความแข็งแรงเข้ากันทางชีวภาพได้ดีกับเนื้อเยื่อ ต้านต่อการสึก และการกัดกร่อน และมีความเฉื่อยต่อปฏิกิริยาทางเคมี ทำให้เซอร์โคเนียเซรามิกเป็นที่น่าสนใจในการนำมาใช้ทางการแพทย์ ในปี ค.ศ.1969 Helmer และ Driskell รายงานครั้งแรกถึงการนำเซอร์โคเนียเซรามิก มาทำเป็นข้อต่อกระดูกเทียมระหว่างกระดูกโคนขากับกระดูกสะโพก[12] ซึ่งต่อมาในปี ค.ศ. 1993 Luethy และคณะ ได้พัฒนานำมาใช้ในทางทันตกรรมเป็นครั้งแรกโดยนำมาใช้สร้างเป็นเดือยฟัน[13] ส่วนการสร้างเป็นหลักยึดของรากเทียมถูกนำมาใช้เป็นครั้งแรกโดย Wohlwend และคณะในปี ค.ศ.1997[14] จากนั้นจึงพัฒนานำมาใช้ในงานครอบฟันและฟันปลอมติดแน่น

ลักษณะโครงสร้างระดับจุลภาค

เซอร์โคเนียประกอบด้วยอะตอมของเซอร์โคเนียมและอะตอมของออกซิเจนซึ่ง Zr^{4+} อิออนมีขนาดเล็กออกซิเจนอิออนอยู่ล้อมรอบ Zr^{4+} แต่ละอิออน มีการเรียงตัวของอะตอมเป็นโพลิคริสตัลออกไซด์ (polycrystal oxide) รูปร่างโครงสร้างของผลึกคริสตัลมี 3 เฟส คือ โมโนคลินิกเฟส (monoclinic phase) เททระโกนอลเฟส (tetragonal phase) และคิวบิกเฟส (cubic phase)[15]

เซอร์โคเนียบริสุทธิ์เป็นผลึกคริสตัลรูปร่างโมโนคลินิกเฟสที่อุณหภูมิห้อง และเสถียรไปจนถึงอุณหภูมิ 1,170 องศาเซลเซียส จากนั้นจะเปลี่ยนรูปร่างเป็นเททระโกนอลเฟส และเมื่ออุณหภูมิเพิ่มสูงถึง 2,370 องศาเซลเซียสจะเปลี่ยนเป็นคิวบิกเฟส จนถึงจุดหลอมเหลวที่อุณหภูมิ 2,680 องศาเซลเซียส[7,15,16] และในระหว่างการลดลงของอุณหภูมิจนอุณหภูมิต่ำกว่า 950 องศาเซลเซียส จะมีการเปลี่ยนกลับมาเป็นโมโนคลินิกเฟส ซึ่งสมบัตินี้มีผลต่อกระบวนการผลิตเซอร์โคเนียเซรามิก เนื่องจากเมื่อทำการเผาเซอร์โคเนียบริสุทธิ์ที่อุณหภูมิ 1,500-1,700 องศาเซลเซียส แล้วลดอุณหภูมิลงมาสู่อุณหภูมิห้อง ทำให้ช่วงการเย็นลงจะเกิดการเปลี่ยนรูปร่างผลึก แล้วทำให้มีปริมาตรเพิ่มขึ้น 3-4 เปอร์เซ็นต์ ทำให้เกิดแรงเค้นจากการขยายปริมาตรของผลึกคริสตัล ทำให้มีรอยร้าวและเกิดการแตกออกเป็นชิ้นเล็กๆ[16]

จากปัญหาดังกล่าวมีการศึกษาที่พบว่า สามารถทำให้เกิดความเสถียรของเซอร์โคเนียที่อุณหภูมิห้องได้ โดยการเติมออกไซด์บางชนิด ได้แก่ แคลเซียมออกไซด์ (CaO) แมกนีเซียมออกไซด์ (MgO) ซีเซียมออกไซด์ (CeO_2) และยิทเทรียมออกไซด์ (Y_2O_3)[7,11] เข้าไปเป็นส่วนผสมในเซอร์โคเนีย ซึ่งค้นพบครั้งแรกในปีค.ศ.1929 ผู้ค้นพบคือ Ruff และคณะ เซอร์โคเนียเซรามิกที่ถูกพัฒนาในช่วงแรกๆ มีผลึกหลายเฟสอยู่รวมกัน เรียกว่า พาร์เชียลสเตบิไลซ์เซอร์โคเนีย (Partial Stabilized Zirconia:PSZ) ต่อมาในปีค.ศ.1975 Garvie และคณะศึกษาพบว่า ผลึกเททระโกนอลเฟสมีการเปลี่ยนเป็นโมโนคลินิกเฟสในบริเวณปลายของรอยร้าวเมื่อมีแรงเค้นมากระทำ[11] ประกอบกับผลึกโมโนคลินิกเฟสมีปริมาตรมากกว่าเททระโกนอล 3-5 เปอร์เซ็นต์ ทำให้เกิดแรงบีบอัดที่ปลายของรอยร้าว ส่งผลให้ต้านการขยายตัวของรอยร้าวได้ เนื่องจากการเปลี่ยนรูปร่างผลึกต้องมีการใช้พลังงานไปส่วนหนึ่ง ทำให้พลังงานที่ใช้ในการขยายรอยร้าวลดลง จึงเรียกสมบัตินี้ว่าการเพิ่มกำลังความแข็งแรงจากการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (transformation toughening)[8,11,17]

ระบบพาร์เชียลสเตบิไลซ์เซอร์โคเนีย ที่ได้รับความนิยมคือระบบที่มีการเติม ยิทเทรียมออกไซด์ เป็นส่วนผสมในเซอร์โคเนียบริสุทธิ์ เพราะสามารถพัฒนาให้เกิดเฉพาะผลึกเททระโกนอลเฟสเพียงเฟสเดียว ขณะที่อยู่ในอุณหภูมิห้องได้ เรียกว่า เททระโกนอลเซอร์โคเนียโพลิคริสตัล (tetragonal zirconia polycrystal:TZP)[11] ค้นพบครั้งแรกโดย Rieth และ Gupta ร่วมกับคณะ นอกจากนี้การศึกษาของ Li และคณะ ในปีค.ศ. 2003 ยังพบว่า ปริมาณการเติมยิทเทรียมออกไซด์ อุณหภูมิและระยะเวลาในการเผา ล้วนมีผลต่อขนาดและความเสถียรของผลึกเททระโกนอล ซึ่งในการศึกษานี้พบว่าปริมาณยิทเทรียมออกไซด์ที่เหมาะสมคือ 2.5 เปอร์เซ็นต์ โดยพบว่าถ้ามีปริมาณของ ยิทเทรียมออกไซด์ น้อยกว่า 2.5 เปอร์เซ็นต์ จะไม่สามารถทำให้เกิดความเสถียรของเซรามิกได้ทั้งหมด มีบางส่วนของเซรามิกเกิดการเปลี่ยนรูปร่างผลึกจากเททระโกนอลเฟส เป็นโมโนคลินิกเฟสเมื่ออุณหภูมิเย็นลง และหากขนาดของผลึกใหญ่กว่า 0.8 ไมครอน จะทำให้มีการเปลี่ยนรูปร่างผลึกจากเททระโก-

นอลเฟสเป็นโมโนคลินิกเฟสได้ จากการศึกษานี้แนะนำว่า ควรเผาที่อุณหภูมิ 1,300-1,400 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาการเผา 2-4 ชั่วโมง เพื่อให้ได้ผลึกขนาด 0.5 ไมครอนและเกิดความเสถียรของเนื้อเซรามิก[18]

สมบัติของเซอร์โคเนียเซรามิก

1. ความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ

Ichikawa และคณะในปีค.ศ.1992 ทำการศึกษาโดยการฝังแท่งเซอร์โคเนียเซรามิก รูปทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์ กลาง 2 มม.และยาว 10 มม.ในหนูทดลอง ภายหลังจาก 3 เดือนพบว่า ไม่มีปฏิกิริยาต่อต้านใดๆ จากนั้นนำแท่งเซรามิกที่เอาออกมาจากหนูทดลอง มาทดสอบสมบัติกำลังแรงดัด พบว่าไม่มีการเปลี่ยนสมบัติทางกลเมื่ออยู่ภายในร่างกายสิ่งมีชีวิต[19]

2. ความเฉื่อยต่อปฏิกิริยาทางเคมี

เซอร์โคเนียมออกไซด์มีคุณสมบัติเฉื่อยต่อปฏิกิริยาทางเคมี จากการศึกษาของ Ardlin ในปี คศ.2002 ใช้ตัวอย่างเซอร์โคเนียมออกไซด์ที่มีขนาดตามข้อกำหนดของ International standard ISO:1995 สำหรับวัสดุกระเบื้องทางทันตกรรม มาแช่ในกรดแอซิตริก ความเข้มข้น 4 เปอร์เซ็นต์ ที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส นาน 168 ชั่วโมงแล้วดูการละลายของเซอร์โคเนียมออกไซด์ พบว่ามีการละลายของเซอร์โคเนียมออกไซด์ต่ำกว่า มาตรฐานกำหนด[20]

3. สมบัติเชิงกล

Takagi และคณะ ในปีค.ศ.1985 ทำการศึกษาสมบัติของเซอร์โคเนียเซรามิกชนิดที่ประกอบด้วยปริมาณยิทเทรียมออกไซด์ 3.5 เปอร์เซ็นต์ ที่มีขนาดของอนุภาคเฉลี่ย 0.8 ไมครอน พบว่ามีค่าความเหนียวของการแตกหัก 8.4 MPa มอดูลัสยืดหยุ่น 200 GPa และกำลังแรงดัด 1,000 MPa ซึ่งสูงกว่าอะลูมินาเซรามิก 2 เท่า แต่ถ้ามีปริมาณ ยิทเทรียมออกไซด์ มากกว่า 4 เปอร์เซ็นต์ จะทำให้ความแข็งแรงของวัสดุลดลง[21]

ในการศึกษาของ Pallis และคณะในปี ค.ศ.2004 เปรียบเทียบสมบัติความแข็งแรงของครอบฟันที่ทำจากเซรามิก 3 ชนิด คือ ไอพีเอสเอ็มเพรสทู (IPS Empress II) โพรเซราออลซีแรม (Procera Allceram) และอินซีแรมเซอร์โคเนีย (In-Ceram Zirconia) พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ[22] ส่วนการศึกษาในฟันปลอมติดแน่น ทำการเปรียบเทียบระหว่างเซรามิกชนิดไอพีเอสเอ็มเพรสทู, อินซีแรมอะลูมินา, อินซีแรมเซอร์โคเนีย และดีซีเซอร์คอน (DC -Zirkon) มีฟันหลักเป็นฟันกรามน้อยกับฟันกรามใหญ่ ผลการศึกษาพบว่า ดีซีเซอร์คอนต้านต่อการแตกหักดีที่สุด สามารถรับแรงได้ 2,000 นิวตัน ในขณะที่อินซีแรมเซอร์โคเนียสามารถรับแรงได้รองลงมา ส่วนไอพีเอสเอ็มเพรสทูกับอินซีแรมอะลูมินารับแรงได้ต่ำสุดคือ ต่ำกว่า 1,000 นิวตัน ซึ่งมีข้อแนะนำว่าวัสดุที่นำมาสร้างเป็นฟันปลอมติดแน่นในฟันหลัง ควรรับแรงได้อย่างน้อย 1,000 นิวตัน ขึ้นไปเพื่อต้านต่อการแตกหักจากแรงบดเคี้ยว[23]

นอกจากนี้มีการศึกษาถึงสมบัติเชิงกลของเซรามิกในระบบอินซีแรม (In-Ceram system) ระหว่างอินซีแรมเซอร์โคเนีย (In-Ceram zirconia) กับอินซีแรมอะลูมินา (In-Ceram alumina) ที่มีกระบวนการผลิตเหมือนกันแต่องค์ประกอบแตกต่างกัน คืออินซีแรมเซอร์โคเนียมีการเติมพาร์เชียลสเตบิไรซ์เซอร์โคเนียลงไปด้วยเท่านั้น ซึ่งในการศึกษาของ Chong และคณะ ปีค.ศ. 2002 พบว่าอินซีแรมเซอร์โคเนียแข็งแรงกว่าอินซีแรมอะลูมินา เนื่องมาจากมีอนุภาคของเซอร์โคเนียเป็นส่วนประกอบ ซึ่งเซอร์โคเนียมีสมบัติเพิ่มความแข็งแรงจากการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้[24] แต่จากการศึกษาของ Guazzato และคณะ พบว่า ค่ากำลังแรงดัดของเซรามิกทั้งสองไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ อาจเป็นเพราะขั้นตอนในการสร้างชิ้นงานมีหลายขั้นตอน ส่งผลกระทบต่อสัดส่วนการเกิดโมโนคลินิกเฟสและเททระโกนอลเฟสของอนุภาคเซอร์โคเนีย ทำให้การเพิ่มความแข็งแรงของเซรามิกจากการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของอนุภาคเซอร์โคเนียถูกจำกัด[25,26]

4. สมบัติความแนบสนิทของขอบ

ในการกรอแต่งชิ้นงานจากเซอร์โคเนียเซรามิกที่มีความแข็งสูงต้องอาศัยแคดแคมเทคโนโลยี ซึ่งขั้นตอนต่างๆ ของแคดแคมเทคโนโลยีมีผลกระทบต่อความแนบสนิทของชิ้นงานกับฟันหลัก[27] จากการศึกษาทางคลินิกของครอบฟันกระเบื้องล้วน พบว่าช่องว่างบริเวณขอบของครอบฟันกับฟันหลักที่ยอมรับได้ จะอยู่ในช่วง 100-120 ไมครอน[28] ซึ่งมีการศึกษาขอบรอยต่อของครอบฟันเซอร์โคเนีย พบว่าความแนบสนิทบริเวณขอบของเซอร์-

โคเนียคอร์ที่ถูกกรอแต่งด้วยแคดแคมเทคโนโลยีระบบต่างๆ มีช่องว่างระหว่าง ขอบของครอบฟันกับฟันหลักประมาณ 17-75 ไมครอน และช่องว่างภายในที่กึ่งกลางด้านแก้มมีความกว้าง 80-130 ไมครอนซึ่งมากกว่าในระบบอื่นๆ[27,29]

5. สมบัติการยอมให้แสงผ่านในลักษณะโปร่งแสง

ครอบฟันเซรามิกล้วนชนิดที่มีความแข็งแรงสูงมักจะยอมให้แสงผ่านได้น้อย จากการศึกษาของ Heffernan และคณะในปี ค.ศ. 2002 พบว่าอินซีแรมเซอร์โคเนียมีการยอมให้แสงผ่านได้น้อย เนื่องจากค่าดัชนีหักเหแสงของเซอร์โคเนียแตกต่างจากของพอร์ซเลนมาก ในการศึกษานี้แนะนำว่า อินซีแรมเซอร์โคเนียควรพิจารณาเลือกใช้ในกรณีที่ฟันธรรมชาติมีสีฟันค่อนข้างทึบ และค่าความสว่าง (value) ของฟันสูง[30,31]

ครอบฟันและฟันปลอมติดแน่นชนิดเซอร์โคเนียเซรามิก

เซอร์โคเนียเซรามิกที่นำมาใช้ในการสร้างครอบฟันและฟันปลอมติดแน่นนั้นมักมีสีขาวขุ่น และยอมให้แสงผ่านได้น้อยต่างจากฟันธรรมชาติ ดังนั้นเซอร์โคเนียเซรามิกจึงมักนำมาใช้สร้างเฉพาะส่วนโครงภายในของครอบฟันและฟันปลอมติดแน่น ก่อนคลือบด้านนอกด้วยพอร์ซเลน เพื่อให้ได้ความสวยงาม แต่เนื่องจากความแข็งของเซอร์โคเนียนั้นมากทำให้ตัดแต่งได้ยากจึงนำระบบแคดแคมมาช่วยในการออกแบบและตัดแต่งแท่งเซรามิก ซึ่งในปัจจุบันเซอร์โคเนียเซรามิกที่ผลิตออกมามีหลายระบบด้วยกัน โดยแต่ละระบบจะมีส่วนประกอบ คุณสมบัติและกระบวนการผลิตต่างกัน

การขึ้นรูปของเซอร์โคเนียเซรามิกมี 2 วิธีด้วยกัน คือ วิธีพอกเซรามิก และวิธีการตัดแต่งแท่งเซรามิกสำเร็จรูปด้วยระบบแคดแคม ซึ่งการขึ้นรูปจะใช้วิธีใดนั้น ขึ้นอยู่กับลักษณะของเซอร์โคเนียเซรามิกที่ผลิตออกมาจากแต่ละบริษัท ซึ่งสามารถแบ่งลักษณะของเซอร์โคเนียเซรามิกที่ผลิตออกมาเป็น 5 ระบบ ดังนี้คือ

1.ระบบอินซีแรมเซอร์โคเนีย (In-Ceram Zirconia) เป็นเซอร์โคเนีย-เรอินฟอร์ซกลาสอินฟิลเตดอะลูมินา (Zirconia-reinforced glass-infiltrated alumina) เกิดจากการพัฒนาต่อเนื่องมาจากอินซีแรมอะลูมินา โดยการผสมพาร์เชียลสเตบิไรซ์เซอร์โคเนีย 33 เปอร์เซ็นต์ เป็นส่วนผสมในอินซีแรมอะลูมินา โดยสารสร้างความเสถียรที่เติมในระบบนี้คือซีเรียมออกไซด์[25,32,33] ระบบนี้ขึ้นรูปชิ้นงานได้ทั้งจากวิธีพอกเซรามิก และวิธีตัดแต่งแท่งเซรามิกสำเร็จรูป โดยใช้ระบบแคดแคมให้เป็นโครงก่อน แล้วนำไปผ่านกระบวนการแทรกซึมเอาแก้วเข้าไปที่อุณหภูมิสูง[33,34]

2.ระบบดีซีเซอร์คอน (DC-Zirkon) และเดนเซอร์ (Denzir) เป็นระบบที่ผลิตแท่งเซรามิกสำเร็จรูปด้วยวิธีฮอทไอโซสทะทิกเพรซซิ่ง (HIP : Hot Isostatic Pressing) ได้เซรามิกที่มีการหลอมอัดแน่นของผลึกเซอร์โคเนีย[35] ลักษณะของเซรามิกมีความเป็นเนื้อเดียวกันรูพรุนน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์และเกิดรอยร้าวน้อย โดยเซรามิกระบบนี้มีส่วนประกอบ คือ เซอร์โคเนีย 95 เปอร์เซ็นต์ และ ยิทเทรียมออกไซด์ 5 เปอร์เซ็นต์ ขนาดของอนุภาคเฉลี่ย 0.4 ไมครอน 23,26 ซึ่งขั้นตอนการสร้างโครงภายในครอบฟันของระบบนี้ใช้เทคโนโลยีแคดแคมโดยนำแบบหล่อฟันหลักมาบันทึกข้อมูลด้วยเลเซอร์สแกนเนอร์ (laser scanner) แล้วส่งผ่านข้อมูลของแบบหล่อฟันหลักมาที่คอมพิวเตอร์ จากนั้นออกแบบโครงภายในครอบฟันด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ข้อมูลการออกแบบจะถูกส่งไปยังเครื่องมือตัดแต่งแท่งเซรามิกเป็นโครงตามที่ออกแบบไว้ จากนั้นจึงเป็นขั้นตอนเคลือบด้วยพอร์ซเลนต่อไป

ข้อดีของเซรามิกระบบนี้คือ ภายหลังจากการเผาส่วนโครงภายในครอบฟัน เพื่อพอกพอร์สเลนแล้วไม่มีการหดตัวของเซรามิก เนื่องจากแท่งเซรามิกที่ผลิตออกมามีการหลอมอัดแน่นเต็มที่เรียบร้อยแล้ว ส่วนข้อเสียคือความแข็งสูงทำให้กระบวนการตัดแต่งยาก เครื่องมือที่ใช้ตัดแต่งสึกเร็วและระยะเวลาในการตัดแต่งนาน[5] โดยการตัดแต่งเซรามิกเพื่อทำครอบฟัน 1 ซี่ ใช้ระยะเวลานานถึง 90 นาที

3.ระบบเซอร์คอน (Cercon) ผลิตออกมาเป็นแท่งเซรามิกสำเร็จรูปชนิดพรีซินเธอร์ (presenter) ประกอบด้วยเซอร์โคเนียม 92 เปอร์เซ็นต์, ยิทเทรียมออกไซด์ 5 เปอร์เซ็นต์, ฮาฟเนียมออกไซด์ 2 เปอร์เซ็นต์ และอะลูมินากับซิลิกาน้อยกว่า 1 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร[36] โดยกระบวนการสร้างชิ้นงาน คือ ทำการสร้างแบบขี้ผึ้งบน

แบบหล่อฟันหลักให้ได้ลักษณะและขนาดของโครงภายในครอบฟันตามต้องการ เอาแบบขี้ผึ้งยึดในเซอร์คอนเบรนยูนิต (Cercon brain unit) แล้วแบบขี้ผึ้งจะถูกบันทึกไว้เพื่อเป็นข้อมูลในการตัดแต่งแท่งเซรามิก โดยระบบคอมพิวเตอร์จะมีการคำนวณขนาดและออกแบบโครงภายในครอบฟันให้มีขนาดใหญ่กว่าของจริง เพื่อชดเชยการหดตัวของเซรามิกภายหลังถูกหลอมประมาณ 20 เปอร์เซ็นต์ จากนั้นเอาโครงที่ตัดแต่งเสร็จแล้วเข้าเตาเผา เพื่อหลอมให้เกิดการอัดแน่นเต็มที่ของเซรามิก ซึ่งระบบนี้ใช้อุณหภูมิ 1,350 องศาเซลเซียส ระยะเวลานาน 6 ชั่วโมง จากนั้นนำมาทำการขัดเรียบด้วยหัวกรอความเร็วสูงร่วมกับน้ำและเคลือบด้วยพอร์ซเลนต่อไป[8]

4.ระบบลาวา (Lava) ผลิตออกมาเป็นแท่งเซรามิกสำเร็จรูปชนิดพรีซินเธอร์ มีส่วนประกอบเป็นยิทเทรียมออกไซด์ 3 เปอร์เซ็นต์และเซอร์โคเนียมออกไซด์ 97 เปอร์เซ็นต์ ขนาดอนุภาคเซอร์โคเนียเฉลี่ย 0.5 ไมครอน[17] กระบวนการสร้างชิ้นงานทำได้โดยการบันทึกข้อมูลแบบหล่อฟันหลักด้วยเครื่องลาวาสแกน (LAVA scan) แล้วส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ เพื่อทำการออกแบบรูปร่างและขนาดของโครงภายในครอบฟัน เป็นภาพ 3 มิติบนหน้าจอโดยคำนวณรูปร่างและขนาดเพื่อชดเชยการหดตัวของเซรามิก 20 เปอร์เซ็นต์ แล้วส่งข้อมูลต่อไปยังเครื่องมือให้ทำการตัดแต่งแท่งเซรามิก จากนั้นนำเข้าเตาเผานาน 8 ชั่วโมง[17,37] ซึ่งระบบลาวาสามารถเลือกสีได้ โดยมีให้เลือก 7 สี และพอร์ซเลนที่ใช้เคลือบมีทั้งหมด 16 สี[37]

ข้อดีของพรีซินเธอร์เซรามิก คือ ความแข็งและความหนาแน่นของแท่งเซรามิกน้อยกว่าแบบ HIP ดังนั้นขั้นตอนการตัดแต่งแท่งเซรามิกเป็นชิ้นงานทำได้ง่ายกว่าและใช้ระยะเวลาน้อยกว่ากลุ่ม HIP แต่ข้อเสียคือ จะต้องมีการเผาโครงเซรามิก หลังจากที่มีการตัดแต่งเรียบร้อยแล้ว ซึ่งจะทำให้หลังจากเผาแล้วมีการหดตัวของเซรามิก 20-30 เปอร์เซ็นต์ อาจส่งผลต่อความถูกต้องของชิ้นงานได้[38]

5.ระบบโพรเซราออลเซอร์คอน (Procera Allzirkon) ใช้แคดแคมเทคโนโลยีระบบเดียวกับโพรเซราออลซีแรม โดยที่แบบหล่อฟันหลักจะถูกบันทึกข้อมูลแล้วสร้างภาพ 3 มิติ บนจอคอมพิวเตอร์ ข้อมูลจะถูกส่งไปยังศูนย์เพื่อสร้างแบบหล่อฟันหลักที่มีขนาดใหญ่กว่าแบบหล่อฟันหลักของจริง เพื่อชดเชยการหดตัวของเซรามิกที่จะเกิดขึ้นหลังถูกเผาที่อุณหภูมิสูงภายใต้ความดัน จากนั้นพอกส่วนผสมของผงกับน้ำของเซอร์โคเนียออกไซด์บนแบบหล่อฟันหลัก ทำการตัดแต่งรูปร่าง แล้วถอดออกจากแบบหล่อฟันหลักเข้าเตาเผาให้เกิดการหลอมอัดแน่นเต็มที่ ชิ้นงานก็จะเกิดการหดตัวลงมาพอดีกับแบบหล่อฟันหลักจริง[3,5]

ข้อพิจารณาทางคลินิก

จากสมบัติของเซอร์โคเนียเซรามิกที่มีความแข็งแรงสูง ทำให้สามารถนำมาสร้างเป็นฟันปลอมติดแน่น 3 ซี่ ทั้งฟันหน้าและฟันหลัง ความยาวของสะพานฟันประมาณ 36-47 มม.ขึ้นอยู่กับเซรามิกแต่ละระบบ ซึ่งในการสร้างครอบฟันควรกรอเตรียมฟันหลักให้ได้ลักษณะที่ถูกต้องเพื่อความแข็งแรงและความสวยงามของครอบฟัน

1.การกรอแต่งฟันหลัก

หลักการกรอแต่งฟันหลักของครอบฟันที่สร้างจากเซอร์โคเนียเซรามิก เหมือนกับในครอบฟันเซรามิกล้วน (all ceramic crown) โดยทั่วไป ความสอบของผนังตามแกน (axial wall) 4-10 องศา ด้านบดเคี้ยวมีลักษณะค่อนข้างแบน กรอตัดฟันด้านปลายฟันหรือบดเคี้ยว 1.5-2.0 มม., ด้านแก้ม 1.0-2.0 มม. ด้านลิ้น 1.0-2.0 มม. ด้านประชิดฟัน 1.5 มม. ลักษณะของขอบเป็นแชมเฟอร์ (chamfer) หรือโชลเดอร์ (shoulder) และแนวบรรจบต่างๆ มน ไม่มีส่วนคอด[4,9] แต่ในระบบอินซีแรมเซอร์โคเนียแนะนำให้กรอฟันหลักบริเวณด้านประชิดติดสันเหงือกว่าง ในกรณีทำสะพานฟันให้มีลักษณะเป็นกล่อง (box) ซึ่งเป็นตำแหน่งของส่วนยึดโยง (connector) เพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้กับชิ้นงานในบริเวณนี้[39]

2 .การยึดชิ้นงานด้วยซีเมนต์

เมื่อได้ชิ้นงานจากห้องปฏิบัติการแล้วนำมาลองกับฟันหลัก ซึ่งในการลองให้ตรวจสอบความแนบสนิทของชิ้นงานกับฟันหลักโดยการใช้ซิลิโคนที่มีความหนืดต่ำ และก่อนทำการยึดชิ้นงานกับฟันหลักให้ทำความสะอาดชิ้นงานด้วยอะซิโตนหรือเมทิลคลอไรด์ เพื่อกำจัดซิลิโคนที่อาจเหลือค้างอยู่ก่อน แล้วจึงยึดชิ้นงานกับฟันหลักด้วยซีเมนต์

การเลือกชนิดของซีเมนต์ที่ใช้ยึดสามารถใช้ซีเมนต์

ชนิดดั้งเดิม เช่น ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์และกลาสไอโอโน-เมอร์ซีเมนต์ได้ เพราะเซอร์โคเนียเซรามิกมีความแข็งแรงสูงอยู่แล้ว[37] แต่บางการศึกษาพบว่าซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมไม่เกิดการยึดที่เพียงพอกับเซอร์โคเนียเซรามิก[40] ดังนั้นจึง แนะนำให้ใช้เรซินซีเมนต์เพื่อเพิ่มการยึดติดระหว่างชิ้นงานกับฟันหลักเพื่อต้านต่อการแตกหักของชิ้นงานได้ดีขึ้น และช่วยลดการรั่วซึมตามขอบชิ้นงาน[41]

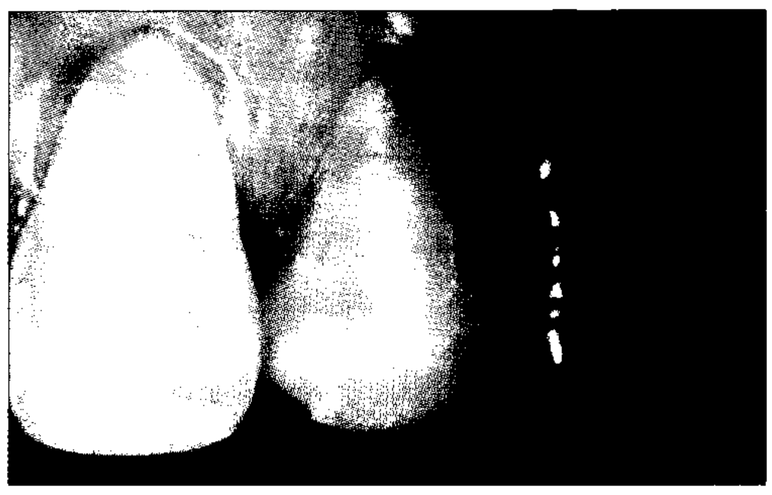
ก่อนการยึดชิ้นงานเซรามิกล้วนกับฟันหลัก ควรปรับสภาพผิวด้านในของชิ้นงานเซรามิก เพื่อให้เกิดลักษณะการยึดเชิงกลที่เหมาะสม โดยการศึกษาของ Kern และ Wegner พบว่า การใช้เรซินซีเมนต์ ร่วมกับการปรับสภาพผิวเซรามิก โดยการพ้นด้วยผงอะลูมินัมออกไซด์ขนาดอนุภาค 110 ไมครอน ที่แรงดัน 2.5 บาร์ ให้แรงยึดที่ดีกับเซอร์โคเนียเซรามิก[42] มีการศึกษาที่พบว่า สามารถใช้เรซินซีเมนต์ โดยไม่ต้องทาไซเลนที่ผิวเซรามิกก่อน[43] แต่บางการศึกษาแนะนำให้ทาไซเลน เพราะหวังผลในการทำให้ผิวของเซรามิกมีความเปียก (wettability)[38]

การประเมินทางคลินิก

การศึกษาทางคลินิกของการบูรณะฟันโดยใช้เซอร์โคเนียเซรามิกยังค่อนข้างน้อยและเป็นการติดตามผลในระยะเวลาสั้นๆ เนื่องจากเพิ่งจะได้รับการพัฒนามาใช้กับงานครอบฟันและฟันปลอมติดแน่นในระยะเวลาไม่นานมานี้ ซึ่งจากการศึกษาอัตราความสำเร็จทางคลินิกของฟันปลอมติดแน่น 3-4 ซี่ ในระยะเวลา 2-3 ปี สร้างจากอินซีแรมเซอร์โคเนียในฟันหลัง พบว่ามีอัตราความสำเร็จ 94.5 เปอร์เซ็นต์[132] และอีกการศึกษาหนึ่งพบว่าฟันปลอมแบบติดแน่นฟัน 3-5 ยูนิต สร้างด้วยดีซีเซอร์คอน ระยะเวลาศึกษา 2 ปี มีอัตราความสำเร็จ 85 เปอร์เซ็นต์[44] ซึ่งในความเป็นจริงแล้วระยะเวลาของความสำเร็จทางคลินิกมักจะประเมินที่ระยะเวลา 5 ปีขึ้นไป และเมื่อเปรียบเทียบกับฟันปลอมติดแน่นที่สร้างจากโลหะเคลือบกระเบื้อง มีอัตราความสำเร็จทางคลินิกที่ดีกว่าที่ระยะเวลาศึกษา 5 ปี 96 เปอร์เซ็นต์ ที่ระยะเวลา10 ปีเป็น 87 เปอร์เซ็นต์และระยะเวลา 15 ปี เป็น 85 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ[45]

รายงานผู้ป่วยกรณีศึกษาบูรณะฟันด้วยครอบฟันเซอร์โคเนียเซรามิก

ผู้ป่วยเพศชายอายุ 62 ปี มารับการรักษาที่คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เพื่อต้องการการรักษาที่เหมาะสมสำหรับฟันกรามน้อยบนแท้ซี่ที่หนึ่งด้านซ้าย จากการตรวจสภาพฟันพบว่าเป็นฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันเรียบร้อยแล้วและมีวัสดุอุดคอมโพสิตบริเวรด้านบดเคี้ยว (รูปที่1) มีปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่มากพอสมควร จากการตรวจทางภาพรังสีพบว่าการอุดคลองรากทั้งสองรากดี และไม่มีรอยโรคปลายราก



ภาพที่ 1 *แสดงด้านแก้มก่อนการรักษาของฟันที่บูรณะด้วยวัสดุอุดคอมโพสิต*

Figure 1 *Preoperative buccal view with composite restoration*

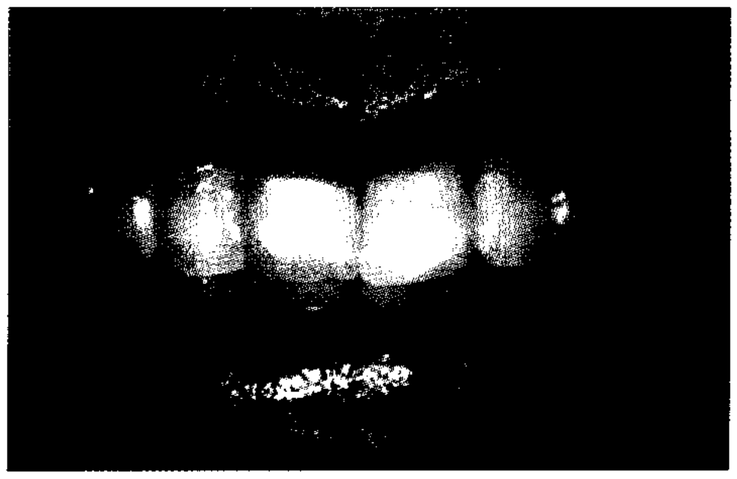
1. การวางแผนการรักษา

เนื่องจากเป็นฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันมาแล้ว และเป็นฟันกรามน้อยที่ลักษณะทางกายภาพของฟันเองมีโอกาศแตกหักง่ายเพราะคอฟันค่อนข้างเล็ก จึงวางแผนการรักษาโดยทำเดือยฟันและครอบฟันเพื่อโอบรอบเนื้อฟันไว้ด้วยกัน โดยแผนการรักษาในฟันซี่นี้เลือกบูรณะด้วยไฟเบอร์โพสต์ร่วมกับการสร้างรูปร่างฟันหลักโดยใช้คอมโพสิตเรซิน และครอบฟันเป็นชนิดเซรามิกล้วน ซึ่งไฟเบอร์โพสต์ที่เลือกใช้คือดีทีไลท์โพสต์ (DT-light post) ขนาดเบอร์ 1 เนื่องจากมีรูปร่างสอบ เหมาะสมกับรูปร่างของคลองรากฟันและ ในส่วนของครอบฟันเลือกใช้ระบบโพรเซราออลเซอร์คอน

2. การออกแบบการบูรณะฟัน

ออกแบบส่วนขอบของครอบฟัน ให้อยู่เหนือเหงือกทางด้านแก้ม โดยไม่โค้งไปตามขอบเหงือก เนื่องจากถ้า

ออกแบบให้ครอบฟันคลุมฟันทั้งหมดและโค้งไปตามขอบเหงือกเมื่อฟันได้รับแรงจากการบดเคี้ยวจะเกิดการแตกหักในบริเวณนี้ได้ง่าย ประกอบกับในผู้ป่วยรายนี้มีเส้นรอยยิ้ม (smile line) ที่ต่ำทำให้ขณะยิ้มไม่เห็นถึงคอฟัน (รูปที่ 2)



ภาพที่ 2 *แสดงผู้ป่วยมีเส้นรอยยิ้มต่ำ*

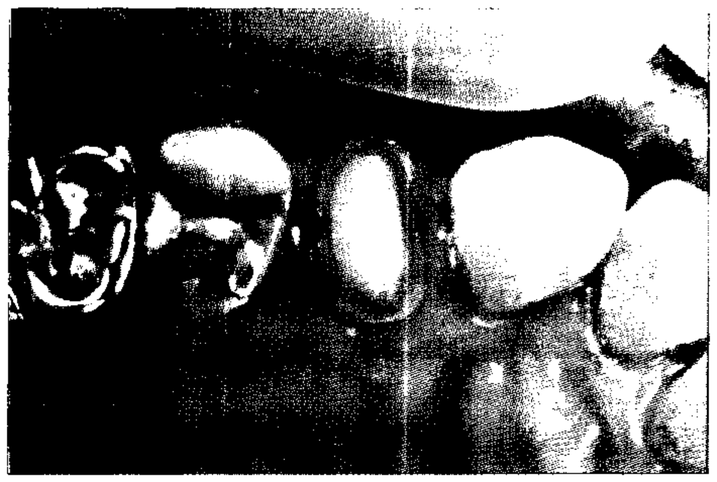
Figure 2 *Low smile line*

ในฟันซี่นี้มีคลองรากฟัน 2 คลองรากแยกกันชัดเจนและค่อนข้างขนานกัน ทำการรักษาด้วยวิธีการใส่ดีทีไลท์โพสต์ในทั้งสองคลองรากฟัน (รูปที่ 3) โดยใส่โพสต์ในคลองรากฟันทางด้านเพดานยาวกว่าด้านแก้ม เนื่องจากด้านเพดานเป็นยอดฟันที่ใช้บดเคี้ยว (functional cusp) ซึ่งได้รับแรงในการบดเคี้ยวสูงกว่าด้านแก้มที่เป็นยอดฟันที่ไม่ได้รับแรงบดเคี้ยวมาก (non-functional cusp) และทำการยึดส่วนเดือยฟันในคลองรากฟันด้วยเรซินซีเมนต์พานาเวียเอฟ ทู (panavia f 2.0)

ภาพที่ 3 *แสดงการใส่ดีทีไลท์โพสต์ในคลองรากฟันที่ถูกเตรียมไว้แล้ว*

Figure 3 *DT-light post was inserted into prepared root canal*

บูรณะส่วนตัวฟันหลักโดยใช้คอมโพสิตเรซิน (รูปที่ 4) เนื่องจากมีสีของวัสดุอุดคล้ายฟันไม่ส่งผลเสียในเรื่องความสวยงามภายหลังจากครอบฟันเซรามิกล้วน สามารถสร้างได้ง่าย คอมโพสิตที่เลือกใช้คือ เททริกซีแรม (Tetric Ceram) เนื่องจากมีสมบัติเชิงกลแข็งแรงเพียงพอที่จะบูรณะฟันหลังได้

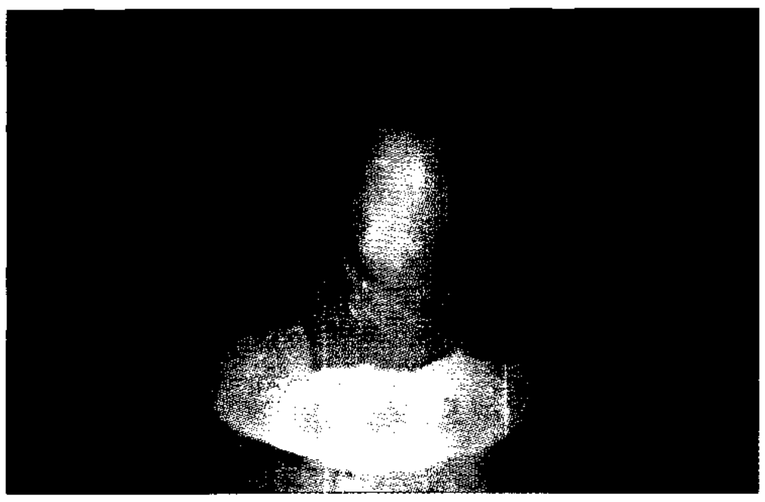


ภาพที่ 4 *คอมโพสิตคอร์*

Figure 4 *Composite core*

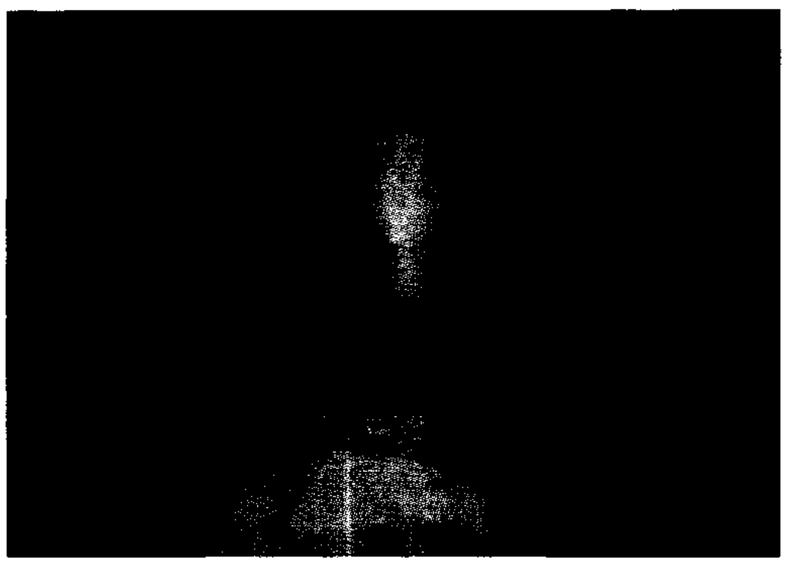
ส่วนครอบฟันใช้ โพรเซราออลเซอร์คอน (รูปที่ 5) และเคลือบด้านนอกด้วยพอร์ซเลน โดยหลังจากได้ส่วนโครงภายในครอบฟันมาแล้ว ให้ช่างทันตกรรมกรอตัดบริเวณขอบด้านแก้มออกประมาณ 0.5 มม. (รูปที่ 6) เพื่อเป็นพื้นที่สำหรับพอร์ซเลน เพื่อให้เกิดความสวยงามมากขึ้น เนื่องจากการออกแบบให้ส่วนขอบของครอบฟันอยู่สูงจากขอบเหงือกจึงเห็นรอยต่อชัดเจน เมื่อได้ครอบฟันที่เสร็จเรียบร้อยแล้วทำการลองฟันเพื่อตรวจสอบสีของครอบฟัน ความแนบสนิทบริเวณขอบ และการกัดสบฟัน จากนั้นยึดครอบฟันกับฟันหลักด้วยเรซินซีเมนต์วาลิออลิงค์ทู (Valiolink II) สี A3 เนื่องจากต้องการให้สีของซีเนต์กลมกลืนไปกับสีของครอบฟัน และไม่ให้เห็นแนวเส้นของซีเมนต์ตามขอบของครอบฟันเพื่อให้เกิดความสวยงามของครอบฟันมากสุดที่จะทำได้

ผลจากการศึกษาการบูรณะด้วยครอบฟันโพรเซรา-ออลเซอร์คอนในผู้ป่วยรายนี้ พบว่าสีของเซรามิกค่อนข้างขุ่นทึบบริเวรคอฟัน ถึงแม้มีการตัดบริเวณขอบของโครงเซรามิกภายในด้านแก้มออกเพื่อให้มีพื้นที่ของพอร์ซเลนมากขึ้น แต่ถ้าหากพิจารณาเฉพาะส่วนตัวฟัน พบว่า สีของครอบฟันกลมกลืนกับสีของฟันธรรมชาติข้างเคียง (รูปที่ 7) แต่อย่างไรก็ตามต้องมีการติดตามผล



ภาพที่ 5 *โครงเซอร์โคเนียภายในครอบฟันเซรามิกล้วน*

Figure 5 *Zirconia ceramic core of all ceramic crown*



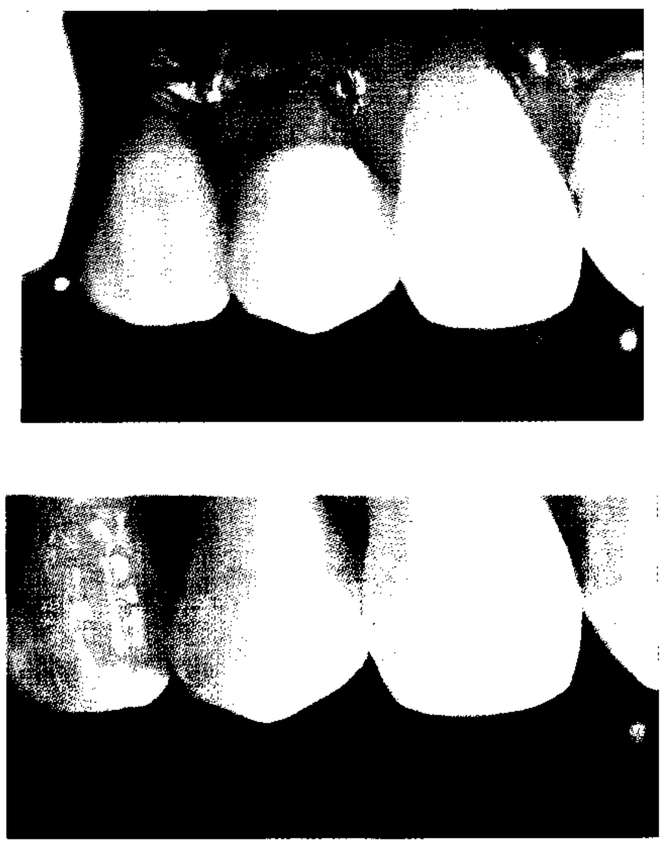
ภาพที่ 6 *การตัดโครงเซอร์โคเนียบริเวณขอบด้านแก้มออก*

Figure 6 *Cutting back the zirconia core on teh facial margin*

ต่อไปว่าครอบฟันมีความแข็งแรงเพียงพอในการใช้งานระยะยาวหรือไม่ ดังนั้นการพิจารณาเลือกผู้ป่วยให้เหมาะสมจึงมีความสำคัญ โดยควรเลือกผู้ป่วยที่มีสีฟันค่อนข้างขุ่นทึบและมีความสว่างสูง นอกจากนี้ต้องคำนึงถึงการกรอแต่งฟันหลักเพื่อให้ได้ความหนาของเคลือบพอร์ซเลนที่เพียงพอต่อความสวยงาม

บทวิจารณ์

จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการพบว่าถึงแม้คุณสมบัติเชิงกลของเซรามิกเซอร์โคเนียจะค่อนข้างสูง แต่รายงานการศึกษาในคลินิกยังค่อนข้างน้อย และเป็นการศึกษาในระยะเวลาสั้นๆ เพียงแค่ 2-3 ปี จึงพบว่ามีความสำเร็จสูงในการใช้เป็นครอบฟันหรือฟันปลอมติดแน่น[32,33] ดังนั้นควรที่จะมีการศึกษาและติดตามรายงาน



ภาพที่ 7 *การบูรณะด้วยครอบฟันโพรเซราออลเซอร์คอน*

Figure 7 *Postoperative view of the Procera Allzirkon restoration*

การศึกษาทางคลินิกในระยะยาวมากขึ้น เพื่อเป็นแนวทางการพิจารณาเลือกใช้วัสดุชนิดนี้ ซึ่งส่วนสำคัญในการสร้างครอบฟันเซอร์โคเนียให้ประสบผลสำเร็จนั้นต้องพิจารณาถึงการกรอแต่งฟันหลักและพิจารณาเลือกผู้ป่วยให้เหมาะสม[14]

เซอร์โคเนียเซรามิกมีความแข็งแรงมากกว่าเซรามิกชนิดอื่นแต่ก็มีข้อด้อยเช่นกัน โดยจากการศึกษาของ Heffernan และคณะ พบว่าคุณสมบัติการยอมให้แสงผ่านของเซอร์โคเนียเซรามิกเท่าๆ กับของโลหะ เมื่อทดสอบที่ความหนาของวัสดุเท่ากัน[30,31] ซึ่งอาจกล่าวได้ว่า การพัฒนาผลิตครอบฟันเซรามิกล้วนให้มีสมบัติทางความแข็งแรงมากขึ้น เพื่อให้สามารถใช้บูรณะในช่องปากได้ทุกบริเวณ แต่กลับส่งผลให้สมบัติการยอมให้แสงผ่านน้อยลง ซึ่งการบูรณะฟันด้วยครอบฟันเซอร์โคเนียเซรามิกในบริเวณที่ต้องการความสวยงามสูง จึงมีข้อด้อยกว่าครอบฟันเซรามิกในระบบอื่น ดังนั้นการพัฒนาครอบฟันเซรามิกล้วนต่อไปในอนาคต คงต้องพิจารณาทั้งสมบัติเชิงกลเพื่อให้มีความแข็งแรงสามารถทนต่อแรงบดเคี้ยวในช่องปากได้ดี อีกทั้งยังต้องมีคุณสมบัติให้แสงผ่านได้ใกล้เคียงฟันธรรมชาติเพื่อให้เกิดความสวยงามแลดูเป็นธรรมชาติอีกด้วย

เอกสารอ้างอิง

1. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965; 119: 251-267.
2. Kelly JR. Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 513-30.
3. McLean EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all ceramic crowns and fixed partial denture. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 23(7): 637-653.
4. Raigrodski AJ. All-ceramic full coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. *Pract Proced Aesthet Dent* 2005; 17: 249-56.
5. Sadan A, Blazt MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations:Part I. *Int J Perio Rest Dent* 2005; 25: 213-9.
6. Ahmad I. Yttrium-Partially stabilized zirconia dioxide posts: An approach to restoring coronally compromise non-vital teeth. *Int J Perio Rest Dent* 1998; 18: 455-65.
7. Kohal RJ, Klaus G. A zirconia Implant-Crown system: A case report. *Int J Perio Rest Dent* 2004; 24:147-153.
8. Ditolla MC. A new metal-free alternative for single and multiunit restoratives. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23 (suppl l): 25-33.
9. White SN, Miklus VG, McLean GA, Lang LA. Flexural strength of layered zirconia and porcelain dental all ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 125-31.
10. Tauati B. Innovative dental ceramics: Expanding the material alternatives. *Pract perio Aesthet Dent* 2005; 17: 357-8.
11. Piconi C, Maccauro G. Review zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterial* 1999; 20: 1-25.
12. Christel P, Meunier A, Derlot J-M. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior. *Ann WY Acad Sci* 1988; 523: 234-56.
13. Kakehashi Y, Luthy H, Naef R, Wohlwand A, Scharer P. A new all ceramic post and core system:clinical, technical and in vitro results. *Int J Perio Rest Dent* 1998; 18: 587-93.
14. Brodbeck URC. The ZiReal post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Dent* 2003; 15: 10-24.
15. 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: 426-433.
16. Basu B, Vleugels J, Biert OVD. Transformation behavior of tetragonal zirconia:role of dopant content and distribution. *Mater Sci Eng* 2004; 366: 338-347.
17. Piwowarczyk A, Ottl P, Laver HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of sciencetific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava ™all ceramic system. *J Prosthodont* 2005; 14:139-49.
18. Li J, Tang Z, Zhang Z, Luo S. Study of factors influencing the microstructure and phase content of ultrafine Y-TZP *Mater Sci Eng* 2003; 99: 321-4.
19. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68:322-6.

20. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlay,crowns,and bridges:chemical stability and effet of low temperature aging on flexural strength and surface strutue. *Dent Mater* 2002; 18: 590-95.
21. Takagi H, Nishioka K, Kawanami T: The properties of a closely sintered zirconia. *Ceram Ferum Int* 1985; 62:195-8.
22. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 561-9.
23. Tinchert J, Natt G, Mautsch W, Augthun m, Spiekermann H, Dent DM.Fracture resistance of Lithium disilicate Alumina and zirconia-based three unit Fixed Partial Dentures: A laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231-38.
24. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials. *Int J Prothodont* 2002; 15: 183-188.
25. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339-46.
26. Guazzato M, Albakry M, Ringer SM. Strength, fracture toughness and micro-structure of a selection of all ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449-56.
27. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all ceramic three unit fixed partial den tures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005; 113:174-9.
28. Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 59-64.
29. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 441-7.
30. Heffernan MJ, AQuilino SA, Diaz-Aonold AM, Haselten DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency six all ceramic system. Part I: core material. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.
31. Heffernan MJ, AQuilino SA, Diaz-Aonold AM, Haselten DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency six all ceramic system. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88:10-15.
32. Suarez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 35-38.
33. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of glass-infiltrated alumina/ zirconia reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005; 21: 454-63.
34. McLaren EA. All ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Cont Educ Dent* 1998; 19: 307-25.
35. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 682-8.
36. Aboushelib MN, Jager ND, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneers all ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 984-91.

37. Trinkner TF, Robert M. Placement of all ceramic three-unit posterior bridge fabricated with esthetic and durable zirconium oxide connectors. *Synergy in Dentistry* 2003; 2: 3-7.
38. Kygel G, Perry RD, Aboushala A. Restoring anterior maxillary dentition using alumina and zisconia based CAD/CAM restorations. *Compend Cont Educ Dent* 2003; 24(8): 569-579.
39. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina based ceramic for crowns and fixed partial denture. *Pract Perio Aesthet Dent* 1999; 11: 985-94.
40. Piwowarezyk A, Laver H-C, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005; 30: 382-8.
41. Blazt MB, Sadan A, Kern M. Adhesive cementation of high-strength ceramic restorations:clinical and laboratory guideline. *Quint Dent Technol* 2003; 26: 47-55.
42. Kern M, Wegner SM. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000; 2:139-47.
43. Soderholm KJ, Shang SW. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res* 1993; 72:1050-4.
44. Steyern PV, Carlson P. All ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2- year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32:180-7.
45. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs:Part I.outcome. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 439-45.

ขอสำเนาบทความที่:

อ. ทพ. เทพรัตน์ เขมาลีลากุล ภาควิชาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50202

Reprint request:

Dr. Thepparat Khemaleelakul, Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Muang, Chiang Mai, 50202.