หลักยึดเซอร์โกเนียและการยึดติด

กมลพร วัฒนเสริมกิจ* มะลิ พลานุเวช**

บทคัดย่อ

งานวิจัยพื้นฐานและทางคลินิกเกี่ยวกับรากฟันเทียมในอดีตมักมุ่งเน้นในเรื่องการเชื่อมประสานกับกระดูกได้และการสร้างการทำงานของระบบบดเคี้ยวขึ้นมาใหม่ในผู้ป่วยที่มีสันเหงือกว่าง ทันตกรรมรากเทียมมีการพัฒนาก้าวหน้าอย่างต่อเนื่อง หลักยึดเซอร์โกเนียได้รับการพิสูจน์ให้เป็นทางเลือกที่ดีเพื่อมาแทนหลักยึดดั้งเดิมที่ทำมาจากไททาเนียม เนื่องจากคุณสมบัติที่ยอมรับได้ทางเชิงกลและคุณสมบัติที่เหนือกว่าทางชีวภาพ, ความสวยงาม และคุณสมบัติทางสี ดังนั้นความเข้าใจของทันตแพทย์ผู้ให้การรักษา เรื่องหลักยึดเซอร์โกเนีย กระบวนการผลิตรวมถึงการยึดอยู่ของวัสดุบูรณะบนหลักยึดเซอร์โกเนียร์ จึงเป็นสิ่งจำเป็นเพื่อให้ได้ผลการรักษาที่ดี

คำสำคัญ: เซอร์โกเนีย หลักยึดรากเทียม การยึดติด

**อาจารย์, ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ 34 ถนนอังรีดูนังต์ แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330*

***ผู้ช่วยศาสตราจารย์, ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เลขที่ 114 สุขุมวิท 23 เขตวัฒนา กรุงเทพมหานคร 10110*

Zirconia Abutment and Bonding

Kamolporn Wattanasirmkit* Mali Palanuwech**

Abstract

Previously, basic and clinical research in dental implant focused deeply on osseointegration and the re-establishment of masticatory function for edentulous patients. Implant dentistry is continually advancing. Zirconia abutments have proven to be a promising alternative to conventional titanium abutments with acceptable mechanical property and superior biological, aesthetics and optical properties. Therefore, dentist should understand zirconia abutment, its manufacturing process as well as its bonding for good treatment result.

Keyword: zirconia, implant abutment, bonding

**Lecturer, Prosthodontics Department, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University 34 Henrydunant road, Wangmai, Pathumwan, Bangkok, 10330 Thailand.*

***Assistant Professor, Department of Conservative Dentistry and Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University,114 Sukhumvit 23 Rd, Wattana, Bangkok 10110 Thailand.*

บทนำ

ฟันเทียมติดแน่นหรือฟันเทียมบางส่วนถอดได้ (Fixed or Removable partial denture) อาจเป็นการรักษาทางเลือกให้กับผู้ป่วยไร้ฟัน (1) แต่อย่างไรก็ตาม การรักษาด้วยรากเทียมเป็นที่นิยมเพิ่มมากขึ้นเนื่องจากประสบผลความสำเร็จในการรักษาสูง มีรายงานการใช้รากเทียมในประเทศสหรัฐอเมริกาเพิ่มขึ้นมากกว่าสิบเท่าตั้งแต่ปี ค.ศ. 1983 ถึงปี ค.ศ. 2002 และเพิ่มมากขึ้นอีกห้าเท่าตั้งแต่ปี ค.ศ. 2000 ถึงปี ค.ศ. 2005 ซึ่งในแต่ละปีมีจำนวนการใช้รากเทียมเพื่อการรักษามากกว่า 1 ล้านซี่ (2) โดยทันตแพทย์เฉพาะทางทั้งสาขาศัลยกรรมและทันตกรรมประดิษฐ์ ทั้งการรักษาเพื่อทดแทนฟันที่สูญเสียไปซี่เดียวหรือทดแทนฟันหลายซี่ (3)

การทดแทนฟันหน้าที่เกิดการสูญเสียไปด้วยรากเทียม เป็นหนึ่งในการรักษาที่ท้าทายความสามารถทันตแพทย์เนื่องจากมีปัจจัยหลายประการที่ต้องคำนึงถึงเพื่อบูรณะให้สวยงาม คล้ายฟันธรรมชาติ ใช้งานได้เป็นอย่างดี และประสบความสำเร็จของการรักษาในระยะยาว ทั้งนี้ต้องพิจารณาปัจจัยด้านปริมาณและคุณภาพของกระดูกเบ้าฟัน ความสมมาตรของเหงือก ลักษณะของเนื้อเยื่อปริทันต์ ลักษณะของสันเหงือกว่างและฟันข้างเคียงทั้งสามมิติ รวมถึงตำแหน่งของริมฝีปากการพูด การยิ้ม เป็นต้น (4) ในปี ค.ศ. 2005 Misch และคณะ (5) ศึกษาการใส่รากเทียมซี่เดียวในฟันหน้าบนจำนวน 276 ซี่ ในผู้ป่วย 255 ราย ภายในระยะเวลา 2 ถึง 16 ปี หลังผู้ป่วยเข้ารับการรักษา พบว่ามีอัตราการอยู่รอดร้อยละ 98.60 ในปีเดียวกัน Wennstrom และคณะ (6) ศึกษาวิจัยที่มีลักษณะไปข้างหน้า (Prospective study) 5 ปี ของรากเทียมซี่เดียวจำนวน 45 ซี่ พบว่ามีอัตราการอยู่รอดร้อยละ 97.70 และมีการละลายของกระดูกเพียงเล็กน้อย ปีค.ศ. 2006 Zarone และคณะ ศึกษารากเทียมบริเวณฟันหน้าบนจำนวน 34 ซี่ ในระยะเวลา 39 เดือน พบว่ามีอัตราการอยู่รอดร้อยละ 97.00 (7) จะเห็นได้ว่าการใส่รากเทียมซี่เดียวเพื่อทดแทนฟันหน้าบนเป็นการรักษาที่ให้ผลสำเร็จในการรักษาสูงเมื่อเปรียบเทียบกับการรักษาด้วยวิธีอื่น (5-9) Linhe และคณะ วิเคราะห์อภิมาน (Meta analysis) ศึกษารากเทียมซี่เดียวจำนวน 570 ซี่ และติดตามผลการรักษาตั้งแต่ 1 ถึง 8 ปี พบว่ามีอัตราการอยู่รอดร้อยละ 97.50 (6) การทบทวนวรรณกรรมของ Goodacre และคณะ พบว่าการศึกษารากเทียมซี่เดียวมีอัตราการอยู่รอดสูงสุดเมื่อเทียบกับฟันเทียมกับชนิดอื่น ๆ โดยมีอัตราการอยู่รอดร้อยละ 97.00 (8) นอกจากนี้ Priest (10) ศึกษาอัตราการอยู่รอดของฟันข้างเคียงระหว่างการรักษาด้วยรากเทียมเปรียบเทียบกับการรักษาด้วยฟันเทียมชนิดดั้งเดิม พบว่าฟันข้างเคียงซี่ที่ทำรากเทียมเกิดโรคฟันผุ มีความเสี่ยงที่จะได้รับการรักษารากฟัน มีอาการเสียวฟัน มีคราบอาหารติดอยู่ และมีการสูญเสียฟันไป ใกล้เคียงกับ การศึกษาของ Sheppard (11) และ Misch และคณะ (5)

ข้อดีของการรักษาด้วยรากเทียม (Implant prostheses) คือ ลดและป้องกันการละลายตัวของกระดูกเบ้าฟัน (Alveolar bone) ภายหลังการถอนฟัน เนื่องจากรากเทียมที่ฝังในกระดูกเบ้าฟันทำหน้าที่รองรับแรงบดเคี้ยวที่ถ่ายทอดจากวัสดุบูรณะหรือฟันเทียม และส่งผ่านการกระจายแรงไปยังกระดูกที่อยู่รอบ ๆ ทำให้เป็นการกระตุ้นขบวนการสร้างกระดูกและลดการเกิดเนื้อกระดูกพรุน (Trabecular bone) โดยปกติกระดูกพรุนเกิดขึ้นตลอดเวลาภายหลังจากการถอนฟัน ทั้งนี้การละลายของกระดูกรอบรากเทียมอาจเกิดได้ประมาณ 0.10 มิลลิเมตร ในขณะที่ฟันเทียมถอดได้ (Removable dentures) ทำให้เกิดการละลายของกระดูกมากกว่ารากเทียมถึง 20 เท่า (11)

รากเทียมรองรับวัสดุบูรณะ (Implant-supported restoration) แบ่งตามการรองรับได้เป็น 2 ชนิด คือ รากเทียมรองรับฟันเทียมติดแน่น (Implant-supported fixed prosthesis) และรากเทียมรองรับฟันเทียมถอดได้ (Implant-retain removable prosthesis) ในกรณีที่ผู้ป่วยใส่ฟันเทียมล่างทั้งปากที่มีเนื้อเยื่อรองรับ (Complete denture with completely soft-tissue-supported) เมื่อผ่านการใช้งานไประยะเวลาหนึ่งจะมีการขยับมากกว่าหรือเท่ากับ 10.00 มิลลิเมตร (11) แต่ในคนไข้ที่ฝังรากเทียมซึ่งทำให้การสบฟันมีเสถียรภาพสูงขึ้น ผู้ป่วยจะสามารถเคลื่อนที่กลับเข้าสู่การสบฟันในตำแหน่งความสัมพันธ์ในศูนย์ (Centric relation) ได้ง่ายขึ้น

ทำให้เกิดการสบฟันในตำแหน่งที่เหมาะสม ทั้งนี้ในฟันธรรมชาติมีระบบรับสัมผัสจากแรงสบฟันในเนื้อเยื่อปริทันต์ (Proprioception) ช่วยให้การสบฟันอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง ในกรณีของรากเทียมแม้ว่ารากเทียมไม่มีเนื้อเยื่อปริทันต์ ที่รับสัมผัสจากแรงการสบฟัน แต่สามารถรับสัมผัสจากแรงสบฟันได้มากกว่าฟันเทียมทั้งปาก โดยรากเทียมรับสัมผัสจากแรงสบฟันได้ 50.00 ไมครอน ฟันเทียมทั้งปากรับสัมผัสจากแรงสบฟันได้ 100.00 ไมครอน ในขณะที่ฟันธรรมชาติสามารถรับสัมผัสจากแรงสบฟันได้ 20.00 ไมครอน (12)

แรงสบฟันสูงสุดของฟันเทียมโดยทั่วไปอยู่ในช่วง 5.00 ถึง 50.00 ปอนด์ สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาด้วยรากเทียมรองรับฟันเทียมติดแน่น (Implant-supported fixed prosthesis) พบว่าสามารถเพิ่มแรงในการสบฟันได้มากถึงร้อยละ 85.00 ภายใน 2 เดือนภายหลังการรักษา และพบว่าแรงสบฟันเพิ่มขึ้นสูงถึงร้อยละ 300 ภายหลังการรักษา 3 ปีเมื่อเปรียบเทียบกับแรงสบฟันก่อนรักษา ด้วยสาเหตุนี้เมื่อรักษาด้วยรากเทียมรองรับฟันเทียมทำให้ประสิทธิภาพการบดเคี้ยวสูงขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับฟันเทียมที่รองรับแรงโดยเนื้อเยื่ออ่อน Rissin และคณะ (13) ศึกษาการทำงานของระบบบดเคี้ยว (Masticatory performance) ในฟันเทียมทั้งปาก ฟันเทียมคร่อมรากฟัน (Overdentures) และฟันธรรมชาติ พบว่าฟันเทียมทั้งปากมีประสิทธิภาพการบดเคี้ยวลดลงร้อยละ 30.00 การศึกษาอื่น ๆ เมื่อเทียบฟันเทียมชนิดต่าง ๆ กับฟันธรรมชาติพบว่า ฟันเทียมทั้งปากทำให้ประสิทธิภาพการบดเคี้ยวน้อยกว่าร้อยละ 60.00 ฟันเทียมคร่อมรากฟันทำให้ประสิทธิภาพการบดเคี้ยวลดลงร้อยละ 10.00 เช่นเดียวกับการศึกษาในฟันเทียมคร่อมรากเทียม (Implant-supported overdenture) ขณะที่รากเทียมรองรับสะพานฟันติดแน่น (Implant-supported fixed bridges) อาจให้ประสิทธิภาพการใช้งานเหมือนกับฟันธรรมชาติ (14-22)

รากเทียมรองรับฟันเทียมติดแน่น สามารถแบ่งตามการยึดสิ่งประดิษฐ์บูรณะบนรากเทียมชนิดติดแน่นแบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ สกรูยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียม และซีเมนต์ยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียม (22)

สกรูยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมมีข้อดีเด่นชัด คือ สามารถซ่อมแซมได้และมีการผนึกบริเวณขอบ (Marginal seal) ที่ดี (23) ปัญหาที่พบได้จากรากเทียมชนิดยึดด้วยสกรู คือ การคลายเกลียวสกรู (Screw loosening) Jemt และคณะ (24) Becker และ Becker (25) และ Goodacre และคณะ (26) ศึกษาการคลายเกลียวและการหักของสกรู (Screw fracture) พบว่าสกรูยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมต้องมีระยะปลอดการสบ (Interocclusal clearance) เพียงพอ หากมีระยะปลอดการสบไม่เพียงพอทำให้สกรูเผยผึ่งในช่องปาก ส่งผลให้รูปร่างด้านบดเคี้ยว (Occlusal morphology) ไม่เหมาะสม การเลือกใช้สกรูยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมเป็นทางเลือกหนึ่งกรณีขอบของครอบฟันบนรากเทียมอยู่ใต้เหงือกลึกมากกว่า 3.00 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นข้อจำกัดในการกำจัดซีเมนต์ส่วนเกิน (27)

การยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมด้วยซีเมนต์มีข้อดีเหนือกว่าการเลือกใช้สกรู คือ ให้ความสวยงามมากกว่า เทคนิคการทำงานในคลินิกและห้องปฏิบัติการสะดวกกว่าการเข้า ทำงานในบริเวณฟันหลังทำได้ง่าย และสามารถแก้ปัญหาในกรณีที่ฝังรากเทียมไม่ตรงตำแหน่งหรือฝังตำแหน่งที่ไม่เหมาะสมได้ดีกว่า การเลือกใช้ซีเมนต์ยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมมีข้อจำกัด คือ องศาความสอบของหลักยึดต้องเหมือนการกรอเตรียมฟันธรรมชาติโดยประมาณ 6.00 องศา และขอบของวัสดุบูรณะอยู่ใต้เหงือก โดยเฉพาะบริเวณที่ต้องการความสวยงาม (1, 28)

ข้อดีของการเลือกยึดชิ้นงานด้วยซีเมนต์อีกประการหนึ่ง คือ การไม่มีช่องเปิดสำหรับสกรู (Screw access opening) บริเวณด้านสบฟันหรือด้านลิ้น ทำให้สามารถปรับแรงสบฟันให้ลงตามแนวแกนรากเทียมได้อย่างเหมาะสม รอยต่อระหว่างรากเทียมและวัสดุบูรณะแข็งแรงกว่าจึงทำให้เกิดความเค้น (Stress) น้อยกว่า และมีค่าใช้จ่ายน้อยกว่า พบว่าข้อเสียของการยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมด้วยซีเมนต์ คือ ค่าการยึดอยู่ (Retention) ขึ้นกับหลายปัจจัยทั้งชนิดของซีเมนต์และความสอบของหลักยึด การซ่อมแซมทำได้ยาก และซีเมนต์ส่วนเกินส่งผลเสียต่ออวัยวะปริทันต์ (29)

ประวัติความเป็นมาของหลักยึดเซอร์โกเนียในงานทันตกรรมรากเทียม

การขยายตัวทางอุตสาหกรรมทันตกรรมรากเทียมและความคาดหวังของผู้ป่วยในเรื่องความสวยงาม ทำให้หลักยึดติดกับรากเทียมด้วยซีเมนต์มีหลายรูปแบบ ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้ หลักยึดแบบชิ้นเดียว (One-piece abutment) และหลักยึดแบบสองชิ้น (Two-piece abutment) เช่น หลักยึดแบบยูซีแอลเอ (UCLA abutment) หลักยึดเซรามิก หลักยึดเซอร์โกเนีย หรือหลักยึดกลึงขึ้นรูปด้วยกระบวนการแคดแคม เป็นต้น (22) และวัสดุที่ใช้ทำหลักยึดมีหลายชนิด การเลือกใช้วัสดุชนิดใดขึ้นกับการตอบสนองทางชีวภาพของวัสดุแต่ละชนิด โดยการตอบสนองของเนื้อเยื่อรอบรากเทียมกับหลักยึดเข้ากันได้ดี หมายถึงเกิดการผนึกของเยื่อเมือก (Mucosal seal) รอบรากเทียมที่เป็นปัจจัยสำคัญช่วยป้องกันไม่ให้แบคทีเรียเข้าไปในบริเวณสันกระดูก (Crestal bone) และรอยต่อของรากเทียมที่อยู่เหนือสันกระดูกหรือคอของโครงสร้างฐานรากเทียม (Implant neck) ในฟันธรรมชาติผิวรากฟันกับกระดูกเบ้าฟันยึดติดของเอ็นยึดปริทันต์เกิดความกว้างทางชีวภาพ (Biologic width) ในรากเทียมเรียกว่าการยึดติดรอบรากเทียม (Peri-implant seal) ช่วยป้องกันไม่ให้เกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อรอบรากเทียม และช่วยให้เกิดผลลัพธ์ด้านความสวยงาม (30)

วัสดุที่นิยมใช้ทำหลักยึดของรากเทียมได้แก่ ไทเทเนียม เหล็กกล้าไร้สนิม (Stainless steel) โลหะผสมทอง (Cast-gold alloy) โพลีอีเทอร์อีเทอร์คีโตน (Polyether ether ketone/PEEK) และเซอร์โกเนีย ซึ่งวัสดุแต่ละชนิดมีคุณสมบัติแตกต่างกันไป (30) ในที่นี้จะขอกล่าวถึงวัสดุที่นิยมใช้และมีการศึกษาสนับสนุนเป็นจำนวนมาก 2 ชนิด ได้แก่ ไทเทเนียมและเซอร์โกเนีย

ไทเทเนียมเป็นธาตุเพียงชนิดเดียวที่มีคุณสมบัติเด่นชัดในเรื่องความแข็งแรง น้ำหนักเบา และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) มีความต้านทานการกัดกร่อน (Corrosion resistant) สูง และมีสัดส่วนความแข็งแรงเทียบกับน้ำหนักสูงสุดจากธาตุทั้งหมด โดยหลักยึดไทเทเนียมอาจทำมาจากไทเทเนียมบริสุทธิ์ทางการค้า (Commercially pure titanium) หรือเป็นโลหะผสมไทเทเนียม (Titanium alloy) หลักยึดไทเทเนียมบริสุทธิ์ทางการค้าแบ่งได้เป็น ไทเทเนียมที่มีผิวเรียบ (Machined titanium) และไทเทเนียมที่มีผิวมัน (Polished titanium) ความแตกต่างของทั้ง 2 ชนิดนี้อยู่ที่ลักษณะความขรุขระของพื้นผิว (30) แต่การศึกษาของ Abrahamsson และคณะ พบว่าการตอบสนองการอักเสบ ไม่มีความสัมพันธ์กับหลักยึดที่พื้นผิวขรุขระ และไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในการตอบสนองของเนื้อเยื่อต่อหลักยึดไทเทเนียมที่มีผิวเรียบ และผิวมัน (31) จากการศึกษาของ Rimondini และคณะ (32) ศึกษาสุขลักษณะระหว่างเซอร์โกเนียและไทเทเนียม โดยผลการศึกษาพบว่าแบคทีเรียสะสมบนพื้นผิวของเซอร์โกเนียน้อยกว่าไทเทเนียม ในปี ค.ศ. 2004 Scarano และคณะ (33) พบว่า เซอร์โกเนียมีสุขลักษณะดีกว่าไทเทเนียมในด้านการสะสมของแบคทีเรียจะกระตุ้นกระบวนการอักเสบที่เหนี่ยวนำให้เกิดการละลายของกระดูกเบ้าฟัน ในแง่ของการตอบสนองต่อการอักเสบ สอดคล้องกับ Rimondini และในปี ค.ศ. 2006 Degidi และคณะ (34) ศึกษาระดับการอักเสบชนิดเรื้อรัง (Inflammatory infiltrate) พบว่าเซอร์โกเนียมีการอักเสบเรื้อรังน้อยกว่าไทเทเนียมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งนี้เนื่องจากการผนึกของเยื่อเมื่อรอบหลักยึดเซอร์โกเนียดีกว่าหลักยึดไทเทเนียม และถือเป็นหลักยึดที่นิยมใช้ในบริเวณที่ต้องการความสวยงาม เช่น บริเวณฟันหน้าบน โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่มีเหงือกชนิดไบโอไทป์บาง (Thin gingival biotype) (30)

เซอร์โกเนียมไดออกไซด์ (ZrO_2) หรือที่เรียกทั่วไปว่าเซอร์โกเนีย โดยปกติแล้วมีโครงสร้างเป็นผลึกมอนอคลินิก (Monoclinic crystal) ที่อุณหภูมิห้อง และสามารถเปลี่ยนแปลงโครงสร้างเป็นผลึกเททระโกนอล (Tetragonal) และผลึกรูปลูกบาศก์ (Cubic) ได้เมื่ออุณหภูมิสูงขึ้น การเปลี่ยนแปลงโครงสร้างจากเททระโกนอลเป็นมอนอคลินิกอันเนื่องมาจากความชื้นหรือการลดอุณหภูมิจะทำให้ปริมาตรของวัสดุมีการขยายตัว เกิดการเบียดชนกันของเกรน เป็นสาเหตุให้เกรนเซอร์โกเนียมไดออกไซด์เกิดการยกตัวทำให้ของเหลวสามารถแทรก

ผ่านรอยต่อระหว่างขอบเกรนได้ง่าย ทำให้เกิดการขยายขนาดอย่างต่อเนื่องและเหนี่ยวนำให้เกิดความเค้น นำไปสู่การหลุดร่อนของเกรน เกิดความเสียหายและอายุการใช้งานลดลงในที่สุด เมื่อนำออกไซด์ชนิดอื่นมาแทรกในระหว่างช่องว่างระหว่างอะตอมของโครงสร้างเซอร์โกเนีย เช่น อิทเทรียมออกไซด์ (Yttrium oxide:Y_2O_3) ซีเรียมออกไซด์ (Cerium oxide) หรือ แมกนีเซียมออกไซด์ (Magnesium oxide) อนุภาคของออกไซด์เหล่านี้ จะเข้าแทนที่หรือแทรกในตำแหน่งระหว่างอะตอมของเซอร์โกเนียมออกไซด์ ทำให้สามารถยับยั้งการเปลี่ยนรูปผลึกของเซอร์โกเนีย เกิดสภาวะกึ่งเสถียร โดยเซอร์โกเนียสามารถคงสภาพผลึกเททระโกนอลหรือผลึกรูปลูกบาศก์ที่อุณหภูมิห้อง (30)

หลักยึดสามารถแบ่งย่อยต่อได้เป็นหลักยึดสำเร็จรูป (Prefabricated abutment) และหลักยึดเฉพาะบุคคล (Customized abutment) หลักยึดสำเร็จรูปมักทำมาจากวัสดุไทเทเนียม สามารถปรับแต่งในห้องปฏิบัติการหรือในช่องปากเพื่อให้ได้รูปร่างที่เหมาะสมกับวัสดุบูรณะ ข้อดีของการเลือกใช้หลักยึดสำเร็จรูป คือ ค่าใช้จ่ายและใช้เวลาในห้องปฏิบัติการน้อยกว่าหลักยึดเฉพาะบุคคล ในบริเวณที่คาดหวังความสวยงามสูง การใช้หลักยึดสำเร็จรูปอาจไม่เหมาะสม เนื่องจากสีของโลหะร่วมกับการสร้างอีเมอร์เจนท์โปรไฟล์ (Emergence profile)หรือ รูปร่างลักษณะการผายของหลักยึดกลมกลืนกับรูปร่างของเหงือกและฟันซี่ข้างเคียงเป็นไปได้ยาก ตำแหน่งรากเทียมต้องมีความแม่นยำสูงเพื่อลดการปรับแต่งหลักยึด ที่มากเกินจนเกิดการสูญเสียต่อรูปทรงที่ต้านทานการหลุด (Resistance form) และรูปแบบที่ให้การยึดอยู่ (Retention form) นอกจากนี้หลักยึดสำเร็จรูปยังมีความจำเพาะต่อรากเทียมน้อยกว่าหลักยึดเฉพาะบุคคล (30)

หลักยึดเฉพาะบุคคลได้รับความนิยมอย่างกว้างขวางเริ่มหลักยึดเฉพาะบุคคลชนิดแรก คือ หลักยึดยูซีแอลเอ สามารถแต่งขี้ผึ้งให้มีอีเมอร์เจนท์โปรไฟล์ได้ตามต้องการ สามารถแก้ปัญหาการทำมุมระหว่างหลักยึดและรากเทียมที่ฝังในกระดูก ดังนั้นบริษัทผู้ผลิตจึงพัฒนาเทคนิคในการสร้างหลักยึดเฉพาะบุคคลขึ้นตามด้วยขั้นตอนการปรับแต่งโดยเริ่มจากการใช้เครื่องมือชนิดหมุน (Rotary instruments) ต่อมาเทคโนโลยีแคด/แคม (CAD/CAM) นำมาสร้างหลักยึดเฉพาะบุคคลด้วยวัสดุชนิดต่าง ๆ เช่น ไทเทเนียมและเซอร์โกเนีย

ระบบแคด/แคม ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 3 ส่วน คือ 1) เครื่องกราดวิเคราะห์ (Scanner) เป็นเครื่องมือใช้ในการสแกนแบบจำลองและเปลี่ยนให้เป็นข้อมูลดิจิทัลเพื่อนำเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ 2) ส่วนชุดออกแบบ (Design software) เป็นซอฟต์แวร์ออกแบบหลักยึดเฉพาะบุคคล และ 3) เครื่องมือผลิตชิ้นงาน (Milling machine) กลึงขึ้นรูปชิ้นงาน (30)

หลักยึดเซอร์โกเนียเฉพาะบุคคลสามารถสร้างได้ 2 รูปแบบ คือ หลักยึดแบบสองชิ้น ประกอบด้วยหลักยึดรากเทียมไทเทเนียมสำเร็จรูปเป็นฐาน และเชื่อมกับชิ้นเซอร์โกเนีย โดยใช้ยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์ (35) และหลักยึดแบบชิ้นเดียว หรือหลักยึดรากเทียมที่กลึงจากเซอร์โกเนียในลักษณะชิ้นเดียว ซึ่งทั้ง 2 รูปแบบต้องกลึงขึ้นรูปเซอร์โกเนียร์ด้วยเทคโนโลยีแคด/แคม

ณ ปัจจุบันหลักยึดที่ขึ้นรูปด้วยระบบแคด/แคมเป็นหลักยึดที่ได้มีความแม่นยำสูง เนื่องจากออกแบบด้วยซอฟต์แวร์ ลดขั้นตอนการทำงานด้วยมนุษย์ ลดสาเหตุการเกิดข้อผิดพลาดได้ ลักษณะพื้นผิวของหลักยึดเหนือกว่าหลักยึดชนิดเหวี่ยง (Cast abutments) เนื่องจากการกลึงขึ้นรูปและขัดมันด้วยเทคโนโลยีขั้นสูง และสามารถทำซ้ำได้ง่าย โดยการเก็บข้อมูลในรูปดิจิทัลได้รูปร่างที่แน่นอน (30)

การจำแนกเซรามิกล้วนตามองค์ประกอบเซรามิก

1. เซรามิกที่มีซิลิกาเป็นองค์ประกอบพื้นฐาน (Silaca based ceramic) แบ่งเป็น

1.1 เซรามิกชนิดเฟลสปาติก (Felspathic ceramic) มีประกอบหลักเป็นโพแทสเฟลสปาร์ ดินขาว และซิลิกา เมื่อได้รับความร้อนจะเกิดการจัดเรียงตัวเกิดเป็นผลึกลูไซต์ (Leucite reinforced glass ceramic) ฝังตัวอยู่ในเมทริกซ์แก้ว ลักษณะผลึกมีการเรียงตัวแบบแผ่นแบนเป็นชั้น ๆ ซึ่งมีดัชนีหักเหของแสงใกล้เคียงฟันธรรมชาติ ส่วนใหญ่จะใช้ในการเคลือบบนโครงโลหะเพื่อให้ความสวยงาม

1.2 กลาสเซรามิกชนิดลิเทียมไดซิลิเกต (Lithium disilicate glass ceramic) เกิดจากการที่ผลึกลิเทียมออร์โทฟอสเฟตที่เล็กและสั้นได้รับความร้อนแล้วเกิดการจัดเรียงตัวใหม่ มีการขยายตัวของผลึกในลักษณะที่ยาวขึ้นเหมือนเข็ม และมีความแข็งแรงมากขึ้น เนื่องจากผลึกจะขัดขวางและเบี่ยงเบนทิศทางการแตก ทำให้เกิดการแตกต่อได้ยากขึ้น

2. เซรามิกที่เป็นออกไซด์ของโลหะเป็นองค์ประกอบพื้นฐาน (Metal oxide base ceramic) แบ่งเป็น

2.1 อะลูมินาเป็นองค์ประกอบพื้นฐาน (Alumina based ceramic) ปัจจุบันมีการใช้น้อยลงมาก

2.2 เซอร์โกเนียเป็นองค์ประกอบพื้นฐาน (Zirconia based ceramic) เป็นที่นิยมมากขึ้นในปัจจุบัน

การจำแนกงานเซรามิกล้วนตามขั้นตอนกระบวนการผลิต ขึ้นรูปชิ้นงาน

1. กระบวนการก่อเป็นชั้นและเผา (Layering and bake) คือ การขึ้นรูปโดยแบ่งเป็นสองขั้นตอนย่อย คือ ขั้นตอนสร้างแกนเซรามิกให้ความแข็งแรงและขั้นตอนพอกชั้นพอร์ซเลนด้านนอกเพื่อความสวยงาม หลักการนี้ทำเช่นเดียวกับครอบฟันโลหะเคลือบกระเบื้อง ข้อดี คือ สามารถเติมสีในขบวนการขึ้นรูปในเนื้อพอร์ซเลน ทำให้สีอยู่ทนและมีความสวยงาม

2. กระบวนการอัด (Press) คือ การขึ้นรูปในลักษณะทดแทนกระสวยขี้ผึ้งด้วยน้ำแก้ว ขบวนการเริ่มจากการสร้างรูปร่างขี้ผึ้งมีลักษณะตามต้องการ นำไปฝังในแบบหล่ออินเวสเมนต์ รอจนแข็งตัวเต็มที่นำไปเผาให้ความร้อนเพื่อละลายขี้ผึ้งออกผ่านทางช่องสปรูหลอมแท่งอินก็อต (Ingot) จนเป็นของเหลว และปล่อยให้น้ำแก้วไหลเข้าสู่แบบหล่อในสภาพสุญญากาศ ร่วมกับการอัดจากด้านบนด้วยแท่งอะลูมินา ชิ้นงานสร้างขึ้นเป็นครอบฟันทั้งซี่หรือเป็นแกนเซรามิกเพื่อเคลือบชั้นผิวพอร์ซเลนภายนอกเพื่อความสวยงาม

3. กระบวนการแคท/แคม คือ การใช้คอมพิวเตอร์ออกแบบและกลึงขึ้นรูปชิ้นงาน การทำงานแบบนี้มี 3 ส่วนได้แก่ ส่วนสแกนข้อมูลเพื่อนำข้อมูลไปประมวลผลด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เครื่องสแกนทำได้ทั้งในปากโดยตรงและแบบจำลองฟันในห้องปฏิบัติการ เมื่อได้ข้อมูลครบถ้วนนำไปใช้ออกแบบรูปร่างชิ้นงาน และส่งข้อมูลไปยังเครื่องกลึงเพื่อขึ้นรูปชิ้นงาน อย่างไรก็ตาม พบว่าระบบแคด/แคมยังปัญหาการใช้งานของ เช่น ต้องการผู้เชี่ยวชาญที่มีทักษะและความรู้ เครื่องมือมีราคาแพงและมีต้นทุนสูง ความแนบสนิทของชิ้นงาน และปัญหาเรื่องชิ้นงานบิ่น/แตก โดยเฉพาะบริเวณขอบของชิ้นงานบูรณะ (36) การศึกษาของ Nakamura และคณะ (37) พบว่าชิ้นงานที่ขึ้นรูปด้วยระบบแคด/แคม เมื่อเทียบกับชิ้นงานที่ผลิตด้วยวิธีดั้งเดิมไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ในการยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมด้วยซีเมนต์ พบว่าซีเมนต์ส่วนเกินที่ตกค้างซึ่งมีลักษณะเสมือนหินน้ำลายในฟันธรรมชาติ ก้อนซีเมนต์ส่วนเกินนี้รบกวนเนื้อเยื่อรอบรากเทียมบริเวณใต้เหงือก ส่งผลให้เกิดโรคเหงือกอักเสบรอบรากเทียม (Peri-implant mucositis) และเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบ (Peri-implantitis) ลักษณะโรคเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบ เกิดการละลายของกระดูกรอบรากเทียม เป็นสาเหตุสำคัญทำให้เกิดความล้มเหลวของการรักษาด้วยรากเทียม (38,39) การศึกษาของ Wilson (40) พบว่าการเกิดโรคเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบในรากเทียมเมื่อยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมด้วยซีเมนต์มีค่ามากกว่าร้อยละ 80.00 และสัมพันธ์กับซีเมนต์ส่วนเกินที่เหลือตกค้างอยู่รอบรากเทียม และโรคเหงือกอักเสบรอบรากเทียมสามารถพัฒนาเป็นโรคเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบได้เร็วกว่าโรคเหงือกอักเสบ (Gingivitis) ซึ่งพบในฟันธรรมชาติและพัฒนาเป็นโรคปริทันต์อักเสบ (Periodontitis) การกำจัดซีเมนต์ส่วนเกินจึงเป็นขั้นตอนสำคัญในการรักษาทันตกรรมรากเทียมยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมด้วยซีเมนต์ การกำจัดซีเมนต์ส่วนเกินรอบวัสดุบูรณะที่อยู่ใต้เหงือกออกทั้งหมดทำได้ยาก เพื่อให้เกิดผลสำเร็จของการรักษาในระยะยาว ดังนั้นรอยต่อระหว่างหลักยึดและวัสดุบูรณะอยู่ใต้เหงือกไม่เกิน 2.00 มิลลิเมตร (41)

ซีเมนต์ในงานรากเทียมแบบติดแน่น

ซีเมนต์ที่ใช้ในการยึดชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมปัจจุบันแบ่งเป็นซีเมนต์ยึดชั่วคราวและซีเมนต์ถาวร บางรายงานแนะนำให้ใช้ซีเมนต์ยึดชั่วคราวเนื่องจาก

รากเทียมไม่เกิดโรคฟันผุและซ่อมแซมได้ง่าย ตัวอย่างของซีเมนต์ชั่วคราว ได้แก่ ซิงก์ออกไซด์ซีเมนต์ (Zinc oxide cement) มีข้อเสีย คือ ความทนแรงดึง (Tensile strength) ต่ำและมีการละลายสูง ครอบฟันบนรากเทียมหลุดง่าย บางคำแนะนำให้ใช้ซีเมนต์ถาวร ได้แก่ ซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์ (Zinc phosphate cement) ซิงก์โพลีคาร์บอกซีเลตซีเมนต์ (Zinc polycarboxylate cement) กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Glass ionomer cement) และเรซินซีเมนต์ชนิดเซลฟ์แอดฮีซีฟ (Self-adhesive resin cements) มักใช้เป็นมาตรฐานในการศึกษาการเปรียบเทียบแรงยึดติดในปัจจุบัน ต่อมาพัฒนาเรซินซีเมนต์ชนิดที่มีความแข็งแรงและการละลายต่ำ จัดเป็นซีเมนต์กึ่งถาวร (Semi-permanent) ที่ให้แรงยึดเพียงพอและซ่อมแซมง่าย ให้แรงยึดน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับซีเมนต์ถาวร และในบางรายงานน้อยกว่าซีเมนต์ยึดชั่วคราว (35, 42-44)

การปรับสภาพพื้นผิวชิ้นงานเซอร์โกเนียบูรณะก่อนยึดติด

การศึกษาทดลองการปรับสภาพพื้นผิวเซรามิกส์ชนิดออกไซด์ของโลหะ (Metal oxide ceramics) โดยเฉพาะครอบฟันเซอร์โกเนียก่อนยึดติดกับรากเทียมเพื่อให้เกิดการยึดอยู่ที่มากขึ้นหลายวิธี (45) เช่น การเคลือบผิวด้วยซิลิการ่วมกับการใช้สารไซเลน การเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมินาออกไซด์ (Alumina oxide) ในปี ค.ศ. 2009 Casucci และคณะ (46) เปรียบเทียบความขรุขระของพื้นผิวเซอร์โกเนียเมื่อได้รับการปรับสภาพพื้นผิวด้วยวิธีต่าง ๆ พบว่าส่วนผสมของเมธานอลร่วมกับกรดไฮโดรคลอริกและ เฟอร์ริกคลอไรด์ ที่ 100 องศาเซลเซียส ทำให้เกิดความขรุขระบนพื้นผิวของเซอร์โกเนียแตกต่างจากการกัดด้วย กรดไฮโดรฟลูออกริกหรือการเป่าด้วยผงอนุภาคอะลูมินาออกไซด์ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ การปรับพื้นผิวด้วยวิธีต่าง ๆ เป็นการเพิ่มการเกิดการยึดติดในลักษณะเชิงกล

มีรายงานการใช้ซีเมนต์ที่มีส่วนประกอบของคาร์บอกซิเลตมอนอเมอร์ (Carboxylate monomer) หรือฟอสเฟตมอนอเมอร์ (Phosphate monomer) พบว่าให้ค่าความแข็งแรงของการยึดติดสูง (47-49) แต่ก็ยังพบว่าการยึดติดด้วยพันธะเคมีระหว่างเซอร์โกเนียกับซีเมนต์ชนิดต่าง ๆ ยังเป็นข้อถกเถียงที่ไม่สามารถสรุปได้ทั้งนี้เนื่องจากค่าพลังงานพันธะโคเวเลนซ์ระหว่างเซอร์โกเนียและออกซิเจนในโครงสร้างผลึกทั้ง 3 รูปแบบมีค่าสูงมากโดยเฟสที่มีค่าพลังงานพันธะสูงและเสถียรที่สุด คือ โมโนคลินิกมีค่า 157.5933 กิโลจูล/โมล รองลงมาคือเตตระโกนอลเฟส มีค่า 123.9304 กิโลจูล/โมล และ คิวบิกเฟส มีค่าต่ำที่สุดที่ 79.0289 กิโลจูล/โมล (50) ในปัจจุบันยังไม่มีรายงานว่าสามารถหาวิธีแยกพันธะระหว่างเซอร์โกเนียและออกซิเจนเพื่อเกิดพันธะเคมีกับสารใดได้ในสภาวะบรรยากาศปกติ และเนื่องด้วยเซอร์โกเนียมีความแข็งแรงสูงมากร่วมกับการขึ้นรูปของเซอร์โกเนียด้วยวิธีแคท/แคมซึ่งสามารถกำหนดช่องว่างระหว่างครอบฟันและหลักยึดได้ด้วยคอมพิวเตอร์ การใช้ซีเมนต์เพื่อการยึดติดจึงสามารถใช้ซีเมนต์พื้นฐานได้ แต่เรซินซีเมนต์เป็นที่นิยมมากกว่าเนื่องจากคุณสมบัติในการละลายน้ำที่ต่ำกว่า

เอกสารอ้างอิง

1. Drago C. Implant restorations a step-by-step guide. 3rd ed. Pondicherry: Wiley Publisher; 2014. p1-15.

2. National Institutes of Health consensus development conference statement on dental implants. J Dent Educ. 1988;52(12):686-91.

3. Goff S. Trends in dentistry. Dental Products Report. 2002;36:16-24.

4. Chang M, Odman PA, Wennstrom JL, Andersson B. Esthetic outcome of implant supported single-tooth replacements assessed by the patient and by prosthodontists. Int J Prosthodont. Int J Prosthodont. 1999;12(4):335-41.

5. Misch C, D'Alessio R, Misch-Dietsh F. Maxillary Partial Anodontia and Implant Dentistry: Maxillary Anterior Partial Anodontia in 255 Adolescent Patients: A 15-Year Retrospective Study of 276 Implant Site Replacements. Oral Health [Internet]. 2005;95(8):45-48-52-57. Available from: http://search.proquest.com/docview/210784861/

6. Wennström JL, Ekestubbe A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. J Clin Periodontol. 2005;32(6):567–74.

7. Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Russo S. Prosthetic treatment of maxillary lateral incisor agenesis with osseointegrated implants: A 24-39-month prospective clinical study. Clin Oral Implants Res. 2006;17(1):94–101.

8. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003; 90(2):121–32.

9. Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, de Kanter RJ. A systematic review of single tooth restorations supported by implants. J Dent. 2000; 28(4):209-17.

10. Priest GF. Failure rates of restorations for single-tooth replacement. Int J Prosthodont. 1996;9(1):38-45.

11. Sheppard IM. Denture base dislodgment during mastication. J Prosthet Dent. 1963;13(3): 462–8.

12. Lundqvist S, Haraldson T. Occlusal perception of thickness in patients with bridges on osseointegrated oral implants. Eur J Oral Sci. 1984;92(1):88–92.

13. Rissin L, House JE, Manly RS, Kapur KK. Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures, and natural teeth. J Prosthet Dent. 1978;39(5):508-11.

14. Humphris G, Healey T, Howell R, Cawood J. The psychological impact of implant-retained mandibular prostheses: a cross-sectional study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(4):437–44.

15. Meijer HJ, Raghoebar GM, Van'T Hof MA, Geertman ME, Van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures; a 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. Clin Oral Implants Res. 1999;10(3):238–44.

16. Harle TJ, Anderson JD. Patient satisfaction with implant-supported prostheses. Int J Prosthodont. 1993;6(2):153–62.

17. Wismeijer D, Waas MAJV, Vermeeren JIJF, Muldel J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. Int J Oral Maxillofac Surg. 1997;26(4):263–7.

18. Leung ACF, Cheung LK. Dental implants in reconstructed jaws: patients evaluation of functional and quality-of-life outcomes. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(1):127–34.

19. Grogono AL, Lancaster DM, Finger IM. Dental implants: A survey of patients' attitudes. J Prosthet Dent. 1989;62(5):573-6.

20. Kapur KK. Veterans administration cooperative dental implant study: Comparisons between fixed partial dentures supported by blade-vent implants and removable partial dentures. Part IV: Comparisons of patient satisfaction between two treatment modalities. J Prosthet Dent. 1991;66(4):517–29.

21. Garrett NR, Kapur KK, Hasse AL, Dent RJ. Veterans administration cooperative dental implant study: Comparisons between fixed partial dentures supported by blade-vent implants and removable partial dentures. Part V: Comparisons of pretreatment and posttreatment dietary intakes. J Prosthet Dent. 1997;77(2):153–61.

22. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3rd ed.. St. Louis: Mosby Elsevie; 2008.

23. Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restoration a systematic review. J Oral Rehabil. 2011;38(9):697–711.

24. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7(1):40-4.

25. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. J Prosthet Dent. 1995;74(1):51-5.

26. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1999;81(5):537-52.

27. Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. Clin Oral Implants Res. 2000;11:101–7.

28. Salinas TJ, Block MS, Sadan A. Fixed partial denture or single-tooth implant restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. J Oral Maxillofac Surg. 2004;62(9 Suppl 2):2–16.

29. Nematollahi F, Beyabanaki E, Alikhasi M. Cement Selection for Cement-retained implant-supported prostheses: A literature review. J Prosthodont. 2016;25(7):599–606.

30. Shafie HR. Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments. Oxford, UK: John Wiley & Sons, Ltd; 2014.

31. Abrahamsson I, Zitzmann NU, Berglundh T, Linder E, Wennerberg A, Lindhe J. The mucosal attachment to titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in dogs. J Clin Periodontol. 2002;29(5):448–55.

32. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An *in vitro* and *in vivo* study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(6):793–8.

33. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An *in vivo* human study. J Periodontol. 2004;75(2):292–6.

34. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. J Periodontol. 2006;77(1):73–80.

35. Maltzahn NF, Holstermann J, Kohorst P. Retention Forces between Titanium and Zirconia Components of Two-Part Implant Abutments with Different Techniques of Surface Modification. Clin Implant Dent Relat Res. 2016;18(4):735–44.

36. Yin L, Song XF, Song YL, Huang T, Li J. An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. Int J Mach Tool Manuf. 2006;46(9):1013–26.

37. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2003;16(3):244–8.

38. Korsch M, Walther W. Peri-implantitis associated with type of Cement: a retrospective analysis of different types of cement and their clinical correlation to the peri-implant tissue. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17(Suppl 2):434–43.

39. Korsch M, Marten S, Dötsch A, Jáuregui R, Pieper DH, Obst U. Effect of dental cements on peri-implant microbial community: comparison of the microbial communities inhabiting the peri-implant tissue when using different luting cements. Clin Oral Implants Res. 2016;27(12):161–6.

40. Wilson Jr. TG. The Positive Relationship Between Excess Cement and Peri-Implant Disease: A Prospective Clinical Endoscopic Study. J Periodontol. 2009;80(9):1388–92.

41. Brajkovic D, Antonijevic D, Milovanovic P, Kisic D, Zelic K, Djuric M, et al. Surface characterization of the cement for retention of implant supported dental prostheses: in vitro evaluation of cement roughness and surface free energy. Appl Surf Sci. 2014;311:131–8.

42. Gultekin P, Gultekin BA, Aydin M, Yalcin S. Cement selection for implant-supported crowns fabricated with different luting space settings. J Prosthodont. 2013;22(2):112–9.

43. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. J Prosthodont. 2008;17(2):92–6.

44. Tarica DY, Alvarado VM, Truong ST. Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. J Prosthet Dent. 2010;103(2):68–79.

45. Amornporncharoen M, Adchariyapitak N, Sirimongkolwattana S. Surface treatment of all ceramic crown. CM Dent J 2009;30(1):15-22.

46. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Oledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. J Dent. 2009;37(11):891–7.

47. Dias de Souza GM, Thompson VP, Braga RR. Effect of metal primers on microtensile bond strength between zirconia and resin cements. J Prosthet Dent. 2011;105(5):296-303.

48. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J Prosthet Dent. 2006;95(6):430–6.

49. Lehmann F, Kern M. Durability of resin bonding to zirconia ceramic using different primers. J Adhes Dent. 2009;11(6):479–83.

50. Li J, Meng S, Han J, Zhang X. Valence electron structure and properties of the ZrO2. Sci //China Ser. E-Technol. Sci. 2008;51(11):1858–66.

ติดต่อบทความ :
อ.ทพญ. กมลพร วัฒนเสริมกิจ
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ 34 ถนนอังรีดูนังต์
แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กทม. 10330
โทรศัพท์ : 02-218-8533
จดหมายอิเล็คทรอนิกส์ kamolpornw@yahoo.co.th

Corresponding author:
Dr. Kamolporn Wattanasirmkit
Prosthodontics Department, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
34 Henrydunant road, Wangmai, Pathumwan, Bangkok, 10330, Thailand.
Tel: +66 2-218-8533
E-mail: kamolpornw@yahoo.co.th

Received Date: Aug 29, 2018
Revised Date: Sep 18, 2018
Accepted Date: May 14, 2019