

การเตรียมพื้นผิวไทยเนียม และโลหะพสมไทยเนียมเพื่อเพิ่มการยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซิน: การทบทวนวรรณกรรม

ขวัญหาทัย กองคำบุตร* กัชชกร ฤทธิยะรัตน์** กัทกิกา อังกสกอร์*** อาภาพร พงษ์กัทกินทร์****
พิสัยศักดิ์ แซจาร์บันท****

บทคัดย่อ

ไทยเนียม และโลหะพสมไทยเนียมถูกนำมาใช้เป็นส่วนประกอบของ rakfann เที่ยม โดยเฉพาะหลักยึดลิงปลูกฝัง ซึ่งทำหน้าที่รองรับชิ้นงานบูรณะบน rakfann เที่ยม อย่างไรก็ตามหลักยึดลิงปลูกฝังไทยเนียมนั้นมีข้อจำกัดในด้านความสวยงาม เนื่องจากมีลักษณะที่เข้มข้น และสามารถแสดงลักษณะที่ไม่ดีได้ เช่น รอยร้าว รอยหลุด หรือรอยขีดข่วน ดังนั้นจึงมีการพยายามเลือกใช้หลักยึดลิงปลูกฝังชนิดสองชั้น โดยอาศัยฐานโลหะพสมไทยเนียมยึดติดกับหลักยึดลิงปลูกฝังวัสดุเชอร์โคเนีย หรือยึดติดกับครอบพันโดยตรงด้วยวัสดุยึดติดชนิดเรซิน ซึ่งการยึดติดระหว่างวัสดุทั้งสองชนิดดังกล่าวกับฐานโลหะพสมไทยเนียมนั้น ถือเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อความทนทาน และความสำเร็จของวัสดุบูรณะบน rakfann เที่ยม

ดังนั้นการเตรียมพื้นผิวของวัสดุไทยเนียม และโลหะพสมไทยเนียมด้วยวิธีทางกล และวิธีทางเคมี จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่ง เพื่อให้เกิดการยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินที่ดีขึ้น อันจะนำไปสู่ความสำเร็จ และความคงทนของวัสดุบูรณะบน rakfann เที่ยมต่อไป

คำสำคัญ: วัสดุยึดติดชนิดเรซิน การเตรียมพื้นผิว ไทยเนียม โลหะพสมไทยเนียม

วันที่รับ: 3 มกราคม 2567

วันที่แก้ไข: 25 มิถุนายน 2567

วันที่ตอบรับ: 12 กันยายน 2567

*คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ ประเทศไทย 50200

**ศูนย์ทันตกรรมชลบุรี จ.ชลบุรี 20000

***ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

****ภาควิชาทันตกรรมครอบครัวและชุมชน สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไป คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

Surface Treatment of Titanium and Titanium Alloy to Improve Bond Strength to Resin Cement: A review literature

Kwanhatai Khongkumbut* Tachakorn Kuntiyaratana** Pattarika Angkasith***
Arpaporn Pongpattarin**** Pisaisit Chaijareenont****

Abstract

Titanium and titanium alloy have been widely used as essential components in dental implant systems. One of their applications is implant abutments, which support restoration for dental implants. However, titanium abutments have aesthetic limitations due to their dense and dark color, which can be shown through the peri-implant tissue. To deal with this challenge, a two-piece abutment system has been considered, using a titanium alloy base attached to the abutment part. This base can be connected to the zirconia abutment or directly to the crown using resin cement. Adhesion between these two different types of materials is a critical factor influencing the durability and success of the restoration.

Therefore, the surface treatment of both titanium and titanium alloy materials using mechanical and chemical methods must be done to promote better adhesion with the resin cement, which will contribute to increased success and longevity of dental implant restorations.

Keywords: Resin cement, Surface treatment, Titanium, Titanium alloy

Received Date: Jan 3, 2024

Revised Date: Jun 25, 2024

Accepted Date: Sep 12, 2024

*Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Mueang District, Chiang Mai 50200, Thailand.

**Chonburi Dental Center, Chonburi 2000, Thailand.

***Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Mueang District, Chiang Mai 50200, Thailand.

****Department of Community Dentistry, Division of General Dentistry, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University, Mueang District, Chiang Mai 50200, Thailand.

บทนำ (Introduction)

ไทเทเนียม (titanium) และโลหะผสมไทเทเนียม (titanium alloy) ถูกนำมาใช้ในงานทันตกรรม รากฟัน เที่ยมอย่างแพร่หลาย เนื่องจากมีคุณสมบัติทางชีวภาพ เช้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อภายในช่องปาก (biocompatibility) สามารถเหนี่ยวแน่น และเชื่อมติดกับกระดูกโดยรอบ (osteointegration) มีความแข็งแรง ต้านทานต่อการ ลึกกร่อน และมีค่ามอดุลล์ของสภาวะยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ที่ใกล้เคียงกับกระดูก โดยในทางทันตกรรม ปัจจุบัน จะนิยมใช้ไทเทเนียมบริสุทธิ์ เชิงพาณิชย์ (commercially pure-titanium: Cp-Ti) และโลหะผสม ไทเทเนียม อะลูมิเนียม วานเดีย (Ti-6Al-4V alloy) (1,2) เพื่อเป็นส่วนประกอบต่างๆ ในระบบรากฟันเที่ยม อันได้แก่ รากฟันเที่ยม (implant fixture) และหลักยึด สิ่งปลูกฟัน (implant abutment) ซึ่งทำหน้าที่รองรับชิ้นงานบุรุณบนรากฟันเที่ยม เป็นต้น (3)

ถึงแม้ว่าหลักยึดสิ่งปลูกฟันที่สร้างจากวัสดุ ไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียม จะเป็นที่นิยมใช้ แต่ด้วยคุณสมบัติของสิ่งที่เข้มข้น จึงสามารถแสดงลักษณะที่มีลักษณะบาง (thin mucosa) หรือมีความหนาอยกว่า 3 มิลลิเมตรได้ (4) ทำให้เนื้อเยื่อบุรุณนั้น กีดกั้นและสีเทา ซึ่งส่งผลต่อความสวยงาม และความสำเร็จของ การรักษา โดยเฉพาะอย่างยิ่งในตำแหน่งที่ต้องการความสวยงาม (5) ดังแสดงในรูปที่ 1 ดังนั้นหลักยึดสิ่งปลูกฟัน

ที่สร้างจากวัสดุเซอร์โคเนียม(zirconia abutment) จึงถูก พัฒนาเข้ามาใหม่ทบทวน เพื่อแก้ไขส่วนของเนื้อเยื่อรอบ รากฟันเที่ยม ให้มีความสวยงามมากขึ้น (6) อย่างไรก็ตาม การเลือกใช้หลักยึดสิ่งปลูกฟันแบบชิ้นเดียว (zirconia single piece abutment) มักพบปัญหาการแตกหัก และ การลอกคราบบนบริเวณรอยต่อ อันเป็นผลให้เกิดความ ล้มเหลว ในการรักษา (7,8) เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว จึงพิจารณาให้มีการเลือกใช้หลักยึดสิ่งปลูกฟันชิ้นสองชิ้น (two-piece abutment) โดยอาศัยฐานโลหะผสมไทเทเนียม (titanium alloy base) ยึดติดเข้ากับหลักยึดสิ่งปลูกฟัน วัสดุเซอร์โคเนียม (8,9) หรือใช้วิธีการยึดติดกับส่วน ครอบฟันโดยตรง ในกรณีที่บุรุณด้วยครอบฟันชนิด เชรามิกล้วน (10,11) ผ่านการยึดติดด้วยวัสดุยึดติด ชนิดเรซิน (resin cement)

ดังที่กล่าวมาข้างต้น การยึดติดระหว่างหลักยึด สิ่งปลูกฟันวัสดุเซอร์โคเนียม หรือครอบฟันชนิดเชรามิกล้วน กับฐานโลหะผสมไทเทเนียมด้วยวัสดุยึดติดชนิดเรซิน ถือเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อความทนทานของวัสดุ บุรุณทั้งหมด (12) อย่างไรก็ตาม ยังพบว่าการยึดติดที่ เกิดขึ้นนั้นมักไม่ดีเท่าที่ควร (13-15) เนื่องจากวัสดุ แต่ละชนิดมีส่วนประกอบที่แตกต่างกัน ดังนั้นการเตรียม พื้นผิวของวัสดุไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียม จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่ง เพื่อทำให้เกิดการยึดติดที่ดีขึ้น กับวัสดุยึดติดชนิดเรซิน อันจะนำไปสู่ความสำเร็จ และ ความคงทนของวัสดุบุรุณบนรากฟันเที่ยมต่อไป (16)



รูปที่ 1 แสดงการส่องผ่านสีของหลักยึดสิ่งปลูกฟันไทเทเนียม ในเนื้อเยื่อที่มีลักษณะบาง

Fig 1. A grayish appearance of titanium abutment on thin mucosa tissue.

การเตรียมพื้นผิว (Surface Treatment)

การเตรียมพื้นผิวนวัสดุไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียมนั้น หวังผลเพื่อให้เกิดการยึดติด ที่ดีขึ้น กับวัสดุยึดติดชนิดเรซิน โดยจากการรวบรวมข้อมูลของผู้ศึกษา การเตรียมพื้นผิวสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 แนวทาง ได้แก่ วิธีการเตรียมพื้นผิวทางกล และวิธีการเตรียมพื้นผิวทางเคมี

1. การเตรียมพื้นผิวทางกล (Mechanical Method)

การสร้างความขรุขระของพื้นผิว (surface roughness) เพื่อเพิ่มพื้นที่ผิวลัมพ์ส์ ตลอดจนการทำความสะอาดพื้นผิวให้ปราศจากสิ่งรบกวน (decontamination) โดยเฉพาะวิธีการเป่าทราย (sandblasting) จัดเป็นวิธีที่สามารถเพิ่มแรงยึดติดทางกลระหว่างพื้นผิวโลหะ และวัสดุยึดติดได้ (17)

1.1 การเป่าทราย (Sandblasting)

การเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมีนา (sandblasting with alumina oxide particles) ถือเป็นวิธีที่นิยมใช้มากที่สุดในปัจจุบัน เนื่องจากสามารถทำได้ง่าย และมีราคาถูก โดยอนุภาคเหล่านี้จะช่วยกำจัด ลีบงเปื้อนรวมถึงสร้างความขรุขระบนพื้นผิว (17-19) นอกจากนี้แล้ว ยังมีการดัดแปลงอนุภาคอะลูมีนาด้วยการเคลือบชิลิกาบนพื้นผิว (tribochemical silica coating) เพื่อทำให้เกิดพื้นผิวที่มีความขรุขระร่วมกับมีผลึกชิลิกาฟังตัวอยู่บนพื้นผิว ซึ่งการเป่าทรายอนุภาคอะลูมีนาดัดแปลงด้วยชิลิกานี้ มักจะทำร่วมกับการใช้สารละลายควบคู่โซลีเคน (silane coupling agent) เสมอ เพื่อก่อให้เกิดแรงยึดติดที่ดีขึ้น จากการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาค (micromechanical retention) และการยึดติดทางเคมี (chemical bonding) (20, 21) การศึกษาการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียมด้วยวิธีการเป่าทราย ได้สรุปมา ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงการศึกษาการเตรียมพื้นผิวนวัสดุไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียม ด้วยวิธีการเป่าทราย อนุภาคอะลูมีนา และอนุภาคอะลูมีนาดัดแปลงด้วยชิลิกา

Table 1. Summary studies of surface treatment on titanium and titanium alloy using the alumina oxide sandblasting and tribochemical silica coating methods.

| ผู้ศึกษา และชนิดของโลหะ | วิธีการศึกษา | ผลการศึกษา |
|---|--|--|
| Fonseca และคณะ (12) ไทเทเนียมบริสุทธิ์ เชิงพาณิชย์ (Cp-Ti) | เป่าทรายอนุภาคอะลูมีนาขนาด 50 120 250 ไมครอน และอนุภาคอะลูมีนาดัดแปลงด้วยชิลิกาขนาด 30 ไมครอน ภายใต้ความดัน 4.8 บาร์ มุม 90 องศา 10 วินาที | พื้นผิวของไทเทเนียมที่ผ่านการเป่าทรายอะลูมีนาด้วยขนาดที่แตกต่างกัน จะเกิดร่องขรุขระระดับไมครอน ที่มีขนาดแปรผันตามอนุภาคที่ใช้ กระจายบนพื้นผิว และเมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเฉือนพบว่า ในกลุ่มที่เป่าทรายอนุภาคอะลูมีนาขนาด 50 120 และ 250 ไมครอน มีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 6.1 6.0 และ 7.0 เมกะปาสคาล ตามลำดับ ซึ่งสูงกว่ากลุ่มที่เป่าทรายอนุภาคอะลูมีนาดัดแปลงขนาด 30 ไมครอน (2.3 เมกะปาสคาล) อย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียมด้วยการเป่าทรายอนุภาคอะลูมีนา ขนาด 50 120 และ 250 ไมครอน จึงมีความเหมาะสมในการศึกษานี้ เนื่องจากให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดที่สูงและไม่แตกต่างกันในทางสถิติ |

| ผู้ศึกษา และ ชนิดของโลหะ | วิธีการศึกษา | ผลการศึกษา |
|--|--|--|
| Abi-Rached และคณะ (14) ไทเกเนียมบริสุทธิ์ เชิงพาณิชย์ (Cp-Ti) | เป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 120 250 ไมครอน และอนุภาคอะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกาขนาด 30 ไมครอน อะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกา อะลูมินาขนาด 30 ไมครอน ภายนอก ความดัน 4.8 บาร์ มุม 90 องศา ห่าง 10 มิลลิเมตร 10 วินาที | การเป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด 120 และ 250 ไมครอน และอนุภาคอะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกาขนาด 30 ไมครอน เป็นวิธีที่เหมาะสมในการศึกษานี้ เนื่องจากให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเฉือนกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินที่ไม่แตกต่างกัน โดยมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 16.71 ± 2.90 13.76 ± 2.03 และ 14.89 ± 2.80 เมกะปาสคัล ตามลำดับ และสูงกว่าการเป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมครอน (12.39 ± 2.16 เมกะปาสคัล) อย่างมีนัยสำคัญ โดยอนุภาคอะลูมินาขนาด 120 และ 250 ไมครอน จะทำให้เกิดร่องชุขระขนาดใหญ่บนพื้นผิวไทเกเนียม และการใช้ออนุภาคอะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกาขนาด 30 ไมครอน ร่วมกับสารละลายควบคูไซเลน จะทำให้พื้นผิวมีความชอบน้ำมากขึ้น ซึ่งเหมาะสมต่อการซึมผ่านของเรซิน และส่งผลให้แรงยึดติดเพิ่มขึ้น |
| Pitta และ คณะ (19) โลหะผสมไทเกเนียม อะลูมิเนียม วานเดียม (Ti-6Al-4V alloy) | เป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมครอน อนุภาคอะลูมิเนียม อะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกา ขนาด 30 และ 110 ไมครอน ภายนอก ความดัน 2.5 บาร์ มุม 45 องศาห่าง 10 มิลลิเมตร 10 วินาที | การเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมครอน เป็นวิธีที่มีความเหมาะสมที่สุดในการเตรียมพื้นผิว ไทเกเนียม โดยจะทำให้เกิดร่องชุขระในระดับไมครอนบนพื้นผิว ได้มากกว่า การเป่าทรายอนุภาคอะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกาขนาด 30 และ 110 ไมครอน จึงส่งผลให้เกิดการยึดติดที่ดี โดยให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินสูงที่สุด (420.0 ± 139.5 นิวตัน) เมื่อเปรียบเทียบกับการเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกาขนาด 30 ไมครอน (346.9 ± 273.0 นิวตัน) และ 110 ไมครอน (376.1 ± 295.1 นิวตัน) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ |
| Karaokutan และ Ozel (18) ไทเกเนียมบริสุทธิ์ เชิงพาณิชย์ (Cp-Ti) | เป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 และ 110 ไมครอน ภายนอก ความดัน 2 บาร์ มุม 45 องศา 10 วินาที และอนุภาคอะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกา อะลูมินาขนาด 30 ไมครอน ภายนอก ความดัน 2 บาร์ 15 วินาที | การเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 110 ไมครอน และอนุภาคอะลูมินาดัดแปลงด้วยชิลิกาขนาด 30 ไมครอน ส่งผลให้พื้นผิวไทเกเนียมมีความชุขระ และเกิดรูพรุนในระดับไมครอน โดยอนุภาคอะลูมินาขนาด 110 ไมครอน จะทำให้เกิดรูพรุนที่มีขนาดใหญ่กว่าทุกกลุ่ม อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาพบว่า การเตรียมพื้นผิวไทเกเนียมด้วยการเป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมครอน ถือเป็นวิธีที่มีความเหมาะสมที่สุด เนื่องจากให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเฉือนระหว่างวัสดุยึดติดชนิดเรซินอยู่ที่ 18.72 ± 2.58 เมกะปาสคัล ซึ่งมีค่าสูงกว่ากลุ่มอนุภาคอะลูมินาขนาด 110 ไมครอน (17.31 ± 2.22) และอนุภาคดัดแปลงด้วยชิลิกาขนาด 30 ไมครอน (14.19 ± 2.25) อย่างมีนัยสำคัญ |

นอกจากนี้แล้ว การเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมีนา และอนุภาคอะลูมีนาตัดแปลงด้วยซิลิกา ยังสามารถสร้างความชรุขะบวนพื้นผิวของเซอร์โคเนียมได้ และส่งผลให้เกิดการเพิ่มขึ้นของแรงยึดติดระหว่างเซอร์โคเนียม กับวัสดุยึดติดชนิดเรซิน ดังเช่น ในการศึกษาของ Moon และคณะ ปี 2016 ที่พบว่า การเตรียมพื้นผิวเซอร์โคเนียม ด้วยการเป่าทรายอนุภาคอะลูมีนาขนาด 50 ไมครอน ภายใต้ความดัน 4 บาร์ ที่ระยะเวลา 20 วินาทีนั้น ส่งผลให้เกิดความชรุขะบวนพื้นผิว และให้ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงยึดติดแบบเฉือนกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินสูงที่สุดในการศึกษาดังกล่าว (22)

2. การเตรียมพื้นผิวทางเคมี (Chemical Method)

เนื่องจากวัสดุไทเทเนียม หรือโลหะผสมไทเทเนียม ในอุณหภูมิห้องนั้น จะเกิดพื้นผิวสนิม หรือชั้นที่เรียกว่า ไทเทเนียมออกไซด์ (titanium oxide layer) ชั้นส่วนต่อไปนี้จะบดบังการยึดติดของวัสดุ ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงผ่านปฏิกิริยาออกซิเดชัน ด้วยสารเคมีจึงเข้ามาเป็นบทบาทต่อคุณสมบัติทางกล และทางเคมีของวัสดุดังกล่าว (23)

ตารางที่ 2 แสดงการศึกษาการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียม ด้วยสารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์

Table 2. Summary studies of surface treatment on titanium and titanium alloy using hydrogen peroxide.

| ผู้ศึกษา และ ชนิดของโลหะ | วิธีการศึกษา | ผลการศึกษา |
|---|---|--|
| Ozyetim และ คณะ(24) راكฟินเทียม ที่เชื่อมต่อกับ หลักยึดลิงปลูกฝัง โลหะผสมไทเทเนียม | เชื้อในสารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ ความเข้มข้นร้อยละ 35 ระยะเวลา 30 นาที ที่อุณหภูมิห้อง | ไม่พบลักษณะ และค่าเฉลี่ยความชรุขะที่แตกต่างกัน บนพื้นผิวของไทเทเนียมในกลุ่มที่ เชื้อด้วยสารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ ความเข้มข้นร้อยละ 35 (0.76 ± 0.3 ไมครอน) และกลุ่มควบคุม (0.81 ± 0.5 ไมครอน) อย่างมีนัยสำคัญ แต่พบว่าในกลุ่มที่ เชื้อด้วยสารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ จะเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันบนพื้นผิวของไทเทเนียม ซึ่งส่งผลต่อการเพิ่มขึ้นของแรงยึดติด โดยมีค่าเฉลี่ยแรงยึดกับวัสดุยึดชนิดเรซินอยู่ที่ 490 ± 48.2 นิวตัน ซึ่งสูงกว่ากลุ่มควบคุม (382 ± 48.4 นิวตัน) ในทางสถิติ |

2.1 การใช้สารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (Hydrogen peroxide)

การเตรียมพื้นผิวไทเทเนียม หรือโลหะผสมไทเทเนียม โดยการ เชื้อสารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ สามารถเพิ่มการยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินได้ (17, 23,24) ซึ่งการเพิ่มขึ้นของ การยึดติดดังกล่าว เกิดขึ้นได้จากพื้นผิวของไทเทเนียมที่ถูกกัดกร่อน จนนำไปสู่การเกิดความชรุขะบวนพื้นผิว นอกจากนี้ การใช้สารละลายดังกล่าวยังเพิ่มให้พื้นผิวของไทเทเนียมเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน ปลดปล่อยไทเทเนียมไอออน (titanium ion) ส่วนเกิน และเข้าจับกับออกซิเจนไอออน (oxygen ion) เกิดเป็นชั้นไทเทเนียมออกไซด์ชั้นบนพื้นผิว ส่งผลให้พื้นผิวเกิดความชอบน้ำขึ้น (hydrophilicity) (23-27)

อย่างไรก็ได้ ในปัจจุบันยังไม่มีการกำหนดรูปแบบที่ เป็นมาตรฐานของการใช้สารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ในการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียม ซึ่งการศึกษาการเตรียมพื้นผิวด้วยสารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ ที่ความเข้มข้น และระยะเวลาที่แตกต่างกัน สามารถสรุปได้ ดังแสดงในตารางที่ 2

| ผู้ศึกษา และ ชนิดของโลหะ | วิธีการศึกษา | ผลการศึกษา |
|---|---|--|
| Elsaka และ Swain (28) ไทเกเนียมบิรุสุที เชิงพาณิชย์ (Cp-Ti) | แข็งในสารละลายน้ำไฮโดรเจน เบอร์ออกไซด์ ความเข้มข้น ร้อยละ 10 และ 30 ระยะเวลา เวลา 5 และ 10 นาที ท่ออุณหภูมิห้อง | สารละลายน้ำไฮโดรเจนเบอร์ออกไซด์ ที่ความเข้มข้นร้อยละ 30 ส่งผลให้เกิดการกัดกร่อนบนพื้นผิวไทเกเนียมในรูปแบบของหลุมระดับไมครอน มากกว่าสารละลายน้ำไฮโดรเจนที่ความเข้มข้นร้อยละ 10 เมื่อเปรียบเทียบแรงยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินด้วยค่าเฉลี่ยอัตราการปลดปล่อยพลังงานความเด่น ($G\text{-values}$) พบว่าค่าเฉลี่ยในกลุ่มที่แข็งด้วยสารละลายน้ำไฮโดรเจนที่ความเข้มข้นร้อยละ 30 ที่ระยะเวลา 5 และ 10 นาที (5.3 ± 0.8 และ 6.2 ± 1 จูลต่อตารางเมตร) มีค่าสูงกว่ากลุ่มที่แข็งด้วยสารละลายน้ำไฮโดรเจนที่ความเข้มข้นร้อยละ 10 (4.2 ± 1 และ 4.5 ± 1 จูลต่อตารางเมตร) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยระยะเวลาในการแข็ง 5 และ 10 นาที ให้ค่าเฉลี่ยที่ไม่แตกต่างกัน ในทั้งสองกลุ่ม การเตรียมพื้นผิวไทเกเนียมด้วยสารละลายน้ำไฮโดรเจนเบอร์ออกไซด์ ความเข้มข้นร้อยละ 30 ที่ระยะเวลา 5 หรือ 10 นาที จึงเป็นวิธีที่มีความเหมาะสมในการศึกษาดังกล่าว |
| Yoshida (23) ไทเกเนียมบิรุสุที เชิงพาณิชย์ (Cp-Ti) | แข็งในสารละลายน้ำไฮโดรเจน เบอร์ออกไซด์ ความเข้มข้น ร้อยละ 34.5 เวลา 60 นาที และใช้สารละลายน้ำมันกันสนิม เชิงพาณิชย์ (Cp-Ti) การรีบูต ด้วยหลอดไฟฮาโลเจนที่ระยะเวลา เวลา 40 100 160 220 วินาที ท่ออุณหภูมิห้อง | การใช้สารละลายน้ำไฮโดรเจนเบอร์ออกไซด์ ความเข้มข้นร้อยละ 34.5 ร่วมกับการรีบูตด้วยหลอดไฟฮาโลเจน ส่งผลให้เกิดการเพิ่มขึ้นของชั้นไทเกเนียมบนพื้นผิวของไทเกเนียม และทำให้พื้นผิวเกิดความชอบน้ำมากขึ้น โดยพบว่าการรีบูตด้วยหลอดไฟฮาโลเจนที่ระยะเวลา 160 วินาที ถือเป็นวิธีเตรียมพื้นผิวที่มีความเหมาะสม เนื่องจากให้ค่าเฉลี่ยการยึดติดแบบเฉือนกับวัสดุยึดติด ชนิดเรซินอยู่ที่ 25.8 ± 9.4 เมกะปาสคัล ซึ่งสูงกว่ากลุ่มควบคุม 14 เท่า และสูงกว่ากลุ่มที่แข็งด้วยสารละลายน้ำไฮโดรเจนเบอร์ออกไซด์เพียงอย่างเดียว 1.5 เท่า นอกจากนี้ยังพบว่า การเพิ่มระยะเวลาในการลับผัลของไทเกเนียมกับสารละลายน้ำจาก 160 วินาที เป็น 220 วินาที จะส่งผลให้แรงยึดติดแบบเฉือนลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งเป็นผลมาจากการหนาของชั้นไทเกเนียมบนพื้นผิว |

2.2 การใช้สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริก (Hydrofluoric acid)

สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริกนั้น มักถูกนำมาเตรียมพื้นผิวกระฟันเพื่อเตรียมให้เกิดการเจาะช่องที่ต้องการ แล้วโลหะผสมไทเทเนียมเพื่อเพิ่มการเหนี่ยวนำเซลล์เนื้อเยื่อกระดูกให้เกิดการเชื่อมประสานของกระดูก (osseointegration) ผ่านการแสดงออกของ อาร์ เอ็น เอ ที่เกี่ยวข้องกับกระดูก (bone specific RNA) โดยส่งผลให้มีการแสดงออกของยีนกระดูก (osteoblastic gene) และโปรตีนที่เกี่ยวข้องกับการสร้างกระดูกมากขึ้น เช่น โบน ไซอะโล โปรตีน (bone sialoprotein: BSP) และ อัลคาไลน์ ฟอฟฟาเตส (alkaline phosphatase: ALP) ซึ่งเป็นตัวบ่งชี้ว่ามีการเปลี่ยนสภาพของเซลล์สร้างกระดูก (osteoblastic-differentiation) เพื่อให้เกิดการสร้างกระดูกมากขึ้น (29) นอกจากที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว ยังมีการศึกษาเพิ่มเติมที่พบว่า สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริก สามารถก่อให้เกิดความชุรุยะของพื้นผิวที่มากขึ้น เมื่อทำการเปลี่ยนแปลงความเข้มข้น และระยะเวลาการเตรียมพื้นผิว (28) รวมถึงยังมีคุณสมบัติในการฉาบล้างพื้นผิว และสร้างชั้นของไทเทเนียมออกไซด์ (30)

ดังที่กล่าวไปก่อนหน้านี้ว่า ชั้นออกไซด์ดังกล่าวสามารถเพิ่มการยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินได้ จึงทำให้สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริกถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียม ในหลายการศึกษา (28, 31) Guilherme และคณะ ในปี 2016 พบร่วมกันว่า การใช้สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริกที่ความเข้มข้นร้อยละ 9.5 ระยะเวลา 30 วินาที ถือเป็นวิธีที่ทำได้ง่าย โดยไม่ต้องอาศัยวัสดุเพิ่มเติมในการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียม โดยจะทำให้เกิดลักษณะรูพรุนขนาดเล็ก (micropores) อย่างเป็นระเบียบบนพื้นผิว แตกต่างจากลักษณะชุรุยะที่พบจากการเจาะรายละเอียด และให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเฉือนกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินอยู่ที่ 46.1 ± 17.9 เมกะปาสคัล ซึ่งไม่แตกต่างจากการเจาะรายละเอียดทางชีวภาพ (53.0 \pm 9.7 เมกะปาสคัล) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (31) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Elsaka และ Swain ในปี 2013 ที่พบว่า การใช้สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริกที่ความเข้มข้น

ร้อยละ 9 ที่ระยะเวลา 5 หรือ 10 นาที ส่งผลให้แรงยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินในรูปแบบของค่าเฉลี่ยอัตราการปลดปล่อยพลังงานความเค้น (G-values) อยู่ที่ 11.6 ± 1.6 และ 11.8 ± 1.2 จูลต่อตารางเมตร ซึ่งมีค่ามากกว่าการเจาะรายละเอียดทางชีวภาพ (9.1 \pm 1.3 จูลต่อตารางเมตร) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ถึงแม้ว่าจะทำให้เกิดความชุรุยะบนพื้นผิวที่น้อยกว่าก็ตาม โดยได้อธิบายไว้ว่า แรงยึดติดที่สูงขึ้นเป็นผลมาจากการล่วนโมโนเมอร์ที่มีฤทธิ์เป็นกรดของวัสดุยึดติดชนิดเรซิน เข้าจับกับชั้นไทเทเนียมออกไซด์ที่เพิ่มมากขึ้น (28) ซึ่งแตกต่างจากผลการศึกษาของ Alkhadashi และคณะ ในปี 2020 ที่พบว่า การใช้สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริกที่ความเข้มข้นร้อยละ 9.5 เป็นระยะเวลา 90 วินาทีนั้น ให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเฉือนอยู่ที่ 5.35 ± 1.12 เมกะปาสคัล ซึ่งต่ำกว่าการเตรียมพื้นผิวด้วยการเจาะรายละเอียด อะลูมิเนียมขนาด 50 ไมครอน (15.91 ± 3.23 เมกะปาสคัล) อย่างมีนัยสำคัญ โดยเป็นผลมาจากการเลือกใช้จำนวนกลุ่มตัวอย่างที่น้อย และสารยึดติดชนิดเรซินที่ไม่หลากหลาย ซึ่งในการศึกษาไม่ได้อธิบายถึงลักษณะ และค่าเฉลี่ยความชุรุยะของพื้นผิวไทเทเนียมที่ผ่านการเตรียมพื้นผิวที่แตกต่างกัน (32)

2.3 การทำโอนไดซ์ (Anodization)

โอนไดซ์ เป็นการปรับสภาพพื้นผิวของไทเทเนียมเพื่อให้เกิดการสะสมของชั้นออกไซด์ที่มีความหนาเหมาะสมบนพื้นผิว โดยอาศัยวิธีไฟฟ้าทางเคมี (electrochemical method) เพื่อให้เกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันขั้นบากบนพื้นผิวไทเทเนียม (anodic oxidation) เมื่อให้แรงดันไฟฟ้าสารละลายอิเล็กโทรไลต์ จะเกิดการแตกตัวเป็นไอออนบวก และไอออนลบ ซึ่งไอออนลบจะเข้าไปประสมบนพื้นผิวของไทเทเนียม ก่อให้เกิดเป็นชั้นออกไซด์ที่มีความหนาขึ้น (33) ความหนาของชั้นไทเทเนียมออกไซด์ที่เกิดขึ้นนี้ จะส่งผลให้ไทเทเนียมมีการละหันของแสง และมีลักษณะที่สว่างขึ้นโดยไม่ทำให้สูญเสียคุณสมบัติทางชีวภาพ (34-37) ดังแสดงในรูปที่ 2 ซึ่งการเปลี่ยนแปลงเหล่านี้จะขึ้นอยู่กับแรงดันไฟฟ้า ระยะเวลาที่ใช้ (38) รวมถึงอุณหภูมิ และประเภทของสารอิเล็กโทรไลต์ ที่เลือกใช้ในการทำปฏิกิริยา

(39, 40) นอกจากที่กล่าวไปข้างต้นแล้ว เมื่อทำการศึกษาเพิ่มเติมจะพบว่า การทำโโนไดซ์ส่งผลให้ไทเทเนียมต้านทานต่อการกัดกร่อนมากขึ้น (41) และทำให้เกิด

ความชรุขระได้บนพื้นผิว ซึ่งอาจส่งผลให้เกิดการยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินที่เพิ่มขึ้น (42)



รูปที่ 2 แสดงหลักยึดสิ่งปลูกฝังไทเทเนียมที่ผ่านการทำโโนไดซ์ในพันตัดซี่กกลาง

Fig 2. An anodized titanium abutment on central incisors.

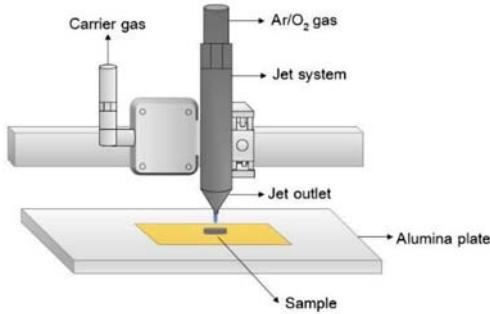
อย่างไรก็ตาม การศึกษาการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมด้วยวิธีโโนไดซ์ เพื่อเพิ่มการยึดติดกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินในปัจจุบัน ยังมีการศึกษาที่ค่อนข้างน้อย โดยจากการศึกษาของ Amornwichitwech และ Palanunwech ในปี 2022 พบว่า การเตรียมพื้นผิวโลหะผสมไทเทเนียมด้วยวิธีโโนไดซ์ ที่แรงดันไฟฟ้า 60 โวลต์ ระยะเวลา 5 ถึง 10 วินาที ภายใต้สารละลายนิquel หรือไอล์ฟอนิดโซเดียม ในคาร์บอนเนต ณ อุณหภูมิห้อง ส่งผลให้พื้นผิวของไทเทเนียมเปลี่ยนเป็นลักษณะที่เรียกว่า "roughness" ซึ่งแตกต่างจากการเป่าทรายอะลูมินาโดยมีค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเฉือนกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินอยู่ที่ 16.25 ± 2.23 เมกะปาสคาล ซึ่งต่ำกว่าการเตรียมพื้นผิวด้วยวิธีการเป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมครอน (29.47 ± 2.41 เมกะปาสคาล) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และไม่แนะนำให้ทำการเตรียมพื้นผิวด้วยวิธีโโนไดซ์ร่วมกับการเป่าทรายอะลูมินาเนื่องจากจะทำให้โลหะผสมไทเทเนียมสูญเสียคุณสมบัติของสีที่ได้จากการทำโโนไดซ์ ถึงแม้ว่าจะให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเฉือนอยู่ที่ 27.84 ± 2.71 เมกะปาสคาล ซึ่งไม่แตกต่างจากการเป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมครอน ในทางสถิติก็ตาม (43)

2.4 การใช้พลาasmaในอุณหภูมิปกติ (Plasma treatment)

การใช้พลาasmaในอุณหภูมิปกตินั้น จัดเป็นวิธีการเตรียมพื้นผิวแบบใหม่ โดยอาศัยการใช้ก้าวภายในไฟฟ้า ความกดอากาศ (13) เพื่อหัวงผลเพิ่มพลังงานพื้นผิว (surface energy) ของไทเทเนียม เป็นผลให้พื้นผิวมีความเปียกเพิ่มมากขึ้น จากการเปลี่ยนแปลงลักษณะทางเคมีบนพื้นผิว โดยไม่ก่อให้เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์ (24, 44, 45) และยังจัดว่าเป็นวิธีการเตรียมพื้นผิวที่ทำได้ง่าย ปลอดภัย รวมถึงไม่ทำลายพื้นผิวของชิ้นงาน ดังเช่นที่เกิดจากการเป่าทราย (46) โดยจากการศึกษาของ Degirmenci และคณะ ในปี 2020 พบว่า บริเวณพื้นผิวที่ถูกดัดแปลงจะมีชั้นของออกไซด์ที่เพิ่มขึ้น ซึ่งแสดงให้เห็นได้จากการเพิ่มขึ้นของอัตราส่วนของธาตุออกซิเจน และการลดลงของธาตุคาร์บอน จึงเป็นผลให้เกิดการยึดติดระหว่างพื้นผิวไทเทเนียมที่ถูกทำความสะอาดกับวัสดุยึดติดที่มากขึ้น (47) สอดคล้องกับการศึกษาของ El-behawy และคณะ ในปี 2016 ที่พบว่า การเตรียมพื้นผิวไทเทเนียมด้วยออกซิเจนพลาasma ให้แรงยึดติดแบบเฉือนกับวัสดุยึดติดอยู่ที่ 264.7 ± 12.8 นิวตัน ซึ่งไม่ต่างจากการเป่าทรายอนุภาคอะลูมินาขนาด

50 ไมครอน (261.3 ± 20.6 นิวตัน) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แม้ว่าจะไม่ส่งผลให้เกิดความขรุขระของพื้นผิว

ก็ตาม ซึ่งผู้ศึกษาได้อธิบายว่า เป็นผลจากการเพิ่มขึ้นของชั้นไทเทเนียมออกไซด์บนพื้นผิวเช่นเดียวกัน (48)



รูปที่ 3 แสดงแผนภาพแบบเรขาคณิตของระบบพลาสม่า (ดัดแปลงจาก Wang, 2020 (49))

Fig 3. A schematic diagram of the plasma system. (modified from Wang, 2020 (49))

2.5 การใช้เลเซอร์ (Laser etching)

ถึงแม้ว่าการเป่าทรายอะลูมินาจะเป็นวิธีที่นิยมในการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียมก็ตาม แต่การปนเปื้อนของอนุภาคอะลูมินานับพื้นผิวเก่าอาจส่งผลต่อความแข็งแรงของแรงยึดติดเชิงกลได้ (50) เลเซอร์หลายชนิดที่ใช้ในทางทันตกรรมจึงถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการเตรียมพื้นผิว เพื่อลดความเสี่ยงของการปนเปื้อนดังกล่าวที่อาจเกิดขึ้น (50,51) หลายการศึกษาพบว่า การใช้เลเซอร์เตรียมพื้นผิวน้ำยาหินน้ำ จะทำให้เกิดความขรุขระบนพื้นผิวโดยปราศจากการปนเปื้อน (52,53) และให้ค่าแรงยึดติดกับวัสดุยึดติด ที่ดีใกล้เคียงกับการเป่าทรายอะลูมินา (50) ดังเช่น การศึกษาของ Kurt และคณะ ในปี 2013 พบร่วมกับการศึกษาของ Kim และคณะในปี 2009 พบว่า การใช้คาร์บอนไดออกไซด์เลเซอร์ (CO_2 laser) ความยาวคลื่น 10.6 ไมครอน ที่ค่าพลังงานเฉลี่ย 3 วัตต์ ความถี่ 1,000 ครั้งต่อวินาที เป็นระยะเวลา 160 มิลลิวินาทีนั้น ก่อให้เกิดความขรุขระบนพื้นผิวของไทเทเนียม และให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเดิงอยู่ที่ 315.14 ± 29.86 นิวตัน ซึ่งมากกว่ากุ่มควบคุม (249.41 ± 15.39 นิวตัน) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (54) เช่นเดียวกับการเตรียมพื้นผิวด้วยนีโอดีเมียมวายเอจเลเซอร์ (Nd:YAG laser) ที่ค่าพลังงาน 7 วัตต์ และความถี่ 50 ครั้งต่อวินาที ในการศึกษาของ Kim และคณะปี 2009 จากการศึกษาพบว่า มีค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบ

เฉือนอยู่ที่ 21.22 ± 3.41 เมกะปาสคาล ซึ่งไม่แตกต่างจากการเป่าทรายอะลูมิโนอนุภาคขนาด 250 ไมครอน (22.22 ± 4.04 เมกะปาสคาล) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ถึงแม้ว่าจะทำให้เกิดความขรุขระบนพื้นผิวที่น้อยกว่าก็ตาม (50) นอกจากนี้แล้ว การศึกษาของ Turker และคณะ ในปี 2020 พบว่า การใช้เออร์เบียมโคเมียมวายเอจเลเซอร์ (Er,Cr:YSGG laser) ที่ค่าพลังงาน 1.5 วัตต์ ความถี่ 20 ครั้งต่อวินาที ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร เป็นระยะเวลา 30 วินาที ในการเตรียมพื้นผิวไทเทเนียม ส่งผลให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดอยู่ที่ 189.3 ± 37.51 นิวตัน โดยไม่พบความแตกต่างจากการเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมินาขนาด 50 ไมครอน (205.72 ± 61.19 นิวตัน) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (55) อย่างไรก็ตาม ผลจากการศึกษาของ Akin และ Guney ในปี 2012 กลับพบว่า การเตรียมพื้นผิวด้วยนีโอดีเมียมวายเอจเลเซอร์ และเออร์เบียมวายเอจเลเซอร์ (Er:YAG laser) ไม่ส่งผลให้เกิดการเพิ่มขึ้นของแรงยึดติดระหว่างไทเทเนียมกับวัสดุยึดติดชนิดเรซิน โดยให้ค่าเฉลี่ยแรงยึดติดแบบเฉือนอยู่ที่ 1.73 ± 0.63 และ 1.23 ± 0.5 เมกะปาสคาล ซึ่งต่ำกว่ากุ่มควบคุม (3.38 ± 0.55 เมกะปาสคาล) และกลุ่มที่เป่าทรายอะลูมินา (2.56 ± 0.98 เมกะปาสคาล) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งเป็นผลมาจากการเลือกใช้ค่าพารามิเตอร์ของเลเซอร์ที่ไม่เหมาะสม (56)

การเลี้ยงสภาพ (Mode of failure)

ความล้มเหลวของการยึดติดระหว่างไทเทเนียมที่ผ่านการเตรียมพื้นผิวกับวัสดุยึดติดชนิดเรซินสามารถจำแนกได้เป็น 3 รูปแบบ คือ 1. การเลี้ยงสภาพยึดติด (adhesion failure) โดยจะพบการแตกหักที่รอยต่อของพื้นผิวกับสารยึดติด 2. การเลี้ยงสภาพเชื่อม หรือ

แน่น (cohesion failure) จะพบการแตกหักในส่วนของวัสดุยึดติด และพบการคงค้างของวัสดุยึดติดอยู่ที่บริเวณรอยต่อของพื้นผิว และ 3. การเลี้ยงสภาพผสม (mixed failure) ซึ่งจะพบการแตกหักทั้งในส่วนของวัสดุยึดชนิดเรซิน ร่วมกับการแตกหักที่บริเวณรอยต่อของพื้นผิวกับสารยึดติด (14) ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แสดงการเลี้ยงสภาพเมื่อเกิดความล้มเหลวของการยึดติดระหว่างไทเทเนียมที่ผ่านการเตรียมพื้นผิวด้วยวิธีที่แตกต่างกัน กับวัสดุยึดติดชนิดเรซิน

Table 3. Evaluation of failure modes in adhesive interfaces of titanium with varying surface treatments bonded to resin cement.

| วิธีการเตรียมพื้นผิวนไทเทเนียม | รูปแบบการเลี้ยงสภาพ |
|--------------------------------|--|
| เป่าทรายอนุภาคอะลูมีนา | การเลี้ยงสภาพยึดติด (12,14) การเลี้ยงสภาพเชื่อมแน่น (18,19) |
| สารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ | การเลี้ยงสภาพยึดติด (24,28) การเลี้ยงสภาพผสม (28) |
| สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริก | การเลี้ยงสภาพผสม (28,31) |
| การทำโนโนไดซ์ | การเลี้ยงสภาพยึดติด (43) |
| การใช้พลาสม่าในอุณหภูมิปกติ | การเลี้ยงสภาพยึดติด (48) |
| การใช้เลเซอร์ | การเลี้ยงสภาพยึดติด (50,56) การเลี้ยงสภาพผสม (55) |

บทสรุป (Conclusion)

การยึดติดระหว่างหลักยึดลิงปลูกฟังบนรากระฟันเทียมไทเทเนียม และวัสดุบูรณะนั้น ถือเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อความทนทาน และความสำเร็จของการรักษาด้วยทันตกรรมรากระฟันเทียม ดังนั้นการเตรียมพื้นผิวของวัสดุไทเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียม เพื่อส่งเสริมให้เกิดการยึดติดที่ดีขึ้นกับวัสดุยึดติดชนิดเรซิน และลีนบูรณะ จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่ง

ในปัจจุบันการเตรียมพื้นผิวทางกลด้วยวิธีเป่าทรายอะลูมีนาอนุภาคขนาด 50 และ 250 ไมครอน เป็นวิธีที่นิยมมากที่สุด อย่างไรก็ตาม บางการศึกษาให้

ข้อสังเกตว่า การเป่าทรายด้วยอนุภาคอะลูมีนาอาจส่งผลต่อความแข็งแรงของวัสดุ รวมถึงเกิดการปนเปื้อนของอนุภาคอะลูมีนาบนพื้นผิววัสดุได้ ซึ่งอาจนำไปสู่การลดลงของแรงยึดติดเชิงกล ดังนั้นการเตรียมพื้นผิววัสดุไทเทเนียมด้วยวิธีการทางเคมี อันได้แก่ การใช้สารละลายไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ สารละลายกรดไฮโดรฟลูออริก การทำโนโนไดซ์ การใช้พลาสม่าในอุณหภูมิปกติ และการใช้เลเซอร์ จึงถูกนำมาศึกษามากขึ้น เพื่อเป็นวิธีการเตรียมพื้นผิวทางเลือกใหม่ ที่ทำให้เกิดการเพิ่มขึ้นของแรงยึดติด โดยไม่ส่งผลกระทบต่อคุณสมบัติของวัสดุ

จากการทบทวนวรรณกรรมข้างต้นพบว่า ในปัจจุบันยังไม่มีวิธีการเดียวพิพากษาได้ที่มีความเหมาะสมที่สุด และจัดเป็นวิธีมาตรฐานสำหรับไทยเทเนียม และโลหะผสมไทเทเนียม เนื่องจากผลการศึกษา ที่มีความแตกต่างกัน ดังนั้นจึงต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไปอีกในอนาคต

กิตติกรรมประการ (Acknowledgement)

ขอขอบคุณ คณะทั่มดoplastyคลาสต์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ผู้สนับสนุนทุนงานวิจัยระดับบัณฑิตศึกษา

เอกสารอ้างอิง (References)

- Ozcan M, Hammerle C. Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls. *Materials.* 2012;5(9):1528-45.
- Prasad S, Ehrensberger M, Gibson MP, Kim H, Monaco EA. Biomaterial properties of titanium in dentistry. *J Oral Biosci.* 2015;57(4):192-9.
- The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5S):e1-105. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.001.
- Jung RE, Hammerle CHF, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissue caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27(3):251-7.
- Kim A, Campbell SD, Viana MA, Knoernschild KL. Abutment Material Effect on Peri-implant Soft Tissue Color and Perceived Esthetics. *J Prosthodont.* 2016;25(8):634-40.
- Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26 (Suppl 11):139-47.
- Delben JA, Barao VA, Ferreira MB, da Silva NR, Thompson VP, Assuncao WG. Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems. *Dent Mater.* 2014;30(4):408-16.
- Stimmelmayr M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2012;28(12):1215-20.
- Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(6):920-5.
- Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Martin WC, Morton D. Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-retained implant restorations in the esthetic zone. *J Prosthet Dent.* 2014;111(3):181-5.
- Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(1):20-7.
- Fonseca RG, Haneda IG, Almeida-Junior AA, de Oliveira Abi-Rached F, Adabo GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *J Adhes Dent.* 2012;14(5):453-9.
- Wadhwani C, Chung KH. Bond strength and interactions of machined titanium-based alloy with dental cements. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):660-5.

14. Abi-Rached Fde O, Fonseca RG, Haneda IG, de Almeida-Junior AA, Adabo GL. The effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements to titanium. *J Prosthet Dent.* 2012;108(6):370-6.
15. Cresti S, Itri A, Rebaudi A, Diaspro A, Salerno M. Microstructure of titanium-cement-lithium disilicate interface in CAD-CAM dental implant crowns: a three-dimensional profilometric analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(Suppl 1):e97-e106. doi: 10.1111/cid.12133.
16. Wadhwani C, Chung KH. In-office technique for selectively etching titanium abutments to improve bonding for interim implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):271-3.
17. Nakhaei M, Bozorgmehr N, Rajati Hagh H, Bagheri H, Rangrazi A. The Evaluation of Microshear Bond Strength of Resin Cements to Titanium Using Different Surface Treatment Methods: An In Vitro Study. *Biomimetics (Basel).* 2022;7(1):1-8.
18. Karaokutan I, Ozel GS. Effect of surface treatment and luting agent type on shear bond strength of titanium to ceramic materials. *J Adv Prosthodont.* 2022;14(2):78-87.
19. Pitta J, Burkhardt F, Mekki M, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Effect of airborne-particle abrasion of a titanium base abutment on the stability of the bonded interface and retention forces of crowns after artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2021;126(2):214-21.
20. Elsharkawy SM, Shakal MA, Elshahawy WM. Effect of various surface treatments of implant abutment and metal cope fitting surface on their bond strength to provisional resin cement. *Tanta Dental Journal.* 2015;12(4):235-40.
21. Watanabe T, Ino S, Okada S, Katsumata Y, Hamano N, Hojo S, et al. Influence of simplified silica coating method on the bonding strength of resin cement to dental alloy. *Dent Mater J.* 2008;27(1):16-20.
22. Moon JE, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceram Int.* 2016;42(1):1552-62.
23. Yoshida T, Terashima N, Niilo T, Nagasawa S, Ito M, Yagasaki H, et al. Bond strength of resin cements to H₂O₂-treated titanium plates. *Dent Mater.* 2005;21(12):1087-97.
24. Ozyetim EB, Ozdemir Z, Basim GB, Bayraktar G. Effect of Different Surface Treatments on Retention of Cement-Retained, Implant-Supported Crowns. *Int J Prosthodont.* 2023;36(1):49-58.
25. Tengvall P, Elwing H, Sjoqvist L, Lundstrom I. Interaction between hydrogen peroxide and titanium: a possible role in the biocompatibility of titanium. *Biomaterials.* 1989;10(2):118-20.
26. Pan J, Thierry D, Leygraf C. Electrochemical and XPS studies of titanium for biomaterial applications with respect to the effect of hydrogen peroxide. *J Biomed Mater Res.* 1994;28(1):113-22.
27. Pan J, Liao H, Leygraf C, Thierry D, Li J. Variation of oxide films on titanium induced by osteoblast-like cell culture and the influence of an H₂O₂ pretreatment. *J Biomed Mater Res.* 1989;40(2):244-56.

28. Elsaka SE, Swain MV. Effect of surface treatments on the adhesion of self-adhesive resin cements to titanium. *J Adhes Dent.* 2013; 15(1):65-71.
29. Guo J, Padilla RJ, Ambrose W, De Kok IJ, Cooper LF. The effect of hydrofluoric acid treatment of TiO₂ grit blasted titanium implants on adherent osteoblast gene expression in vitro and in vivo. *Biomaterials.* 2007;28(36):5418-25.
30. Zahran R, Rosales Leal JI, Rodriguez Valverde MA, Cabrerizo Vilchez MA. Effect of Hydrofluoric Acid Etching Time on Titanium Topography, Chemistry, Wettability, and Cell Adhesion. *PLoS One.* 2016;11(11):1-12.
31. Guilherme N, Wadhwan C, Zheng C, Chung KH. Effect of surface treatments on titanium alloy bonding to lithium disilicate glass-ceramics. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):797-802.
32. Alkhadashi A, Guven MC, Erol F, Yildirim G. The Effect of Different Combinations of Surface Treatments and Bonding Agents on the Shear Bond Strength Between Titanium Alloy and Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2020;40(2):271-6.
33. Liu X, Chu P, Ding C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Mater Sci Eng R Rep.* 2004;47(3-4):49-121.
34. Wang T, Wang L, Lu Q, Fan Z. Changes in the esthetic, physical, and biological properties of a titanium alloy abutment treated by anodic oxidation. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):156-65.
35. Mussano F, Genova T, Laurenti M, Zicola E, Munaron L, Rivolo P, et al. Early Response of Fibroblasts and Epithelial Cells to Pink-Shaded Anodized Dental Implant Abutments: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(3):571-9.
36. Wadhwan C, Schoenbaum T, King KE, Chung K-H. Techniques to Optimize Color Esthetics, Bonding, and Peri-implant Tissue Health With Titanium Implant Abutments. *Compend Contin Educ Dent.* 2018;39(2):110-9.
37. Coskun ME, Akar T, Cirak BB. Searching the effect of anodization process as a surface treatment. *Cumhur Dent J.* 2018;21(4):298-303.
38. Dunn D, Raghavan S. Formation and characterization of anodized layers on CP Ti and Ti-6Al-4V biomaterials. *Surf Coat Technol.* 1992;50(3):223-32.
39. Jarosz M, Grudzien J, Kapusta-Kolodziej J, Chudecka A, Soltys M, Sulka GD. Anodization of titanium alloys for biomedical applications. *Nanostructured Anodic Metal Oxides: Synthesis and Applications:* Elsevier; 2020. p. 211-75.
40. Park Y-J, Shin K-H, Song H-J. Effects of anodizing conditions on bond strength of anodically oxidized film to titanium substrate. *Appl Surf Sci.* 2007;253(14):6013-8.
41. Minhas B, Dino S, Zuo Y, Qian H, Zhao X. Improvement of Corrosion Resistance of TiO₂ Layers in Strong Acidic Solutions by Anodizing and Thermal Oxidation Treatment. *Materials (Basel).* 2021;14(5):1-13.
42. Diamanti MV, Del Curto B, Pedeferrri M. Anodic oxidation of titanium: from technical aspects to biomedical applications. *J Appl Biomater Biomech.* 2011;9(1):55-69.
43. Amornwichitwech L, Palanuwech M. Shear Bond Strength of Lithium Disilicate Bonded with Various Surface-Treated Titanium. *Int J Dent.* 2022;2022:4406703. doi: 10.1155/2022/4406703.

44. Larsson Wexell C, Thomsen P, Aronsson BO, Tengvall P, Rodahl M, Lausmaa J, et al. Bone response to surface-modified titanium implants: studies on the early tissue response to implants with different surface characteristics. *Int J Biomater.* 2013;2013:1-10. doi: 10.1155/2013/412482.
45. Duske K, Koban I, Kindel E, Schroder K, Nebe B, Holtfreter B, et al. Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *J Clin Periodontol.* 2012;39(4):400-7.
46. Foest R, Kindel E, Ohl A, Stieber M, Weltmann KD. Non-thermal atmospheric pressure discharges for surface modification. *Plasma Phys Control Fusion.* 2005;47(12B):B525-B36.
47. Degirmenci K, Saridag S. Effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements used with implant-supported prosthesis: An in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2020;12(2):75-82.
48. El-Helbawy NG, El-Hatery AA, Ahmed MH. Comparison of Oxygen Plasma Treatment and Sandblasting of Titanium Implant-Abutment Surface on Bond Strength and Surface Topography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(3):555-62.
49. Wang L, Wang W, Zhao H, Liu Y, Liu J, Bai N. Bioactive Effects of Low-Temperature Argon-Oxygen Plasma on a Titanium Implant Surface. *ACS Omega.* 2020;5(8):3996-4003.
50. Kim J-T, Cho S-A. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent* 2009;101(2):101-6.
51. Gurgan S, Alpaslan T, Kiremitci A, Cakir FY, Yazici E, Gorucu J. Effect of different adhesive systems and laser treatment on the shear bond strength of bleached enamel. *J Dent.* 2009;37(7):527-34.
52. Gagg A, Schultes G, Muller WD, Karcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces-a comparative study. *Biomaterials.* 2000;21(10):1067-73.
53. Cho SA, Jung SK. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. *Biomaterials.* 2003;24(26):4859-63.
54. Kurt M, Kulunk T, Ural C, Kulunk S, Danisman S, Savas S. The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol.* 2013; 39(1):44-51.
55. Turker N, Ozarslan MM, Buyukkaplan US, Basar EK. Effect of Different Surface Treatments Applied to Short Zirconia and Titanium Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020; 35(5):948-54.
56. Akin H, Guney U. Effect of various surface treatments on the retention properties of titanium to implant restorative cement. *Lasers Med Sci.* 2012;27(6):1183-7.

ติดต่อหน่วย :

ผศ.ทพ.ดร.พิสัยศิริภู ชัยจิรินนท์
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200
โทรศัพท์ : 053 944 438
อีเมล : pisaisit.c@cmu.ac.th

Corresponding author:

Asst. Prof. Dr.Pisaisit Chaijareenont
Department of Prosthodontics, Faculty of
Dentistry, Chiang Mai University, Mueang
District, Chiang Mai 50200, Thailand
Tel: (665) 394 4438
E-mail: pisaisit.c@cmu.ac.th