

การปรับปรุงพื้นผิวโทเทเนียมและโลหะผสมโทเทเนียมด้วยการ แอนโนไดเซชัน: ทบทวนวรรณกรรม

สุภัทษา ปาคำมา* กัชกร กุลติยะรัตน์** อภิชัย ยาวีระราช*** พิมพ์เดือน สิงหาคม***
พีสัยศิษฐ์ ชัยจรินทร์***

บทคัดย่อ

บทความปริทัศน์นี้ ทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวกับผลของปัจจัยตัวแปรเสริมของการแอนโนไดเซชันต่อ ลักษณะพื้นฐานพื้นผิวของโทเทเนียม โดยศึกษาสารละลายอิเล็กโทรไลต์ ความต่างศักย์ อุณหภูมิ และระยะเวลา จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่า การใช้ค่าความต่างศักย์ต่ำกว่า 40 โวลต์ ที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส ในสารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่มีความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า 20 มิลลิแอมแปร์ต่อตารางเซนติเมตร ที่ระยะเวลา มากกว่า 20 นาที ทำให้อัตราการเกิดชั้นออกไซด์ได้ดีที่สุด เกิดรูพรุนขนาดเล็กกระจายตัวอยู่บนชั้นฟิล์มของ โทเทเนียม ทำให้ด้านทานการกัดกร่อนได้ดี เมื่อส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดจากด้านบน มีลักษณะพื้นผิวที่เรียบเป็นเนื้อเดียวกัน และมีความเสถียรภาพ ส่งผลให้เกิดการเชื่อมประสานระหว่างกระดูก และรากฟันเทียมดีขึ้น นอกจากนี้การหักเหของแสงที่ความหนาของชั้นออกไซด์แตกต่างกันทำให้เกิดสีของ โทเทเนียมออกไซด์ที่ต่างกัน ในงานทันตกรรมรากฟันเทียมแอนโนไดซ์โทเทเนียมสีเหลืองและสีชมพูนิยมใช้ใน บริเวณที่ต้องการความสวยงาม อย่างไรก็ตามการแอนโนไดเซชันในทางทันตกรรมยังมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง เพื่อให้ได้คุณสมบัติด้านความสวยงามและการยึดติดที่มีประสิทธิภาพต่อไป

คำสำคัญ: แอนโนไดเซชัน แอนโนไดเซชันโทเทเนียม โทเทเนียม

วันที่รับ: 13 กันยายน 2565

วันที่แก้ไข: 20 กุมภาพันธ์ 2566

วันที่ตอบรับ: 16 มีนาคม 2566

*หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตแพทยศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ถ.สุเทพ ต.สุเทพ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

**ศูนย์ทันตกรรมชลบุรี จังหวัดชลบุรี 20000

***คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ถ.สุเทพ ต.สุเทพ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200

Improvement Properties of Titanium and Titanium Alloy Surface with Anodization: Literature review

Supatcha Pakamma* Tachakorn Kuntiyaratana** Apichai Yavirach*** Pimduen Rungsyakull***
Pisaisit Chaijareenont***

Abstract

The purpose of this article was to conduct a literature review regarding the effect of anodization parameters on the surface characteristics of titanium including electrolyte solution, potential difference, temperature and duration. From the review of the literature, it was found that applying a potential difference of less than 40 V at a temperature of 40 °C in an electrolyte solution with an electric current density of 20 mA/cm² for more than 20 minutes caused the best oxide formation rate. Small pores were distributed on the titanium film, making it resistant to corrosion well. When viewed from above in scanning electron microscopy, the surface was smooth, homogeneous and stable, resulting in better interface between the bone and the implant. In addition, the light refraction at different thicknesses of the oxide layer caused different colors of titanium oxide. Thus, in dental implants, yellow and pink anodized titanium are commonly used for beauty produces area. However, anodization in dentistry continues to evolve in order to achieve effective aesthetic and bonding properties.

Keywords : anodization, anodization titanium, titanium

Received Date: Sep 13, 2022

Revised Date: Feb 20, 2023

Accepted Date: Mar 16, 2023

*Master of Science (Dentistry) Faculty of Dentistry, Chiang Mai University T. Suthep, A. Muang, Chiang Mai 50200, Thailand.

**Chonburi dental center, Chonburi 20000, Thailand.

***Faculty of Dentistry, Chiang Mai University T. Suthep, A. Muang, Chiang Mai 50200, Thailand

บทนำ (Introduction)

ไทเทเนียม (titanium) มีการใช้งานอย่างแพร่หลายในทางการแพทย์และทางทันตกรรมเนื่องจากมีความแข็งแรงสูง ความหนาแน่นต่ำ ด้านทานการกัดกร่อน (corrosion resistance) ได้ดี และมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อทางชีวภาพ (biocompatibility) (1) ในทางทันตกรรม ไทเทเนียมมีบทบาทสำคัญอย่างมากในงานทันตกรรมรากฟันเทียม (dental implant) เพื่อทดแทนฟันที่สูญเสียไป โดยการสูญเสียฟันส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตได้แก่ สุขภาพด้านกายภาพ สุขภาพด้านจิตใจ สุขภาพด้านสังคม (2) รากฟันเทียมจึงเป็นทางเลือกหนึ่งซึ่งช่วยทดแทนฟันเพื่อให้การบดเคี้ยวดีขึ้น ออกเสียงชัดขึ้นส่งผลต่อบุคลิกภาพในการเข้าสังคมได้ดี (3) โดยความสำเร็จของการทำรากฟันเทียมนั้นขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ตำแหน่งฟันที่สูญเสียไป ขั้นตอนการผ่าตัดฝังรากฟันเทียมและวัสดุที่นำมาใช้ เป็นต้น (4)

โดยธรรมชาติไทเทเนียมสามารถเกิดชั้นฟิล์มของออกไซด์ได้เอง มีความหนาประมาณ 4 ถึง 6 นาโนเมตร (5) เมื่อไทเทเนียมออกไซด์ (TiO_2) สัมผัสกับของเหลวหรือเนื้อเยื่อจะเหนี่ยวนำให้เกิดการสร้างไทเทเนียมไฮดรอกไซด์ ($Ti-OH$) ซึ่งเป็นกลุ่มทำงาน (function) ที่สามารถทำปฏิกิริยากับแคลเซียมไอออน (Ca^{2+}) ที่อยู่ในของเหลวและเนื้อเยื่อ ส่งผลให้เกิดการเชื่อมประสานกระดูกกับรากฟันเทียม (osseointegration) (6) ดังนั้นจึงมีการพัฒนาวิธีการสร้างและเพิ่มความหนาแน่นของออกไซด์ เช่น การใช้กรดกัด (acid etching) การขัดแบบฟัน (abrasion) และการแอโนไดเซชัน (anodization) เป็นต้น

การแอโนไดเซชันเป็นวิธีการสร้างหรือเพิ่มความหนาแน่นของออกไซด์โดยใช้ขบวนการไม่สูงสามารถเตรียมได้ในห้องปฏิบัติการ ปฏิกิริยานี้ปรับปรุงส่วนประกอบพื้นผิวของไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียม ทำให้คุณสมบัติต่าง ๆ ของไทเทเนียมออกไซด์เปลี่ยนแปลงไป เช่น ทำให้ค่าการเปียกผิว (wettability) สูงขึ้น เกิดการยึดเกาะกับของเหลวหรือเนื้อเยื่อในร่างกายได้ดี การจัดเรียงชั้นออกไซด์เป็นตาข่าย (network) ทำให้เกิดการยึดติดเชิงกลได้ดีขึ้นเป็นต้น ปฏิกิริยานี้จะเกิดขึ้นได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ความต่างศักย์

(anodizing voltage) ความเข้มข้นของสารละลายอิเล็กโทรไลต์ (concentration) ระยะเวลา (duration) อุณหภูมิ (temperature) ประเภทของอิเล็กโทรไลต์ (electrolyte) เป็นต้น (7)

ไทเทเนียม

ไทเทเนียมเป็นโลหะที่อยู่ในตารางธาตุตัวย่อคือ Ti มีเลขอะตอม 22 มีลักษณะแข็ง มีสีดําเงา มีความหนาแน่นต่ำ อัตราความแข็งแรงต่อน้ำหนักสูงสุดในกลุ่มโลหะ มีความต้านทานต่อการกัดกร่อนสูง มีจุดหลอมเหลว 1,678 องศาเซลเซียส ไทเทเนียมแบ่งตามโครงสร้างทางโมเลกุลเป็นสองลักษณะคือ เมื่ออุณหภูมิต่ำกว่า 883 องศาเซลเซียส จะอยู่ในรูปแบบเฮกซะโกนอล (hexagonal closed packed) หรือ อัลฟา และเมื่ออุณหภูมิสูงกว่า 883 องศาเซลเซียส อยู่ในรูปแบบลูกบาศก์ (body centred cubic) หรือ เบตา (1)

ไทเทเนียมที่ใช้ในทางการแพทย์และทางทันตกรรมโดยทั่วไปอยู่ในรูปของไทเทเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไทเทเนียม อ้างอิงจากการแบ่งเกรดไทเทเนียมตามการปรับปรุงคุณสมบัติโลหะ โดยสถาบันเอเอสทีเอ็ม อินเตอร์เนชันแนล (ASTM International) ของสหรัฐอเมริกา ไทเทเนียมถูกแบ่งเกรดมากกว่า 30 เกรดในทางทันตกรรมมักใช้ไทเทเนียมเกรด 2 และ 4 ในการทำวัสดุรากฟันเทียม เนื่องจากมีความยืดหยุ่นสูง ด้านทานการกัดกร่อน และสามารถขึ้นรูปได้ง่าย (8,9)

โดยธรรมชาติพื้นผิวของไทเทเนียมเมื่อสัมผัสกับอากาศเกิดการสร้างชั้นฟิล์มออกไซด์บาง ๆ อย่างรวดเร็ว องค์ประกอบส่วนใหญ่เป็น ไทเทเนียมออกไซด์ (TiO) ไทเทเนียมไดออกไซด์ (TiO_2) ไตรไทเทเนียมเพนตะออกไซด์ (Ti_3O_5) ซึ่งชั้นออกไซด์เหล่านี้สามารถทำปฏิกิริยากับแคลเซียมไอออนและฟอสเฟตไอออน (PO_4^{3-}) เหนี่ยวนำให้เกิดการสร้างอะพาไทต์ (apatite) ซึ่งส่งเสริมกระบวนการเกิดกระดูกเชื่อมประสาน (6) นอกจากนี้พื้นผิวที่ขรุขระ (roughness) ของไทเทเนียมสามารถกระตุ้นการเจริญของไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) ได้ดี (10) อีกทั้งประจุบนพื้นผิวไทเทเนียมออกไซด์มีประจุลบ จึงมีความเป็นขั้วสูงส่งผลโดยตรงต่อความชอบน้ำ (hydrophilic) สามารถยึดเกาะกับน้ำหรือสารที่ละลายน้ำ

ได้ดี ซึ่งเอื้อต่อการยึดเกาะของโปรตีนจากเลือดและของเหลวในร่างกาย เช่น โปรตีนอัลบูมิน (albumin) ลามินิน (laminin) วิโทรเนคติน (vitronectin) และไฟโบรเนคติน (fibronectin) โปรตีนเหล่านี้เป็นโปรตีนที่มีบทบาทในการยึดเกาะของเซลล์การเพิ่มจำนวนและการเปลี่ยนแปลงของเซลล์ส่งผลให้เกิดการเพิ่มจำนวนและการเจริญของเซลล์สร้างกระดูกออสติโอเบลาสต์ (osteoblast) (11)

การปรับปรุงคุณสมบัติของไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมมีหลายวิธี เช่น การปรับพื้นผิวให้ขรุขระโดยการพ่นด้วยผงอะลูมินา (sandblasting) การใช้กรดกัดผิว การสเปรย์ผิวด้วยพลาสมา (plasma spraying) การเคลือบผิวด้วยแคลเซียมฟอสเฟตหรือชีวโมเลกุล (inorganic calcium phosphate or biological molecules) การปรับปรุงทางเคมี (chemical modification) เป็นต้น (12-14) ซึ่งการปรับปรุงพื้นผิวนั้นทำให้เกิดชั้นออกไซด์ที่มีความหนาต่างๆ โดยวิธีการปรับปรุงพื้นผิวที่เป็นที่นิยมคือ การพ่นด้วยผงอะลูมินาร่วมกับการใช้กรดกัด (sandblasted with large grit and acid etched) วิธีการนี้ช่วยกระตุ้นกระบวนการสร้างกระดูก (osteoconductive) (15) นอกจากนี้การทำแอนโนไดเซชันเป็นวิธีหนึ่งที่ได้รับคามนิยมเช่นกัน ทำให้เกิดกระบวนการเชื่อมประสานกระดูกและผิวของรากฟันเทียมได้ดี (7) จึงมีการคิดค้นนำวิธีการทั้งสองมารวมกันเรียกว่าโมดิฟายแอนโนไดเซชัน (modified anodization) คือการนำไทเทเนียมพ่นด้วยผงอะลูมินา ใช้กรดกัดและผ่านการแอนโนไดเซชันวิธีการนี้จะไปกระตุ้นการยึดติดออสติโอเบลาสต์ และสร้างเซลล์ฟีโลพอดีย (filopodia formation) ทำให้เกิดการเชื่อมประสานกระดูกได้ดีมากขึ้น (16)

ปฏิกิริยาแอนโนไดเซชัน

การแอนโนไดเซชัน คือ กระบวนการทางไฟฟ้าเคมีเพื่อเพิ่มความหนาของชั้นออกไซด์บนพื้นผิวโลหะ โดยการผ่านกระแสไฟฟ้าบนแผ่นไทเทเนียมที่จมอยู่ในสารละลายอิเล็กโทรไลต์ซึ่งเป็นสารละลายที่สามารถแตกตัวเป็นไอออนทำให้สามารถนำไฟฟ้าได้ ไอออนบวกวิ่งเข้าหาขั้วแคโทดทำให้เกิดไฮโดรเจน และไอออนลบวิ่งเข้าหาขั้วแอโนด เกิดเป็นออกไซด์เคลือบอยู่บนผิว

ของโลหะไทเทเนียม โดยปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดชั้นออกไซด์ ได้แก่ ส่วนประกอบของสารละลายอิเล็กโทรไลต์ (electrolyte composition) องค์ประกอบทางเคมีของตัวนำไฟฟ้า (chemical composition of electrode) พื้นผิวที่ผ่านการขัดของตัวนำไฟฟ้า (surface finishing of electrode) อุณหภูมิ ความต่างศักย์ และระยะเวลา เป็นต้น (7)

เนื่องจากในสารละลายอิเล็กโทรไลต์มีส่วนประกอบที่ส่งผลต่อปฏิกิริยาแอโนไดเซชัน จึงมีการศึกษาเกี่ยวกับส่วนประกอบของสารละลายอิเล็กโทรไลต์ โดยการศึกษาของ Macak และ Schmuki ในปี 2006 พบว่า ที่ความเข้มข้นเดียวกัน 1 โมลาร์ ที่อุณหภูมิเดียวกัน 0 ถึง 40 องศาเซลเซียส สารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่มีไกลคอล (glycol) เป็นส่วนประกอบ มีอัตราการสร้างท่อออกไซด์ระดับนาโนสูงกว่า มีท่อออกไซด์ที่เรียบและยาวมากกว่า สารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่มีกลีเซอรอล (glycerol) โดยมีลักษณะชั้นออกไซด์ที่เรียบเป็นเนื้อเดียวกันเมื่อมองจากด้านบน (top view) ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope: SEM) เนื่องจากไกลคอลมีความหนืด (viscosity) น้อยกว่า ทำให้กระแสไฟฟ้าสามารถผ่านได้ง่าย และมีปริมาณไอออนของฟลูออไรด์ (fluoride ion) ที่สูงกว่าส่งผลให้ปฏิกิริยาเกิดได้ดีและเร็วกว่า (17) เช่นเดียวกับการศึกษาของ Michalska-Doma 'ska และคณะในปี 2020 ศึกษาการเกิดชั้นฟิล์มไทเทเนียมออกไซด์ระหว่างไทเทเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไทเทเนียมในสารละลายไกลคอลและสารละลายกลีเซอรอลที่ความเข้มข้นเดียวกัน 0.3 โมลาร์ ที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส พบว่าปริมาณไอออนของฟลูออไรด์ที่วิ่งในสารละลายไกลคอลสูงกว่าปริมาณที่พบในกลีเซอรอล ส่งผลทำให้เกิดไทเทเนียมออกไซด์บนพื้นผิวมากกว่าถึง 4 เท่า โดยออกไซด์มีลักษณะเรียบเป็นเนื้อเดียวกัน ต่างจากกลีเซอรอลที่ด้านบนของท่อออกไซด์มีการละลายเกิดขึ้นบางส่วนจึงเห็นพื้นผิวออกไซด์เกิดเป็นหย่อม ๆ นอกจากนี้ เมื่อเทียบในสารละลายชนิดเดียวกัน นีโอเบียม (niobium หรือ Nb) ในโลหะผสมไทเทเนียมสามารถเกิดปฏิกิริยาแอนโนไดเซชันได้ดีกว่าไทเทเนียมและวานาเดียม (vanadium หรือ V) (18) จึงสรุปได้ว่าอัตรา

การเกิดออกไซด์ขึ้นอยู่กับส่วนประกอบของสารละลาย อิเล็กโทรไลต์ที่ส่งผลต่อปริมาณไอออนในสารละลายซึ่ง การเกิดออกไซด์ได้ดีและเร็วขึ้นจะสามารถช่วยประหยัด เวลาและงบประมาณในการสร้างชั้นออกไซด์อีกด้วย

Sharma ในปี 1992 กล่าวว่า เมื่อค่าความต่าง ศักย์เพิ่มขึ้นส่งผลให้ความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า เพิ่มขึ้น ทำให้การแอโนไดเซชันเกิดขึ้นอย่างรวดเร็ว และเมื่อความต่างศักย์มากกว่า 80 โวลต์ จะเกิด ปฏิกิริยาเร็วขึ้นชั้นออกไซด์มีลักษณะเป็นหลุมมากขึ้น ส่งผลให้เกิดการต้านทานการกัดกร่อนของโลหะผสม ไทเทเนียมได้ดี (19) แต่อย่างไรก็ตามจากการศึกษา ของ Karambakhsh และคณะ ปี 2011 ศึกษาการเกิด ปฏิกิริยาแอโนไดเซชันของไทเทเนียมในสารละลายกรด ซัลฟิวริกที่ความต่างศักย์ตั้งแต่ 5 ถึง 80 โวลต์ พบว่า เมื่อความต่างศักย์มากขึ้น ทำให้ชั้นออกไซด์มีความหนา มากขึ้นตั้งแต่ 44 ถึง 190 นาโนเมตร โดยพื้นผิวของ ชั้นออกไซด์มีลักษณะเป็นรูพรุนขนาดเล็กกระจายตัวอยู่ ทั่วไป ส่งผลให้ต้านทานการกัดกร่อนได้ดีขึ้น และเมื่อ มองจากด้านบนมีลักษณะพื้นผิวเรียบเป็นเนื้อเดียวกัน อย่างต่อเนื่อง (20) ตามการศึกษาของ Prando และ คณะ ในปี 2017 เกี่ยวกับการต้านทานการกัดกร่อนของ ไทเทเนียมบริสุทธิ์ โดยเปรียบเทียบการเกิดชั้นออกไซด์ ของไทเทเนียมบริสุทธิ์ในสารละลายกรดซัลฟิวริกที่ ความต่างศักย์ 10 ถึง 80 โวลต์ พบว่า เกิดชั้นออกไซด์ได้ ดีเมื่อความต่างศักย์ต่ำกว่า 40 โวลต์ ที่ความหนาแน่น ของกระแสไฟฟ้า 20 มิลลิแอมแปร์ต่อตารางเซนติเมตร ชั้นของออกไซด์มีลักษณะรูพรุนขนาดเล็กทำให้ สามารถ ต้านทานการกัดกร่อนได้ดีที่สุด ดังนั้นการใช้ความต่าง ศักย์ต่ำที่ทำให้เกิดชั้นออกไซด์เพิ่มขึ้นและมีประสิทธิภาพ ต้านทานการกัดกร่อนที่ดีจึงเป็นกระบวนการที่นิยมใช้ ในปัจจุบัน และในทางทันตกรรมนิยมใช้ไทเทเนียมออกไซด์ สีเหลืองที่ความต่างศักย์ 60 ถึง 65 โวลต์ และสีชมพู ที่ความต่างศักย์ 70 ถึง 80 โวลต์ที่ให้ความหนาของชั้น ออกไซด์ 141 จนถึง 190 นาโนเมตรการแอโนไดเซชัน ส่วนใหญ่ใช้ความต่างศักย์ไม่เกิน 100 โวลต์ ซึ่งได้ชั้น ของออกไซด์ที่หนาตั้งแต่ 10 ถึง 20 นาโนเมตรไปจนถึง 250 ถึง 300 นาโนเมตร (21) และเมื่อใช้ความต่างศักย์ เกิน 100 โวลต์จะเรียกว่ากระบวนการพลาสมาออกซิเดชัน

(plasma electrolytic oxidation: PEO) เป็นการสร้าง ออกไซด์บนพื้นผิวของโลหะโดยใช้พลาสมา พลาสมา จะปรับเปลี่ยนโครงสร้างของชั้นออกไซด์ทำให้ออกไซด์ มีความหนาในระดับร้อยไมโครเมตร แต่ด้วยการเตรียมการ ที่ต้องใช้พลังงานสูง การแอโนไดเซชันจึงเป็นที่นิยม มากกว่า (7)

อุณหภูมิในการทดลองมีผลต่อปฏิกิริยาแอโนไดเซชัน โดย Sharma ในปี 1992 กล่าวว่า เมื่ออุณหภูมิสูงขึ้น ปฏิกิริยาแอโนไดเซชันในสารละลายอิเล็กโทรไลต์เกิด ได้ดีและเร็วขึ้น ช่วงอุณหภูมิของการเกิดแอโนไดเซชัน ของไทเทเนียมที่ดี คือ 15 ถึง 38 องศาเซลเซียส ซึ่ง ทำให้เกิดชั้นออกไซด์ระดับนาโนที่เป็นเนื้อเดียวกัน แต่ ถ้าหากอุณหภูมิสูงเกิน 50 องศาเซลเซียส การเกิด ออกไซด์ที่เคลือบบนผิวไทเทเนียมจะเกิดเป็นหย่อม และไม่ต่อเนื่องกัน และถ้าหากอุณหภูมิต่ำกว่า 15 องศาเซลเซียส ทำให้ความเข้มข้นของไอออนในสารละลายอิเล็กโทรไลต์น้อย ส่งผลให้อัตราการเกิดปฏิกิริยา แอโนไดเซชันช้าลง และทำให้เกิดชั้นของออกไซด์ เป็นหย่อม ๆ ไม่ต่อเนื่อง (19) มีการศึกษาของ Macak และ Schmuki ในปี 2006 กล่าวว่า เมื่ออุณหภูมิของ ปฏิกิริยาแอโนไดเซชันเพิ่มขึ้น ส่งผลให้เกิดการสร้าง ท่อไทเทเนียมออกไซด์ระดับนาโน (TiO_2 nanotube) ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางและความยาวมากขึ้นอย่างมี นัยสำคัญ โดยการเกิดปฏิกิริยาแอโนไดเซชันในสารละลาย กลีเซอรอลที่อุณหภูมิ 0 ถึง 40 องศาเซลเซียส จะพบ ชั้นออกไซด์ระดับนาโนที่เป็นเนื้อเดียวกัน แต่ถ้าหาก อุณหภูมิมากกว่า 40 องศาเซลเซียส จะพบว่ามีความ ไม่เสถียรของโครงสร้างท่อออกไซด์ ทำให้เห็นออกไซด์ เกิดเป็นหย่อม ๆ (17) จึงกล่าวได้ว่า อุณหภูมิมีผลต่อ ปฏิกิริยาแอโนไดเซชันโดยเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นทำให้เกิด ปฏิกิริยาแอโนไดเซชันได้ดี และควรอยู่ในช่วงอุณหภูมิ ไม่เกิน 40 องศาเซลเซียส จะทำให้เกิดชั้นออกไซด์ที่มี ความเสถียรภาพ

ตามการศึกษาระยะเวลาของการทำปฏิกิริยา แอโนไดเซชัน ของ Wu และคณะ ในปี 2014 โดยนำ โลหะผสมไทเทเนียมผ่านการแอโนไดเซชัน คุณลักษณะ พื้นผิวและความขรุขระของชั้นออกไซด์ที่เวลา 0 ถึง 30 นาทีพบว่าก่อนเวลา 20 นาทีแรกจะพบความขรุขระ

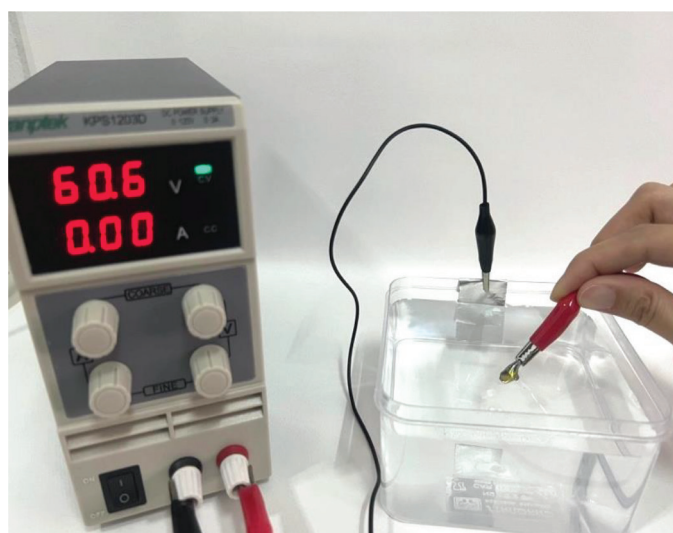
มากเกิดออกไซด์เป็นหย่อม ๆ เนื่องมาจากมีการแตกตัวของชั้นออกไซด์ที่อยู่ด้านใน หลังจากนั้นเมื่อช่วงเวลา 20 ถึง 30 นาที ความขรุขระลดลง เนื่องจากเกิดชั้นออกไซด์ที่สองมาสะสมจนเกิดชั้นที่หนาแน่นขึ้น และออกไซด์ที่เกิดขึ้นนี้จะเชื่อมกัน ทำให้มีผิวที่เรียบมากขึ้น (22) กล่าวได้ว่าเมื่อระยะเวลาผ่านไปทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของลักษณะและความขรุขระของชั้นออกไซด์ โดยเมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที ชั้นออกไซด์จะหนาและปกคลุมได้ครอบคลุมมากขึ้น

แอนโนไดเซชันไทเทเนียม

แอนโนไดเซชันไทเทเนียมทำโดยการผ่านกระแสไฟฟ้าบนแผ่นโลหะไทเทเนียม โดยก่อนทำแอนโนไดเซชันไทเทเนียมจำเป็นต้องทำให้พื้นผิวไทเทเนียมสะอาดเพื่อสามารถสร้างชั้นออกไซด์ที่มีประสิทธิภาพ วิธีการเตรียมพื้นผิวของไทเทเนียมมีดังนี้ การขัดผิวไทเทเนียม (polishing), การล้างไขมัน (degreasing), การขัดผิวด้วยไฟฟ้า (electrolytic cleaning) และการใช้กรดกัด (acid pickling) หลังจากเตรียมพื้นผิวไทเทเนียม ควรทำแอนโนไดเซชันทันที เนื่องจากพื้นผิวไทเทเนียมอาจเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน (oxidation) กับออกซิเจนในอากาศได้ (1)

วิธีการทำแอนโนไดเซชัน (23)

1. เตรียมสารละลายอิเล็กโทรไลต์โดยใช้กระบอกตวง 500 มิลลิลิตร ใส่น้ำกลั่น 400 มิลลิลิตร ละลายไตรโซเดียมฟอสเฟต (trisodium phosphate) 1 กรัม
2. เตรียมแหล่งกำเนิดไฟฟ้าที่มีกระแสไฟฟ้าสูงสุด 3 แอมแปร์
3. ใส่แผ่นอะลูมิเนียมฟอยล์ขนาด กว้าง 25 มิลลิเมตร ยาว 50 มิลลิเมตร ไว้ที่ขั้วแคโทดในสารละลาย โลหะผสมไทเทเนียมที่ขั้วแอโนด เริ่มปฏิกิริยาโดยใช้ความต่างศักย์ตามที่กำหนด ใช้เวลา 15 วินาทีต่อความต่างศักย์ เมื่อกระแสไฟฟ้าเข้าใกล้ 0 แอมแปร์ นำโลหะผสมไทเทเนียมออก ข้อควรระวังคือ สามารถเกิดไฟฟ้าดูด (electrical shock) หากสัมผัสขั้วบวกและลบจากนั้น นำแผ่นโลหะผสมไทเทเนียมที่ผ่านการแอนโนไดเซชันมา แช่ในน้ำร้อนที่อุณหภูมิ 80 ถึง 85 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 2 ถึง 3 นาที เพื่อคงสภาพลักษณะที่เป็นรูพรุนของท่อออกไซด์ และทำให้แห้งที่อุณหภูมิห้อง (19) ตัวอย่างการทำแอนโนไดเซชันไทเทเนียม ที่ความต่างศักย์ 60 โวลต์ แสดงดังรูปที่ 1 และ 2



รูปที่ 1. รูปแสดงการทำแอนโนไดเซชันหลักยึดที่ทำจากไทเทเนียม
Figure 1. Anodization with titanium abutment.



รูปที่ 2. รูปแสดงแอโนไดเซชันไทเทเนียมสีเหลือง
Figure 2. Yellow anodized titanium abutment.

คุณสมบัติของแอโนไดเซชันไทเทเนียม

1. การต้านทานการกัดกร่อน

Karambakhsh และคณะ ในปี 2011 กล่าวว่า การทำแอโนไดเซชันไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมในกรดซัลฟิวริกสามารถลดอัตราการกัดกร่อนได้ดีเมื่อเทียบกับไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมที่ไม่ทำปฏิกิริยา โดยที่ความต่างศักย์ 10 โวลต์ ช่วยลดอัตราการกัดกร่อนมากที่สุด (20) อย่างไรก็ตามการศึกษาของ Liu และคณะ ในปี 2014 กล่าวว่า การทำแอโนไดเซชันไทเทเนียมในกรดฟอสฟอริกให้ความต้านทานการกัดกร่อนได้ดีกว่าในกรดซัลฟิวริก และควรมีการพิจารณาเลือกใช้กรดฟอสฟอริกเป็นลำดับแรก (24) ในปี 2017 Prando และคณะ ศึกษาการต้านทานการกัดกร่อนของแอโนไดเซชันไทเทเนียม โดยการแช่แอโนไดเซชันไทเทเนียมกับไทเทเนียมบริสุทธิ์ในสารละลายที่มีคลอไรด์ (chloride) และฟลูออไรด์ เพื่อทดสอบการกัดกร่อน พบว่าแอโนไดเซชันไทเทเนียมสามารถต้านทานการกัดกร่อนได้ดีกว่าไทเทเนียมบริสุทธิ์อย่างมีนัยสำคัญ (21)

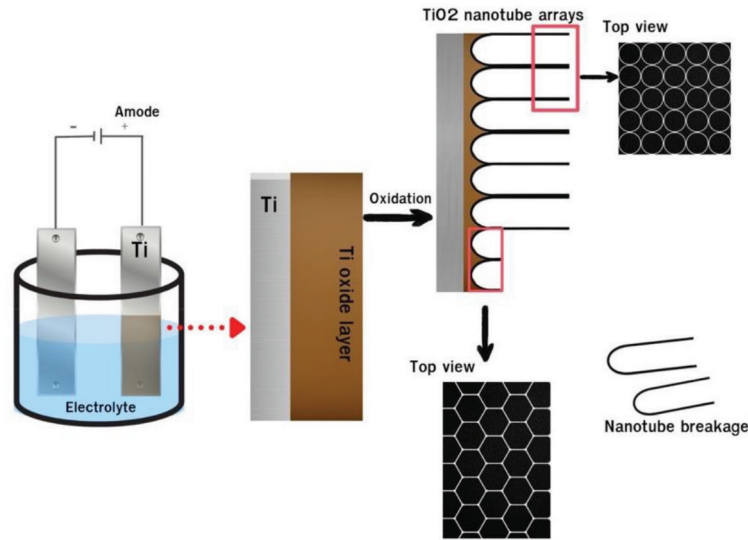
2. ลักษณะพื้นผิว (surface characteristics)

Laurindo และคณะในปี 2014 ศึกษาลักษณะพื้นผิวของไทเทเนียมบริสุทธิ์หลังจากแอโนไดเซชัน

ด้วยวิธีพลาสมาออกซิเดชันในสารละลายแคลเซียมกลีเซอโรฟอสเฟต (calcium glycerophosphate) และแคลเซียมอะซิเตต (calcium acetate) ที่ความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าต่างกัน 400, 700, 1,000 และ 1,200 มิลลิแอมแปร์ต่อตารางเซนติเมตร ที่เวลา 15 วินาที พบว่าความหนาแน่นกระแสไฟฟ้า 1,000 มิลลิแอมแปร์ต่อตารางเซนติเมตร ชั้นของออกไซด์มีความหนาเพิ่มขึ้น มีรูมากขึ้น ขรุขระมากขึ้น ส่งผลให้ความต้านทานการกัดกร่อนดีขึ้น ค่าการเปียกผิวดีขึ้น และเกิดกระบวนการทางชีวภาพ (bioactivity) ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่ความหนาแน่นกระแสไฟฟ้า 1,200 มิลลิแอมแปร์ต่อตารางเซนติเมตร มีการปล่อยกระแสไฟฟ้าที่มาก ทำให้เกิดพลังงานในปฏิกิริยาออกซิเดชันมาก พลังงานนี้จะผ่านชั้นออกไซด์ทำให้เกิดการสลายของชั้นออกไซด์ ส่งผลให้อัตราการสร้างชั้นออกไซด์ลดลงอย่างเห็นได้ชัด (25) นอกจากนี้ในปี 2019 Yeo ศึกษาลักษณะพื้นผิวของไทเทเนียมออกไซด์ระดับนาโนที่ผ่านการแอโนไดเซชัน พบว่า เมื่อมองจากด้านบนเห็นท่อของไทเทเนียมออกไซด์ระดับนาโนเป็นรูปร่างกลมเรียงต่อกันเป็นแถว หากท่อของออกไซด์ถูกทำให้หลุดออก จะพบพื้นผิวของไทเทเนียมที่อยู่ใต้ท่อของออกไซด์มีลักษณะ

เป็นรูปหกเหลี่ยม (hexagonal) แสดงดังรูปที่ 3 ซึ่งลักษณะท่อไทเทเนียมออกไซด์ระดับนาโนนี้ส่งผลให้เกิดการตอบสนองต่อกระบวนการทางชีวภาพดีขึ้น

ทั้งในส่วน of เนื้อเยื่อแข็ง (hard tissue) และเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue) รวมถึงการตอบสนองของออสติโอบลาสต์และออสติโอคลาสต์ (osteoclasts) ดีขึ้น (26)



รูปที่ 3. แสดงท่อของไทเทเนียมออกไซด์เมื่อผ่านปฏิกิริยาแอโนไดเซชันเป็นรูวงกลมเรียงต่อกันเป็นแถว และพื้นผิวของไทเทเนียมที่อยู่ใต้ท่อของออกไซด์มีลักษณะเป็นรูปหกเหลี่ยม [ดัดแปลงจาก Yeo I-SL, 2019 (26)]

Figure 3. schematic diagram showing the formation TiO₂ nanotube arrays. The morphology underneath the tubes is hexagonal. [Modified from Yeo I-SL, 2019 (26)]

3. เนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียม (surrounding tissue)

จากการศึกษาของ Park และคณะ ในปี 2009 พบว่า พื้นผิวไทเทเนียมที่ผ่านการแอโนไดเซชัน สามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิต โดยจำนวนเซลล์ของออสติโอบลาสต์และออสติโอคลาสต์ พบมากที่สุดบริเวณท่อของออกไซด์ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง (diameter) 15 นาโนเมตร และไม่พบเซลล์ต้นกำเนิด (mesenchymal stem cell) เมื่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเกิน 30 นาโนเมตร เนื่องจากระยะ 15 นาโนเมตร เป็นระยะที่โปรตีนอินทิกริน (integrin) เป็นไกลโคโปรตีนที่ทำหน้าที่ยึดเกาะระหว่างเซลล์ทำงานได้ดี (27) นอกจากนี้การศึกษาของ Oh และคณะ ในปี 2009 พบว่าท่อของออกไซด์ที่ขนาดเส้นผ่าน

ศูนย์กลาง 30 นาโนเมตร พบเซลล์ต้นกำเนิดมากกว่าบริเวณท่อออกไซด์ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 70 ถึง 100 นาโนเมตร (28) จึงสรุปได้ว่าท่อของออกไซด์บนพื้นผิวไทเทเนียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่เล็กประมาณ 15 ถึง 30 นาโนเมตร จะพบการยึดเกาะของเซลล์ต้นกำเนิด เซลล์ออสติโอบลาสต์ และเซลล์ออสติโอคลาสต์ ได้ดีกว่าท่อของออกไซด์ขนาดใหญ่ 70 ถึง 100 นาโนเมตร ส่งผลให้เกิดกระบวนการเชื่อมประสานกระดูกได้ดีกว่า

Susin และคณะ ในปี 2019 กล่าวว่าการใช้แอโนไดเซชันไทเทเนียมในงานรากฟันเทียมมีความปลอดภัยและให้ประสิทธิภาพการรักษาที่ดีเมื่อเทียบกับไทเทเนียมบริสุทธิ์ โดยทำการทดลองฝังรากฟันเทียม

ในซากกระดูกของหนู 12 ตัว วัดการละลายตัวของเนื้อเยื่อโดยรอบ โดยใช้ภาพรังสีและภาพจุลกายวิภาคศาสตร์ พบว่า การละลายตัวของสันกระดูกเบ้าฟัน (crestal bone) แตกต่างกันในช่วง 6 สัปดาห์แรกอย่างมีนัยสำคัญ โดยสันกระดูกเบ้าฟันรอบแอโนโดเซชันไทเทเนียมละลายน้อยกว่า แต่เมื่อผ่านไป 13 สัปดาห์พบว่าค่าของการละลายไม่ต่างกัน และเกิดกระบวนการเชื่อมประสานกระดูกไม่ต่างกัน ส่วนใหญ่พบว่าด้านแก้ม (buccal) เกิดการเชื่อมประสานกระดูกได้ดีกว่าด้านลิ้น (lingual) อีกทั้งพบการอักเสบของเนื้อเยื่ออ่อนมากในช่วง 13 สัปดาห์ (29)

การยึดติดของเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมที่ดีจะช่วยป้องกันการสะสมของแบคทีเรีย ที่เป็นสาเหตุของเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมอักเสบ (peri-implantitis) (30,31) ดังนั้นการเลือกพื้นผิวหรือวัสดุที่ใช้ทำหลักยึดของรากฟันเทียม (implant abutment) จึงเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดการยึดติดที่ดี และเกิดการสร้างเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกมนุษย์ (human gingival fibroblasts) รอบหลักยึดของรากฟันเทียม (32) โดยเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกมนุษย์เป็นเซลล์ที่สร้างเนื้อเยื่อเกี่ยวพันที่มีคอลลาเจนมาก (collagen-rich connective tissue) ทำให้เกิดการหายของแผลหลังจากการฝังรากฟันเทียม (33) Rutkunas และคณะในปี 2015 พบว่า เซลล์สร้างเส้นใยเหงือกมนุษย์สามารถยึดติด เติบโตและแบ่งตัวได้ดีในพื้นผิวที่ขรุขระมากกว่าพื้นผิวที่เรียบ (34) โดย Wang และคณะ ในปี 2019 ทำการศึกษาการแบ่งตัวของเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกมนุษย์บริเวณรากฟันเทียมระหว่างกลุ่มแอโนโดเซชันโลหะผสมไทเทเนียมโลหะ

ผสมไทเทเนียมปกติ และเซอร์โคเนียม (zirconium) โดยวัดจากความสามารถในการแบ่งตัวและวัดลักษณะของเซลล์พบว่า การแบ่งตัวของเซลล์สร้างเส้นใยเหงือกมนุษย์ไม่มีความแตกต่างระหว่างกลุ่ม แต่ลักษณะการเรียงตัวของเนื้อเยื่อเกี่ยวพันของกลุ่มแอโนโดเซชันโลหะผสมไทเทเนียมพบการเรียงตัวแบบตาข่ายหลายทิศทาง (multidirectional network) ส่วนกลุ่มโลหะผสมไทเทเนียมปกติพบการเรียงตัวแบบขนาน (parallel) ทั้งนี้การแอโนโดเซชันทำให้พื้นผิวของโลหะผสมไทเทเนียมเกิดลักษณะเม็ดเกรน (grain) ขรุขระ และให้ค่าความชอบน้ำที่ดีขึ้น โดยให้ค่าความขรุขระที่มากกว่าอีกสองกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญ จึงทำให้เซลล์สร้างเส้นใยเหงือกมนุษย์ยึดติดแอโนโดเซชันโลหะผสมไทเทเนียมได้ดีกว่า (35) ดังนั้นการยึดติดของเซลล์กับโลหะผสมไทเทเนียมที่ดีได้จากองค์ประกอบทางเคมี และลักษณะพื้นผิวของโลหะผสมไทเทเนียม

4. สี (color)

ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันความสวยงามของครอบฟัน (crown) หรือฟันเทียมติดแน่นชนิดต่าง ๆ (fixed dentures) ยังมีความสำคัญโดยเฉพาะบริเวณฟันหน้า หรือบริเวณที่มองเห็นได้ ดังนั้นสีของวัสดุจึงส่งผลต่อการเลือกใช้วัสดุปัจจุบันนิยมนำไทเทเนียมที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติด้านสีมาใช้ประโยชน์ในทางทันตกรรม ซึ่งส่วนใหญ่ใช้สีเหลืองและสีชมพูทำให้เกิดความสวยงามบริเวณตัวฟันและขอบเหงือกของรากฟันเทียม ทำให้ผู้ป่วยพึงพอใจมากขึ้น (36,37) แสดงดังรูปที่ 4 และ 5



รูปที่ 4. แสดงหลักยึดที่ผ่านการแอนโนไดเซชัน ใช้ในผู้ป่วยที่ต้องการความสวยงาม
(ภาพโดย ทพ.ทัชชกร กุลติยรัตน์)

Figure 4. Show anodized titanium abutment used in patients who want esthetically pleasing smile. (photo by Dr.Tachakorn Kuntiyaratana)



รูปที่ 5. แสดงหลักยึดที่ผ่านการแอนโนไดเซชันในฟันหน้า
(ภาพโดย ทพ.ทัชชกร กุลติยรัตน์)

Figure 5. Show anodized titanium abutment used in anterior tooth.
(photo by Dr.Tachakorn Kuntiyaratana)

Wadhvani และคณะ ในปี 2018 ศึกษาการเกิดสีของไทเทเนียมที่ผ่านการแอโนไดเซชันที่ความต่างศักย์ 10 ถึง 85 โวลต์ โดยใช้โลหะผสมไทเทเนียมในสารละลายไตรโซเดียมฟอสเฟต ระยะเวลา 15 วินาที พบว่า ที่ความต่างศักย์ 10 โวลต์ ให้สีทอง ความต่างศักย์ 60 ถึง 65 โวลต์ ให้สีเหลือง และความต่างศักย์ 70 ถึง 80 โวลต์ ให้สีชมพู (23) เช่นเดียวกันกับ Wang และคณะ ในปี 2019 ได้ศึกษาการเกิดสีของโลหะผสมไทเทเนียมเมื่อผ่านการแอโนไดเซชันในกรดฟอสฟอริก

ความเข้มข้น 1 โมลาริตี ระยะเวลา 60 วินาที พบว่า ที่ความต่างศักย์ 60 โวลต์ ให้สีเหลือง ที่ความต่างศักย์ 65 โวลต์ ให้สีชมพู (35) ดังรูปที่ 6 แสดงถึงค่าความต่างศักย์ที่ต่างกันให้สีที่ต่างกัน เช่น ในช่วงของ 50 ถึง 60 โวลต์ จะให้สีเหลือง ในช่วง 65 ถึง 80 โวลต์ จะให้สีชมพูถึงสีม่วง และการให้สีที่ต่างกันในขณะที่มีค่าความต่างศักย์เดียวกันระหว่างสองการศึกษานี้อาจเกิดจากการใช้สารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่ต่างกัน

ชื่อ (ปี)	Ail Karambakhsh (2011)	Chandur Wadhvani (2017)	Tingting Wang (2019)
เงื่อนไข	ไทเทเนียมบริสุทธิ์ ใช้เวลาทำปฏิกิริยา 30 วินาที	โลหะผสมไทเทเนียม (Ti6Al4V) ใช้เวลาทำปฏิกิริยา 30 วินาที	โลหะผสมไทเทเนียม (Ti6Al4V) ใช้เวลาทำปฏิกิริยา 30 วินาที
สีที่ได้ต่อค่าความต่างศักย์	5V	ไม่มี	
	10V		
	15V		
	20V		
	25V		
	30V		
	35V		
	40V		
	45V		
	50V		
	55V		
	60V		
	65V		
	70V		
	75V		
	80V		
	85V	ไม่มี	
90V	ไม่มี	ไม่มี	

รูปที่ 6. แสดงสีแอโนไดเซชันไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมที่ความต่างศักย์ 5 ถึง 90 โวลต์

Figure 6. show color of anodized titanium and titanium alloy with 5 to 90 volts.

นอกจากนี้ Wang และคณะ ในปี 2019 ได้เปรียบเทียบความสวยงามโดยวัดความต่างของสีบริเวณหลักยึดและบริเวณเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมระหว่างแอโนโดเซชันโลหะผสมไทเทเนียมสีเหลือง สีชมพู โลหะผสมไทเทเนียมปกติ และเซอร์โคเนียมเปรียบเทียบโดยใช้ค่าความต่างสี (CIElab color scale: ΔE) หากค่าน้อยกว่าค่าเฉลี่ย หมายถึงมีการเปลี่ยนแปลงของสีน้อยหรือไม่มี พบว่า แอโนโดเซชันโลหะผสมไทเทเนียมสีเหลืองและสีชมพูให้ค่าความต่างของสีที่สูงกว่าค่าเฉลี่ยในช่องปากที่วัดค่าได้ 3.7 และเซอร์โคเนียมที่วัดค่าได้ 4.28 แต่ยังมีค่าความต่างของสีต่ำกว่าโลหะผสมไทเทเนียมปกติที่วัดค่าได้ 7.35 จึงให้ความสวยงามที่ดีกว่า (35) เช่นเดียวกับการศึกษาของ Francisco Martinez-Rus และคณะ ในปี 2017 ศึกษาความต่างของสีบริเวณเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมและบริเวณครอบฟัน โดยใช้ไทเทเนียมปกติ เซอร์โคเนียมไดออกไซด์ (zirconium dioxide) แอโนโดเซชันโลหะผสมไทเทเนียมสีทองและสีชมพู เป็นหลักยึดของรากฟันเทียมและใช้ลิเทียมไดซิลิเกต (lithium disilicate) เป็นครอบฟันพบว่า ค่าความต่างสีของเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ มีค่าน้อยกว่าวัสดุอื่นอย่างมีนัยสำคัญทั้งในเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียม 6.06 และครอบฟัน 5.76 จึงให้ความสวยงามมากที่สุด แต่แอโนโดเซชันโลหะผสมไทเทเนียมสีทอง 8.96, 9.16 ก็ยังมีค่าความต่างสีน้อยกว่าไทเทเนียมปกติ 11.56, 10.42 จึงให้ความสวยงามที่ดีกว่า จึงสรุปได้ว่าการแอโนโดเซชันช่วยปรับปรุงคุณสมบัติด้านสีทำให้สีของครอบฟันและเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมมีความสวยงามมากขึ้นซึ่งมีประโยชน์ในงานทันตกรรมรากฟันเทียม ทั้งนี้ค่าความต่างสีขึ้นอยู่กับความหนาของเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมอีกด้วย(38)

5. การยึดติดกับซีเมนต์ (retention with adhesive cement)

การยึดติดระหว่างหลักยึดและครอบฟันใช้ซีเมนต์ (cement) เป็นสารยึดติด ความสำเร็จของรากฟันเทียมจึงขึ้นอยู่กับซีเมนต์ ซึ่งใช้การวัดค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยว (shear bond strength) เป็นค่าหนึ่งในการประเมิน ตั้งแต่อดีตซีเมนต์มีด้วยกันหลายชนิด

แต่ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน คือ เซลฟ์แอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์ (self-adhesive resin cement) ซึ่งมีส่วนประกอบของโมโนเมอร์หมู่ทำงาน (functional monomers) ที่มีกลุ่มฟอสเฟตเป็นองค์ประกอบ กลุ่มฟอสเฟตสามารถทำปฏิกิริยากับชั้นออกไซด์ ทำให้เกิดการยึดติดทางเคมีที่ดีกับวัสดุหลายชนิด เช่น คอมโพสิตเรซิน เซรามิกโลหะและเนื้อฟันทำให้ซีเมนต์ชนิดนี้สามารถนำไปใช้ได้หลากหลาย (39) โดยสารโมโนเมอร์หมู่ทำงานที่มีหมู่ฟอสเฟตมีด้วยกันหลายชนิด เช่น เท็นเอ็มดีพี (10-MDP) ฟอสฟอริกเมทาโครเลทเอสเทอร์ (phosphoric methacrylate ester) จีพีดีเอ็ม (GPDM) พีอีเอ็นทีเอ (PENTA) และฟอสฟอริกเอซิดอะคริเลท (phosphoric acid acrylate) เป็นต้น ซึ่งในการวัดค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวของการยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์และวัสดุ ตามมาตรฐาน ISO 10477 ไม่ควรต่ำกว่า 5 เมกะปาสกาล (40) โดย Matsumura และคณะ ได้แนะนำค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างเรซินซีเมนต์และโลหะไม่ควรต่ำกว่า 10 เมกะปาสกาล ที่ให้การยึดติดที่มีประสิทธิภาพที่ดี (41)

Yohsuke Taira และคณะ ในปี 1998 ศึกษาความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างไทเทเนียมและเรซินซีเมนต์ ร่วมกับการใช้ไพรเมอร์ ซึ่งมีโมโนเมอร์กลุ่มกรดคาร์บอกซิลิก ได้แก่ โพรเอ็มอีทีเอ (4-META) โพรเออีที (4-AET) และเอ็มเอซีเท็น (MAC-10) กลุ่มกรดฟอสฟอริก ได้แก่ เอ็มดีพี และกลุ่มไทโอฟอสเฟต (Thiophosphate) ได้แก่ เอ็มอีพีเอส (MEPS) พบว่าการยึดติดที่มีโมโนเมอร์ของเอ็มดีพี และเอ็มอีพีเอส ให้ค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวที่มากกว่าโพรเอ็มอีทีเอ กล่าวคือ เรซินซีเมนต์และไพรเมอร์ที่มีองค์ประกอบของกลุ่มกรดฟอสฟอริกและไทโอฟอสเฟตเป็นโมโนเมอร์หมู่ทำงานช่วยให้การยึดติดดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ และกลุ่มที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์ที่มีโมโนเมอร์ของกลุ่มกรดคาร์บอกซิลิกสามารถเพิ่มการยึดติดโดยการใช้ไพรเมอร์ที่มีกลุ่มกรดฟอสฟอริก และไทโอฟอสเฟตเป็นองค์ประกอบ (42) เช่นเดียวกับ Youhei Tsuchimoto และคณะในปี 2006 กล่าวว่า ซีเมนต์ที่มีกลุ่มฟอสเฟตเป็นองค์ประกอบคือ เท็นเอ็มดีพี ให้ค่าการยึดติดที่ดีกับไทเทเนียมเมื่อเทียบกับซีเมนต์ที่ไม่มีกลุ่มฟอสเฟตเป็นองค์ประกอบ

(43) มีการศึกษาของ Pravej Serichetaphongse ในปี 2022 ศึกษาค่าความแข็งแรงยึดเหนี่ยวระหว่างเรซินซีเมนต์ที่มีและไม่มีส่วนประกอบของโมโนเมอร์หมู่ทำงานกลุ่มฟอสเฟต ยึดติดกับเซอรโคเนียมและโลหะผสมไทเทเนียม โดยใช้และไม่ใช้ไพรเมอร์ที่มีกลุ่มฟอสเฟตเป็นองค์ประกอบ พบว่า เรซินซีเมนต์ที่มีองค์ประกอบของเอ็มดีพี ยึดติดกับโลหะผสมไทเทเนียมได้ดี ซึ่งเอ็มดีพีสามารถเกิดพันธะเคมีกับชั้นออกไซด์ของไทเทเนียมได้ และถ้าหากใช้เรซินซีเมนต์ที่ไม่มีโมโนเมอร์หมู่ทำงานกลุ่มฟอสเฟตร่วมกับไพรเมอร์ที่มีกลุ่มฟอสเฟตจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการยึดติดได้ดี (44) นอกจากนี้ ในการศึกษาของ Keiko Nakamura และคณะ ในปี 2021 กล่าวว่า การยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์กับโลหะผสมไทเทเนียมให้ค่าการยึดติดดีกว่าเซอรโคเนียม เนื่องจากไทเทเนียมมีความขรุขระ 0.25 ไมโครเมตร และค่าพลังงานพื้นผิวอิสระที่สูงถึง 72 มิลลิวัตต์ต่อเมตร เมื่อเทียบกับเซอรโคเนียม ที่มีความขรุขระ 0.11 ไมโครเมตร และค่าพลังงานพื้นผิวอิสระ 59.3 มิลลิวัตต์ต่อเมตร จึงทำให้เกิดการยึดติดกับเรซินซีเมนต์ที่สูงกว่าเซอรโคเนียม ซึ่งพลังงานพื้นผิวอิสระนี้ได้มาจากกลุ่มทำงาน เช่น กลุ่มไฮดรอกซิล (-OH group) บนพื้นผิวฟันด้วยผงอะลูมินาทำให้เกิดกลุ่มไฮดรอกซิล ส่งผลให้มีค่าพลังงานพื้นผิวสูง จึงสรุปได้ว่าการยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์ที่สูงขึ้นได้จากความขรุขระที่มากขึ้นและค่าพลังงานพื้นผิวอิสระที่มากขึ้น (45)

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการยึดติดของไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมกับเรซินซีเมนต์ได้จากพันธะเคมีของออกไซด์บนพื้นผิวไทเทเนียมและกลุ่มฟอสเฟตในเรซินซีเมนต์ นอกจากนี้ยังได้จากค่าความขรุขระ พลังงานพื้นผิวอิสระจากการปรับปรุงพื้นผิวไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียม จึงมีการพัฒนาปรับปรุงให้พื้นผิวของไทเทเนียมมีชั้นออกไซด์ที่เสถียรภาพมากขึ้น โดยปัจจุบันการแอโนไดเซชันไทเทเนียมเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพชั้นออกไซด์มีการศึกษาอย่างต่อเนื่อง จึงเป็นแนวทางในการพัฒนาการศึกษาในแง่มุมนี้ ซึ่งจะมีประโยชน์ในการนำไปใช้งานในทางคลินิกต่อไป

สรุปและอภิปรายผล (Conclusion)

การแอโนไดเซชันเป็นปฏิกิริยาทางไฟฟ้าเคมีที่ใช้ปรับปรุงพื้นผิวของไทเทเนียมเพื่อให้มีชั้นออกไซด์ที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น ซึ่งนิยมใช้ในงานทันตกรรมรากฟันเทียม โดยปัจจัยที่ส่งผลต่อการแอโนไดเซชันไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมมีปัจจัยดังนี้ สารละลายอิเล็กโทรไลต์ ความต่างศักย์ อุณหภูมิ และเวลา จากการทบทวนวรรณกรรม พบว่า การใช้ค่าความต่างศักย์ต่ำกว่า 40 โวลต์ ที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียส ในสารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่มีความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า 20 มิลลิแอมแปร์ต่อตารางเซนติเมตร ที่ระยะเวลามากกว่า 20 นาที ทำให้อัตราการเกิดชั้นออกไซด์ได้ดีที่สุด เกิดรูพรุนขนาดเล็กกระจายตัวอยู่บนชั้นฟิล์มของไทเทเนียม ทำให้ด้านหน้าการกัดกร่อนได้ดี เมื่อส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดจากด้านบนมีลักษณะพื้นผิวที่เรียบเป็นเนื้อเดียวกัน และมีความเสถียรภาพ ทั้งยังส่งผลให้การเชื่อมประสานระหว่างกระดูกและรากฟันเทียมได้ดีขึ้น นอกจากนี้ การหักเหของแสงที่ความหนาของชั้นออกไซด์แตกต่างกัน ทำให้เกิดสีของไทเทเนียมออกไซด์ที่ต่างกัน ในงานทันตกรรมรากฟันเทียม แอโนไดเซชันไทเทเนียมสีเหลืองที่ใช้ความต่างศักย์ 60 ถึง 65 โวลต์ และสีชมพูที่ใช้ความต่างศักย์ 70 ถึง 80 โวลต์ จึงถูกนำมาใช้ในบริเวณที่ต้องการความสวยงาม เช่น บริเวณตัวฟันและเนื้อเยื่อรอบ ๆ หลักยึดทำให้ผู้ป่วยเกิดความพึงพอใจ นอกจากนี้การยึดติดระหว่างหลักยึดของรากฟันเทียมและครอบฟันนิยมใช้เรซินซีเมนต์ที่มีโมโนเมอร์หมู่ทำงานกลุ่มฟอสเฟต เช่น เทนเอ็มดีพี ซึ่งให้การยึดติดที่ดีกับชั้นออกไซด์บนพื้นผิวไทเทเนียม ส่งผลต่อความสำเร็จในการทำรากฟันเทียมอีกด้วย การทำแอโนไดเซชันไทเทเนียมนี้สามารถหาอุปกรณ์ทำได้ง่าย ใช้งบประมาณไม่สูง สามารถทำในคลินิกได้ จึงเป็นประโยชน์มากในงานรากฟันเทียมเพื่อการเชื่อมประสานกระดูกที่ดี และในงานที่ต้องการความสวยงาม แต่เนื่องด้วยแอโนไดเซชันเป็นปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมีจึงต้องมีความระวังในการทำงานทั้งกระแสไฟฟ้า และสารละลายอิเล็กโทรไลต์ที่เป็นกรด อีกทั้งยังใช้ระยะเวลามากกว่า 20 นาที จึงทำให้เกิดชั้นออกไซด์ได้สมบูรณ์ ดังนั้นการแอโนไดเซชันในทาง

ทันตกรรมจึงควรมีการศึกษาอย่างต่อเนื่องเพื่อปรับปรุงคุณสมบัติในด้านต่าง ๆ ต่อไป

เอกสารอ้างอิง (References)

1. Kahar S, Singh A, Patel V, Kanetkar U. Anodizing of Ti and Ti alloys for different applications: a review. *Int J Sci Res Develop.* 2020;8(5):272-6.
2. Mohebbi S, Sheikhzadeh S, Bayanzadeh M, Batebizadeh A. Oral impact on daily performance (OIDP) index in patients attending patients clinic at dentistry school of Tehran university of medical sciences. *J Dent Med.* 2012;25(2):135-41.
3. Misch CE. *ARABIC-Contemporary Implant Dentistry.* 3rd ed. St.Louis: Els Health Sci; 2007: 590-5.
4. Fillion M, Aubazac D, Bessadet M, Allègre M, Nicolas E. The impact of implant treatment on oral health related quality of life in a private dental practice: a prospective cohort study. *Health Qual Life Out.* 2013;11(1):1-7.
5. Sittig C, Textor M, Spencer ND, Wieland M, Vallotton PH. Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J Mater Sci Mater Med.* 1999;10(1):35-46.
6. Chiesa R, Giavaresi G, Fini M, Sandrini E, Giordano C, Bianchi A, et al. In vitro and in vivo performance of a novel surface treatment to enhance osseointegration of endosseous implants. *Oral Surg Oral Med O.* 2007;103(6):745-56.
7. Prando D, Brenna A, Diamanti MV, Beretta S, Bolzoni F, Ormellese M, et al. Corrosion of titanium: Part 2: Effects of surface treatments. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2017;16(1):3-13.
8. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM-J Min Met Mat S.* 2008;60(3):46-9.
9. Sidambe AT. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review. *Materials (Basel, Switzerland).* 2014;7(12):8168-88.
10. Van Drunen J, Zhao B, Jerkiewicz G. Corrosion behavior of surface-modified titanium in a simulated body fluid. *J Mater Sci.* 2011; 46(18):5931-9.
11. Meyer U, Büchter A, Wiesmann HP, Joos U, Jones DB. Basic reactions of osteoblasts on structured material surfaces. *Eur Cell Mater.* 2005;9:39-49.
12. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implan Res.* 2009; 20(Suppl 4):172-84.
13. Beutner R, Michael J, Schwenzer B, Scharnweber D. Biological nano-functionalization of titanium-based biomaterial surfaces: a flexible toolbox. *J R Soc interface.* 2010;7(1):93-105.
14. Lutz R, Srour S, Nonhoff J, Weisel T, Damien C, Schlegel K. Biofunctionalization of titanium implants with a biomimetic active peptide (P-15) promotes early osseointegration. *Clin Oral Implan Res.* 2010;21(7):726-34.
15. Buser D, Schenk R, Steinemann S, Fiorellini J, Fox C, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25(7):889-902.
16. Kim MH, Park K, Choi KH, Kim SH, Kim SE, Jeong CM, et al. Cell adhesion and in vivo osseointegration of sandblasted/acid etched/anodized dental implants. *Int J Mol Sci.* 2015;16(5):10324-36.

17. Macak JM, Schmuki P. Anodic growth of self-organized anodic TiO₂ nanotubes in viscous electrolytes. *Electrochim Acta*. 2006;52(3):1258-64.
18. Michalska-Domańska M, Łazińska M, Łukasiewicz J, Mol JMC, Durejko T. Self-Organized Anodic Oxides on Titanium Alloys Prepared from Glycol- and Glycerol-Based Electrolytes. *Materials (Basel)*. 2020;13(21):4743-54.
19. Sharma AK. Anodizing titanium for space applications. *Thin Solid Films*. 1992;208(1):48-54.
20. Karambakhsh A, Afshar A, Ghahramani S, Malekinejad P. Pure Commercial Titanium Color Anodizing and Corrosion Resistance. *J Mater Eng Perform*. 2011;20(9):1690-6.
21. Prando D, Brenna A, Bolzoni FM, Diamanti MV, Pedferri M, Ormellese M. Electrochemical anodizing treatment to enhance localized corrosion resistance of pure titanium. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2017;15(1):19-24.
22. Wu L, Liu J, Yu M, Li S, Liang H, Zhu M. Effect of anodization time on morphology and electrochemical impedance of anodic oxide films on titanium alloy in tartrate solution. *Int J Electrochem Sci*. 2014;9(9):5012-24.
23. Wadhvani C, Brindis M, Kattadiyil MT, O'Brien R, Chung KH. Colorizing titanium-6aluminum-4vanadium alloy using electrochemical anodization: Developing a color chart. *J Prosthet Dent*. 2018;119(1):26-8.
24. Liu Z, Liu X, Donatus U, Thompson GE, Skeldon P. Corrosion behaviour of the anodic oxide film on commercially pure titanium in NaCl environment. *Int J Electrochem Sci*. 2014;9(7):3558-73.
25. Laurindo CA, Torres RD, Mali SA, Gilbert JL, Soares P. Incorporation of Ca and P on anodized titanium surface: Effect of high current density. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;37:223-31.
26. Yeo I-SL. Modifications of Dental Implant Surfaces at the Micro- and Nano-Level for Enhanced Osseointegration. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2019;13(1):89-104.
27. Park J, Bauer S, Schlegel KA, Neukam FW, von der Mark K, Schmuki P. TiO₂ nanotube surfaces: 15 nm—an optimal length scale of surface topography for cell adhesion and differentiation. *Small*. 2009;5(6):666-71.
28. Oh S, Brammer KS, Li YJ, Teng D, Engler AJ, Chien S, et al. Stem cell fate dictated solely by altered nanotube dimension. *P Natl Acad Sci*. 2009;106(7):2130-5.
29. Susin C, Finger Stadler A, Fiorini T, de Sousa Rabelo M, Ramos UD, Schüpbach P. Safety and efficacy of a novel anodized abutment on soft tissue healing in Yucatan mini-pigs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(S1):34-43.
30. Gómez-Florit M, Ramis JM, Xing R, Taxt-Lamolle S, Haugen HJ, Lyngstadaas SP, et al. Differential response of human gingival fibroblasts to titanium- and titanium-zirconium-modified surfaces. *J Periodontol Res*. 2014;49(4):425-36.
31. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implan Res*. 2008;19(7):635-41.
32. Mustafa K, Odén A, Wennerberg A, Hulténby K, Arvidson K. The influence of surface topography of ceramic abutments on the attachment and proliferation of human oral fibroblasts. *Biomaterials*. 2005;26(4):373-81.

33. Palaiologou AA, Yukna RA, Moses R, Lallier TE. Gingival, dermal, and periodontal ligament fibroblasts express different extracellular matrix receptors. *J Periodontol.* 2001;72(6):798-807.
34. Rutkunas V, Bukelskiene V, Sabaliauskas V, Balciunas E, Malinauskas M, Baltriukiene D. Assessment of human gingival fibroblast interaction with dental implant abutment materials. *J Mater Sci Mater Med.* 2015;26(4):169-77.
35. 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.
36. Cosgarea R, Gasparik C, Dudea D, Culic B, Dannewitz B, Sculean A. Peri-implant soft tissue colour around titanium and zirconia abutments: a prospective randomized controlled clinical study. *Clin Oral Implan Res.* 2015;26(5):537-44.
37. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implan Res.* 2011;22(6):631-7.
38. Martínez-Rus F, Prieto M, Salido MP, Madrigal C, Özcan M, Pradés G. A Clinical Study Assessing the Influence of Anodized Titanium and Zirconium Dioxide Abutments and Peri-implant Soft Tissue Thickness on the Optical Outcome of Implant-Supported Lithium Disilicate Single Crowns. *Int J oral Maxillofac Implan.* 2017; 32(1):156-63.
39. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008; 10(4):251-8.
40. International Organization for Standardization. Dentistry-polymer-based crown and bridge materials. ISO 10477.
41. Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, Atsuta M, Shimoe S. Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *J Prosthet Dent.* 2001;86(3):315-9.
42. Taira Y, Yoshida K, Matsumura H, Atsuta M. Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):384-8.
43. Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B, et al. Effect of 4-MET- and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J.* 2006; 25(1):120-4.
44. Serichetaphongse P, Chitsutheesiri S, Chengprapakorn W. Comparison of the shear bond strength of composite resins with zirconia and titanium using different resin cements. *J Prosthodont Res.* 2022;66(1):109-16.
45. Nakamura K, Kawaguchi T, Ikeda H, Karntiang P, Kakura K, Taniguchi Y, et al. Bond durability and surface states of titanium, Ti-6Al-4V alloy, and zirconia for implant materials. *J Prosthodont Res.* 2021;2(66):296-302.

ติดต่อบทความ:

ผศ.ดร.ทพ.พิสัยศิษฐ์ ชัยจรีนนท์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
ถ.สุเทพ ต.สุเทพ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200
โทรศัพท์ : 053 944 438
อีเมล : pisaisit.c@cmu.ac.th

Corresponding author:

Asst. Prof. Dr. Pisaisit Chaijareenont
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University T.
Suthep, A. Muang, Chiang Mai 50200 Thailand
Tel: (665) 3944 438
E-mail: pisaisit.c@cmu.ac.th