การกัดกร่อนในรากฟันเทียม

ชุติมา นวศรี* กัณฐิกา เข็มทอง* ภัทริกา อังกสิทธิ์* พิสัยศิษฏ์ ชัยจรืนนท์*

บทคัดย่อ

ปัจจุบันรากฟันเทียมกลายเป็นส่วนหนึ่งของการรักษาทางทันตกรรมเพื่อทดแทนการสูญเสียฟันธรรมชาติ รากฟันเทียมทำมาจากไทเทเนียมหรือโลหะผสมไทเทเนียมเป็นหลัก เนื่องจากมีคุณสมบัติทางกายภาพ เคมี และชีวภาพที่เหมาะสม ทำให้มีความต้านทานต่อการกัดกร่อนสูงเนื่องจากมีชั้นออกไซด์ที่ปกคลุมพื้นผิวไทเทเนียม อย่างไรก็ตามชั้นออกไซด์นี้สามารถถูกทำลายได้เมื่อรากฟันเทียมสัมผัสกับโลหะที่สร้างเป็นหลักยึดสิ่งปลูกฝังและครอบฟัน ภายใต้สภาวะแวดล้อมของช่องปากเป็นระยะเวลานาน จึงนำไปสู่การเกิดกระบวนการกัดกร่อนในรากฟันเทียม การกัดกร่อนอาจมีสาเหตุมาจากการสะสมของเชื้อจุลินทรีย์รอบรากฟันเทียม อาหารหรือสารเคมีที่เอื้อให้สภาวะช่องปากเป็นกรด ร่วมกับการเลือกใช้วัสดุโลหะต่างชนิดกัน

อนุภาคโลหะที่ถูกปล่อยจากการกัดกร่อนส่งผลให้เกิดผลกระทบหลายด้าน ได้แก่ อาการทางคลินิก เนื้อเยื่ออ่อนติดสี เกิดการตอบสนองของเซลล์นำไปสู่การละลายตัวของกระดูก และรากฟันเทียมแตกหักตามมา ดังนั้น การเลือกชนิดโลหะในการสร้างหลักยึดสิ่งปลูกฝัง และครอบฟันให้เหมาะสม ร่วมกับการควบคุมสภาวะความเป็นกรดของสารละลายของช่องปาก จึงเป็นปัจจัยสำคัญในการช่วยลดการเกิดการกัดกร่อนของวัสดุรากฟันเทียม

คำสำคัญ: ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ การกัดกร่อน การกัดกร่อนของรากฟันเทียม ไทเทเนียม

**ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ถ.สุเทพ ต.สุเทพ จ.เชียงใหม่ 50200*

Corrosion in Dental Implant

Chutima Navasri* Kantika Khemthong* Pattarika Angkasith*
Pisaisit Chaijareenont*

Abstract

At the present, dental implants have become a part of dental treatment to replace missing teeth. Dental implants are mainly made of titanium or its alloy because of proper physical, chemical, and biological properties that provide a high resistance to corrosion due to protective surface titanium dioxide layer. However, the titanium dioxide layer can be damaged when dental implants contact with metal implant abutment and prosthesis in oral environment for a long period of time which leads to corrosion in dental implant. Corrosion could be influenced by various factors, including microorganisms around dental implant, acidic environment from food or chemical agents, and metal usage with electric potential difference may influence corrosion.

Metallic particles released from corrosion affect various aspects such as clinical symptoms, tissue pigmentation, cellular response leading to bone loss, and delayed fracture of dental implant. Therefore, properly chosen metal alloy for implant abutment and dental crown altogether with pH control in oral environment are the important factors to decrease corrosion of dental implants.

Keywords: Biocompatibility, Corrosion, Dental implants corrosion, Titanium

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

บทนำ (introduction)

ในการรักษาทางทันตกรรมย่อมหลีกเลี่ยงการใช้โลหะเป็นส่วนประกอบของวัสดุได้ยาก ไม่ว่าจะเป็นงานอุดฟัน เดือยฟัน ครอบฟัน รากฟันเทียม หรือเครื่องมือทางทันตกรรมจัดฟัน โดยเฉพาะในปัจจุบันที่การรักษาทางทันตกรรมรากเทียมเป็นที่นิยมมากขึ้นในการทดแทนฟันที่สูญเสียไป เนื่องจากการรักษาด้วยรากฟันเทียมมีข้อดีคือ ลดการละลายตัวของกระดูกเบ้าฟันภายหลังการถอนฟัน โดยรากฟันเทียมจะรองรับแรงบดเคี้ยวและส่งผ่านแรงไปยังกระดูกบริเวณข้างเคียง เป็นการกระตุ้นกระบวนการสร้างกระดูก (1) รากฟันเทียมทำมาจากโลหะไทเทเนียมที่สามารถเกิดการเชื่อมประสานกับกระดูก (osseointegration) มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) และมีคุณสมบัติเชิงกล (mechanical properties) ที่ดี ซึ่งจำเป็นต้องเชื่อมต่อกับครอบฟันเหนือต่อรากฟันเทียมที่อาจทำมาจากโลหะต่างชนิดกัน โดยวัสดุดังกล่าวต้องใช้งานในช่องปากเป็นระยะเวลานาน ภายใต้สภาวะทางชีวเคมีของแบคทีเรียและน้ำลายที่มีการเปลี่ยนแปลงความเป็นกรด อุณหภูมิ อยู่ตลอดเวลา ทำให้เกิดการกัดกร่อนของโลหะ ส่งผลให้เกิดความล้มเหลวของรากฟันเทียมตามมาได้ ดังนั้นประเด็นสำคัญที่ต้องนำมาพิจารณา คือ การเลือกชนิดโลหะที่มีคุณสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับช่องปาก มีความคงทนต่อการกัดกร่อน (resistance to corrosion) และการควมคุมสภาวะช่องปากไม่ให้มีความเป็นกรดมากเกินไป

สรุปคำจำกัดความ “การกัดกร่อน (corrosion)” ทางทันตกรรม หมายถึง การเสื่อมสลายของวัสดุอย่างค่อยเป็นค่อยไปจากกระบวนการทางไฟฟ้าเคมี เมื่อมีวัสดุทางทันตกรรม เช่น รากฟันเทียม วัสดุบูรณะชนิดโลหะ หรือเครื่องมือจัดฟันชนิดโลหะ ภายใต้สารละลายอิเล็คโตรไลต์ในช่องปาก (2)

พฤติกรรมการกัดกร่อนในช่องปาก (Corrosion behavior in oral cavity)

ช่องปากเป็นทางเปิดส่วนแรกก่อนสิ่งต่าง ๆ จะเข้าสู่ร่างกาย ภายในช่องปากจึงประกอบไปด้วยเชื้อจุลินทรีย์ที่อาศัยในน้ำลาย น้ำลายประกอบไปด้วยเอนไซม์ ไกลโคโปรตีน แร่ธาตุ เช่น โซเดียม โพแทสเซียม คลอไรด์ แคลเซียม ฟอสเฟต ไบคาร์บอเนต แมกนีเซียม และซัลเฟต ที่ช่วยกันรักษาสมดุลความเป็นกรดด่าง และควบคุมการรวมกลุ่มกันของจุลชีพในช่องปาก น้ำลายจึงเป็นกุญแจสำคัญของสภาพแวดล้อมช่องปาก โดยสมดุลความเป็นกรดด่างนี้สามารถเปลี่ยนแปลงไปหากมีปริมาณของเชื้อจุลชีพมาก หรือมีการเคลื่อนไหวของน้ำลายน้อย โดยปกติแล้วน้ำลายมีค่าความเป็นกรดด่างอยู่ระหว่าง 6 ถึง 7 และในแต่ละบริเวณของช่องปากสามารถมีค่าแตกต่างกันได้ หลังจากฝังรากฟันเทียมค่าความเป็นกรดด่างจะลดลงอยู่ที่ 5.2 ถึง 5.6 เนื่องจากกระบวนการอักเสบ แล้วค่อย ๆ กลับมาเป็นปกติในสองสัปดาห์ถัดมา (3)

วัสดุทันตกรรมชนิดโลหะต้องพบเจอกับปัจจัยทางชีวภาพหลายอย่าง ได้แก่ ค่าความเป็นกรดที่สามารถปรับเปลี่ยนไปตามชนิดอาหาร ค่าความเป็นกรดของน้ำลายที่สูงขึ้นเมื่อมีกระบวนการอักเสบหรือติดเชื้อ (4) ภาวะโรคปริทันต์อักเสบ การได้รับการฉายแสงบริเวณต่อมน้ำลาย การได้รับฟลูออไรด์ความเข้มข้นสูงจำพวกยาสีฟัน ผลิตภัณฑ์ป้องกันฟันผุ จะส่งเสริมให้เกิดไฮโดรเจนอิออน (H^+) และฟลูออไรด์อิออน (F^-) ทั้งสองจะรวมตัวกันเกิดเป็นกรดไฮโดรฟลูออริก (hydrofluoric acid; HF) หรือสารเคมีในกลุ่มสารฟอกสีฟัน เช่น คาบาไมด์ (carbamide) ไฮโดรเจนเปอออกไซด์ (hydrogen peroxide; H_2O_2) สามารถลดความต้านทานต่อการกัดกร่อนของโลหะได้ โดยจะสัมพันธ์กับระยะเวลาที่สัมผัส และความเข้มข้นรอบบริเวณนั้น (5) มีการศึกษาพบว่าเมื่อบ้วนปาก

ด้วยน้ำยาบ้วนปากวันละ 40 วินาที เป็นระยะเวลาต่อเนื่อง 6 เดือน หรือได้รับความเข้มข้นของกรดไฮโดรฟลูออริกมากกว่า 30 ส่วนในปริมาณของสารละลายหนึ่งล้านส่วน (part per million: ppm) จะมีผลกัดกร่อนชั้นฟิล์มออกไซด์ของไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมในช่องปากได้ (6)

ปกติแล้วตามพื้นผิวของเนื้อเยื่อช่องปาก ฟัน หรือวัสดุบูรณะ จะถูกเคลือบไปด้วยฟิล์มของกลุ่มเชื้อจุลชีพ ที่มีส่วนประกอบของโพลีแซคคาไรด์ โปรตีน กรดนิวคลีอิกและน้ำ ซึ่งรากฟันเทียมก็เช่นกัน สามารถพบการรวมกลุ่มของแบคทีเรียหลังจากฝังรากฟันเทียมในระยะเวลาเพียง 30 นาที โดยส่วนมากเป็นแบคทีเรียกลุ่ม แกรมบวกชนิดกลม (gram-positive Streptococci) (7) ส่งผลให้ค่าความเป็นกรดด่างรอบรากฟันเทียมลดลง หากมีการสะสมของเชื้อแบคทีเรียบริเวณรอยต่อระหว่างรากเทียมที่ฝังในกระดูก (fixture) กับหลักยึดสิ่งปลูกฝัง (implant abutment) หรือครอบฟัน (dental crown) เป็นระยะเวลานาน สามารถก่อให้เกิดกระบวนการอักเสบของอวัยวะปริทันต์รอบรากฟันเทียม (peri-implantitis) เป็นผลมาจากกรดที่เป็นผลผลิตของเชื้อแบคทีเรีย และความเป็นกรดจากกระบวนการอักเสบ ทำให้เกิดการกัดกร่อนของโลหะที่เป็นส่วนประกอบของรากฟันเทียมได้ (8)

ปัจจุบันมีการลดปริมาณการใช้วัสดุทางทันตกรรมชนิดโลหะน้อยลง เนื่องจากการใช้วัสดุชนิดโลหะ เช่น วัสดุบูรณะอะมัลกัม หรือครอบฟันชนิดโลหะ มีสีที่ไม่สวยงาม และยังสามารถทำให้เกิดการอาการปวดหลังบูรณะจากการเกิดกระแสกัลวานิกก่อให้เกิดความไม่สบาย อีกทั้งเมื่อโลหะเกิดการกัดกร่อน ทำให้พื้นผิววัสดุมีลักษณะขรุขระ เกิดความอ่อนแอ การปลดปล่อยอนุภาคโลหะจากการกัดกร่อนสามารถสร้างปฏิกิริยาความเป็นพิษ ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของเนื้อเยื่ออ่อน ในบางรายอาจเกิดปฏิกิริยาแพ้โลหะ และเกิดกลไกทางพยาธิสภาพไปรบกวนกระบวนการหายของแผล (9) อย่างไรก็ตาม การรักษาทางทันตกรรม เช่น ทันตกรรมรากฟันเทียม ยังจำเป็นต้องใช้วัสดุจำพวกโลหะอยู่ ดังนั้น การเลือกใช้และพัฒนาวัสดุให้ต้านทานต่อการกัดกร่อนจึงสำคัญ (9)

รากฟันเทียมไทเทเนียม (Titanium dental implant)

รากฟันเทียมเป็นส่วนที่ฝังอยู่ในกระดูกขากรรไกร และต้องการให้เกิดการเชื่อมประสานกับกระดูกเพื่อให้เกิดความสำเร็จของการรักษา ฉะนั้นความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อในช่องปากจึงเป็นคุณสมบัติสำคัญที่นำมาพิจารณาในการเลือกใช้รากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมผลิตขึ้นจากไทเทเนียมบริสุทธิ์ (pure titanium: CP-Ti) หรือโลหะผสมไทเทเนียม (titanium alloy) ซึ่งทั้งคู่ให้ความแข็งแรง และมีความเหนียวคล้ายคลึงกับโลหะทางทันตกรรมชนิดอื่น ยกเว้นค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ของโลหะไทเทเนียมมีค่าต่ำกว่า โดยไทเทเนียมเป็นธาตุที่มีโครงสร้างสองรูปแบบ ได้แก่ รูปร่างแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัส (cubic structure: β phase) และแบบหกเหลี่ยมที่ใกล้เคียงกับผลึก (hexagonal closed packed crystal structure: α phase) สามารถผสมกับโลหะชนิดอื่น เช่น วานาเดียม (vanadium: V) โมลิบดินัม (molybdenum: Mo) ไนโอเบียม (niobium: Nb) แทนทาลัม (tantalum: Ta) เหล็ก (iron: Fe) ทังเสตน (tungsten: W) ซิลิคอน (silicon: Si) โคบอลต์ (cobalt: Co) แมงกานีส (manganese: Mn) และไฮโดรเจน (hydrogen: H) ทำให้เป็นโลหะผสมไทเทเนียมได้ เพื่อต้องการคงสภาพของโครงสร้างรูปแบบจัตุรัสซึ่งจะมีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นที่ต่ำกว่าแบบหกเหลี่ยม ซึ่งโลหะผสมไทเทเนียม เช่น Ti-15Zr จะถูกเลือกเป็นส่วนรากฟันเทียม และ Ti-6Al-4V จะถูกนำมาสร้างเป็นหลักยึดสิ่งปลูกฝัง ส่วนไทเทเนียมบริสุทธิ์แบ่งออกเป็น 4 เกรด ขึ้นกับปริมาณออกซิเจน คาร์บอน และเหล็ก โดยรากฟันเทียมจะทำมาจากไทเทเนียมบริสุทธิ์เกรด 4 มีปริมาณไทเทเนียมประมาณร้อยละ 98 คุณสมบัติเชิงกลคล้ายกับโลหะผสมทองชนิดที่ 3 และ 4 มีค่ามอดูลัสสภาพยืดหยุ่นประมาณ 110 เมกะปาสคาล และความทนต่อแรงดึง (tensile strength) ประมาณ 560 เมกะปาสคาล (4)

ไทเทเนียมบริสุทธิ์และโลหะผสมไทเทเนียมมีความต้านทานต่อการกัดกร่อนสูงเมื่ออยู่ในภาวะสภาพแวดล้อมที่เป็นกรด เนื่องจากการมีเสถียรภาพของชั้นไทเทเนียมไดออกไซด์ (titanium dioxide: TiO_2) ที่เคลือบอยู่บนพื้นผิว โดยชั้นออกไซด์นี้จะทำหน้าที่เป็น

ชั้นคั่นกลางระหว่างสารละลายทางชีวภาพกับรากฟันเทียมและช่วยลดการเกิดปฏิกิริยาการกัดกร่อน (10-12) อย่างไรก็ตาม ถ้าชั้นออกไซด์นี้ถูกทำลายไปและไม่สามารถจัดรูปแบบกลับเข้าไปที่พื้นผิวดังเดิมได้ ไทเทเนียมจะสามารถเกิดการกัดกร่อนดังเช่นโลหะพื้นฐานชนิดอื่น (13) จึงมีการพัฒนาปรับสภาพรากฟันเทียมจากบริษัทต่างๆโดยใช้วิธีการทางเคมีฟิสิกส์ เช่น การใช้กรดกัด (etching procedure) การใช้ไฟฟ้าเพิ่มความหนาชั้นออกไซด์ (anodization) หรือการเคลือบ (coating) สารอื่นบนรากฟันเทียม (3)

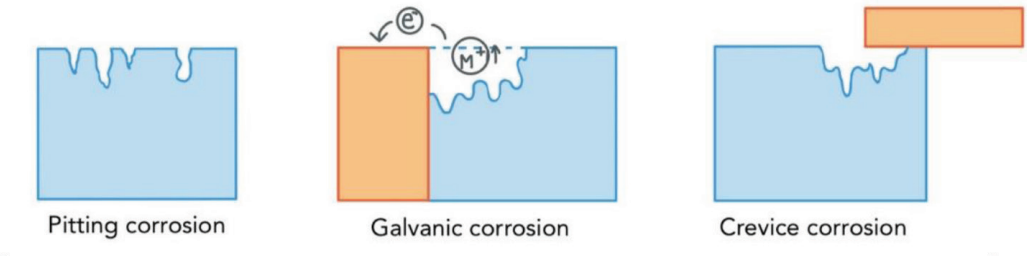
การกัดกร่อนในรากฟันเทียม (Corrosion in dental implant)

การกัดกร่อนที่เกิดขึ้นในรากฟันเทียมและหลักยึดสิ่งปลูกฝังมีหลายรูปแบบโดยจะเกิดปฏิกิริยากัดกร่อนของโลหะแบบสม่ำเสมอ (uniform หรือ general) อันเนื่องมาจากของเหลว (wet corrosion) เป็นการกัดกร่อนทางเคมีและไฟฟ้าเคมี รูปแบบการกัดกร่อนส่วนมากที่พบในช่องปาก ได้แก่ การกัดกร่อนแบบหลุม (pitting corrosion) การกัดกร่อนแบบกัลวานิก (galvanic corrosion) และการกัดกร่อนในที่อับ (crevice corrosion) ซึ่งมักเกิดขึ้นแบบมีความสัมพันธ์ระหว่างกัน (14) แสดงตัวอย่างดังรูปที่ 1 และความหมายของการกัดกร่อนแบบต่าง ๆ อธิบายได้ดังนี้

การกัดกร่อนแบบหลุม จะเกิดขึ้นเฉพาะที่ในลักษณะเป็นโพรงหรือหลุมบนพื้นผิวโลหะ เฉพาะตำแหน่งที่ชั้นไทเทเนียมออกไซด์ถูกทำลายไป ทำให้ผิวโลหะถูกเผยผึ่งตามรอยแยก ซึ่งยากต่อการตรวจพบและทำนายทิศทางการกัดกร่อน มักเกิดขึ้นจากการใช้ฟลูออไรด์ในคลินิกทันตกรรมหรือที่บ้าน (14)

การกัดกร่อนแบบกัลวานิก เป็นการกัดกร่อนชนิดปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี เกิดจากความแตกต่างของความต่างศักย์ไฟฟ้าเคมีของโลหะสองชนิด ที่อยู่ภายในสารละลายเดียวกันในช่องปาก การกัดกร่อนจะเกิดขึ้นบริเวณพื้นผิวของโลหะสองชนิดที่สัมผัสกันโดยตรง คือ บริเวณพื้นผิวด้านในที่รากฟันเทียมสัมผัสกับหลักยึดสิ่งปลูกฝัง หรือบริเวณสกรูที่เชื่อมหลักยึดสิ่งปลูกฝังและการกัดกร่อนจะยิ่งรุนแรงมากขึ้นหากใช้โลหะผสมพื้นฐานสร้างส่วนครอบฟัน (14)

การกัดกร่อนในที่อับ เกิดขึ้นเฉพาะตำแหน่งบริเวณพื้นผิวระหว่างโลหะสองชนิดที่อยู่ใกล้ชิดกันหรือเป็นที่อับ ทำให้ออกซิเจนไม่สามารถเข้าไปแลกเปลี่ยนได้ ทำให้เกิดการปล่อยไฮโดรเจนออกไปในสารละลาย ส่งผลให้สารละลายบริเวณนี้มความเป็นกรดเพิ่มขึ้น ความเป็นกรดนี้จะไปละลายชั้นออกไซด์ที่เคลือบพื้นผิวโลหะ มักพบที่อับในบริเวณรอยต่อระหว่างรากฟันเทียม หลักยึดสิ่งปลูกฝัง และส่วนครอบฟัน (14)



รูปที่ 1 แสดงการกัดกร่อนแบบหลุม การกัดกร่อนแบบกัลวานิก และการกัดกร่อนในที่อับ (ดัดแปลงจาก Chaturvedi, 2009 (15))

Fig 1. Presentation of pitting corrosion, galvanic corrosion and crevice corrosion. (modified from Chaturvedi, 2009 (15))

การกัดกร่อนของรากฟันเทียมจะมีความสัมพันธ์กับการบดเคี้ยว เนื่องจากแรงบดเคี้ยวที่มีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลาจะก่อให้เกิดการเคลื่อนที่ระดับจุลภาค (micro-motion) ที่บริเวณรอยต่อของรากฟันเทียมและหลักยึดสิ่งปลูกฝัง ส่งเสริมให้เกิดการสึกของพื้นผิวและเกิดการทำลายชั้นฟิล์มไทเทเนียมออกไซด์ การเกิดการกัดกร่อนและการสึกอย่างต่อเนื่อง ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุ และเป็นปัจจัยที่ช่วยส่งเสริมการปลดปล่อยของอนุภาคโลหะสู่เนื้อเยื่อข้างเคียง (15)

ในช่องปากของมนุษย์สามารถกระตุ้นให้เกิดเซลล์ไฟฟ้าเคมีได้ เมื่อไทเทเนียมอยู่ในภาวะเช่นนี้เป็นระยะเวลานานหลายปี แม้ว่าไทเทเนียมจะต้านทานต่อการกัดกร่อนได้ แต่ก็ยังสามารถปลดปล่อยอนุภาคโลหะออกมาอย่างช้า ๆ หากครอบฟันที่มาเชื่อมต่อกับหลักยึดสิ่งปลูกฝังทำมาจากโลหะต่างชนิดกัน ฝั่งครอบฟันโลหะจะมีส่วนประกอบของโลหะมีสกุล (noble metal alloy) น้อยกว่าหลักยึดสิ่งปลูกฝังและรากฟันเทียม เช่น ครอบฟันทำมาจากโลหะผสมพื้นฐาน (base metal alloy) จะมีค่าศักย์ไฟฟ้า (potential) น้อยกว่า ทำหน้าที่เป็นขั้วลบ (anode) ส่วนหลักยึดสิ่งปลูกฝังและรากฟันเทียมทำมาจากไทเทเนียมซึ่งมีความเป็นโลหะมีสกุลมากกว่า มีค่าความศักย์ไฟฟ้ามากกว่า จะทำหน้าที่เป็นขั้วบวก (cathode) โดยขั้วลบจะเป็นบริเวณที่ให้อิเล็คตรอนจากปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี หรือเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน (oxidation) ปลดปล่อยอิเล็คตรอนอิสระออกมายังสารละลายอิเล็คโทรไลต์ โลหะที่ขั้วลบจึงเกิดเป็นโลหะประจุบวก และเกิดการกัดกร่อนตามมา ซึ่งจุดเริ่มต้นของศูนย์กลางการกัดกร่อนจะอยู่ที่พื้นผิวโลหะส่วนที่สัมผัสกับขั้วบวก ส่วนขั้วบวกจะเป็นบริเวณที่เกิดปฏิกิริยารีดักชัน (reduction) มีการรับอิเล็คตรอนที่ถูกปล่อยออกมาจากขั้วลบ แสดงสมการของเซลล์ไฟฟ้าเคมีได้ดังนี้ (16)

1. ปฏิกิริยาออกซิเดชัน (ขั้วลบ): $M \longrightarrow M^{n+} + ne^-$ (ก)

2. ปฏิกิริยารีดักชัน (ขั้วบวก): $M + e^- \longrightarrow 1/2H_2$ or $M \longrightarrow e^- \longrightarrow M$ (ข)

และจะมีการรับอิเล็คตรอนอิสระของออกซิเจนที่อยู่ในสารละลาย $O_2 + 2H_2O + 4e^- \longrightarrow 4OH^-$ (ค)

$O_2 + 4H^+ + 4e^- \longrightarrow 2H_2O$ (ง)

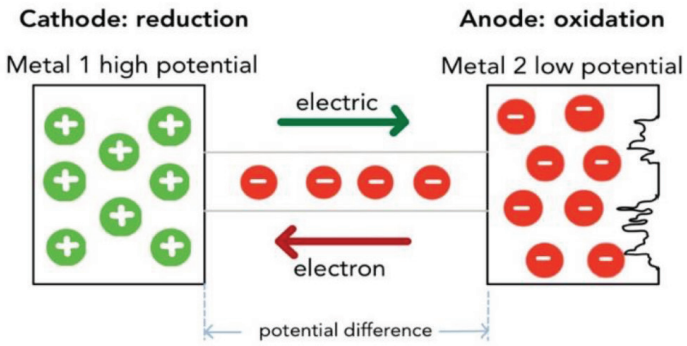
$M^{n+} + nH_2O \longrightarrow M(OH)_n + nH^+$ (จ)

$M^{n+} + Cl^-n + nH_2O \longrightarrow M(OH)_n + nHCl$ (ฉ)

(M คือ โลหะ และ e^- คือ อิเล็คตรอน)

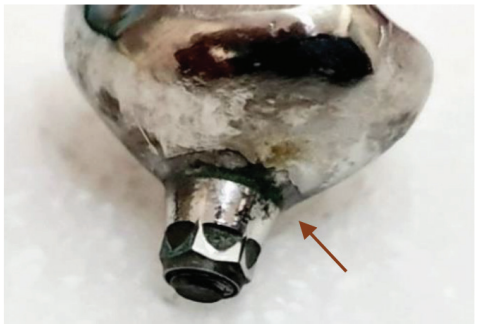
อิเล็คตรอนจะมีการเคลื่อนที่ไปมาผ่านจุดเชื่อมต่อของพื้นผิวโลหะทั้งสองชนิดจากขั้วลบไปยังขั้วบวก ดังแสดงในรูปที่ 2 โดยมีน้ำลายหรือสารละลายโดยรอบเป็นอิเล็คโทรไลต์ให้อิออนเดินทางครบเซลล์ กระบวนการดังกล่าวจะมีความเกี่ยวข้องกับกระแสไฟฟ้าและความต่างศักย์ของโลหะ เรียกการกัดกร่อนแบบนี้ว่าการกัดกร่อนแบบกัลวานิก (galvanic corrosion หรือ two-metal corrosion) แสดงตัวอย่างการกัดกร่อนดังรูปที่ 3 นอกจากตัวโลหะที่ขั้วลบที่กัดกร่อนแล้ว อนุภาคโลหะที่ถูกปล่อยออกมายังสามารถไปประตุ้นเซลล์ของร่างกายให้ทำงานต่างไปจากปกติได้ นอกจากการกัดกร่อนแบบกัลวานิกแล้ว สามารถเกิดการกัดกร่อนแบบหลุมและแบบที่อับตามมา เป็นผลจากการลดลงของออกซิเจนและการเพิ่มขึ้นของความเข้มข้นของประจุโลหะในสารละลายดังสมการ (ก) ถึง (ง) ข้างต้น ทำให้เกิดไฮโดรเจนไอออน (H^+) สารประกอบไฮดรอกไซด์ของโลหะ (metal hydroxide) และกรดไฮโดรคลอริก (hydrochloric acid: HCl) ส่งผลให้ค่าความเป็นกรดด่างลดลง ดังแสดงในสมการ (จ) และ (ฉ) (16)

การเปลี่ยนแปลงของค่าความเป็นกรดในบริเวณที่อับใกล้หลักยึดสิ่งปลูกฝังหรือรากฟันเทียม สามารถทำให้เกิดการทำลายของไทเทเนียมออกไซด์ที่ปกคลุมผิวหลักยึดสิ่งปลูกฝังหรือรากฟันเทียม เพิ่มโอกาสการกัดกร่อนของไทเทเนียม ส่งผลให้กระดูกรอบรากฟันเทียมละลายตัว รากฟันเทียมโยก หรือแตกหักตามมา (15,17)



รูปที่ 2 แสดงการเคลื่อนที่ของอิเล็คตรอนในการกัดกร่อนแบบกัลวานิก

Fig 2. Electron direction in galvanic corrosion.



รูปที่ 3 แสดงลักษณะการกัดกร่อนแบบกัลวานิก (ลูกศรชี้แสดงการกัดกร่อนของครอบฟันโลหะล้วนชนิดนิกเกิล-โครเมียมที่มาเชื่อมต่อกับหลักยึดสิ่งปลูกฝังและรากฟันเทียมไทเทเนียม)

Fig 3. Presentation of galvanic corrosion (Arrow point show the corrosion of full metal crown made from nickel-chromium on titanium dental implant).

นอกจากนี้ปัจจัยอื่นที่ส่งเสริมให้เกิดการกัดกร่อน ได้แก่ อุณหภูมิ ปริมาณและคุณภาพของน้ำลาย คราบจุลินทรีย์ ค่าความเป็นกรดด่าง โปรตีน คุณสมบัติทางกายภาพและเคมีของอาหารและน้ำ สุขภาวะของช่องปาก และมีการศึกษาพบว่าฟลูออไรด์ก็มีผลต่อการกัดกร่อนของไทเทเนียม (18,19) โดยการศึกษาต่าง ๆ ที่มีในห้องทดลอง และสิ่งมีชีวิตได้ยกตัวอย่างสรุปมา ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการกัดกร่อนของวัสดุรากฟันเทียม

Table 1. Summary of studies on the corrosion of implant materials.

ผู้ศึกษา	ชนิดของโลหะ	วิธีการศึกษา	ผลการศึกษา/คำแนะนำ
Cortada และคณะ (20)	รากฟันเทียมไทเทเนียมเชื่อมต่อกับครอบฟันที่ทำมาจากโลหะต่างชนิดกัน ได้แก่ ไทเทเนียมชนิดหล่อ ไทเทเนียมชนิดกลึง โลหะผสมทอง โลหะผสมเงิน-พัลลาเดียม โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม	น้ำลายเทียม อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ใช้เครื่องวิเคราะห์ปริมาณแร่ธาตุในระดับความเข้มข้นต่ำระดับหนึ่งในส่วนพัน (ppt) ได้โดยอาศัยหลักการวัดขนาดมวลธาตุและปริมาณหลังจากทำให้อะตอมเป็นอิสระโดยความร้อนจากพลาสมา (Inductively couples plasma mass spectrometry technique)	รากฟันเทียมไทเทเนียมที่เชื่อมต่อกับโลหะโครเมียม-นิกเกิลพบการปล่อยอนุภาคโลหะออกมามากที่สุด และรากฟันเทียมไทเทเนียมที่เชื่อมต่อกับโลหะไทเทเนียมพบปริมาณโลหะน้อยที่สุด
Reclaru และ Meyer (16)	โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม เงิน-พัลลาเดียม ทอง ไทเทเนียมที่เชื่อมต่อกับหลักยึดสิ่งปลูกฝังไทเทเนียม	น้ำลายเทียม อุณหภูมิห้อง วิเคราะห์ทางฟ้าเคมี ศึกษาความต่างศักย์ (scanning potentionstat)	1. โลหะมีสกุลมีความต้านทานต่อการกัดกร่อนชนิดที่อับมากกว่าโลหะพื้นฐาน 2. รากเทียมไทเทเนียม-ครอบฟันโลหะผสมทองและรากเทียมไทเทเนียม-ครอบฟันโลหะผสมพัลลาเดียมไม่เกิดการกัดกร่อนชนิดกัลวานิก และไม่พบความเสี่ยงที่จะกระตุ้นให้เกิดการกัดกร่อนชนิดที่อับ 3. ความสามารถในการสร้างชั้นออกไซด์ป้องกันผิวของโลหะไร้สนิม (stainless steel) ในน้ำลายเทียมเกิดขึ้นได้น้อย ส่งผลให้เกิดการกัดกร่อนในที่อับตามมาได้
Oh และ Kim (21)	ทอง เงิน-พัลลาเดียม โคบอลต์-โครเมียมและนิกเกิล-โครเมียม ร่วมกับรากฟันเทียมไทเทเนียม	น้ำลายเทียม อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส วิเคราะห์ทางไฟฟ้าเคมีศึกษาความต่างศักย์ (scanning potentionstat)	1. โคบอลต์-โครเมียม/ไทเทเนียม มีกระแสไฟฟ้ามากสุด เนื่องจากผลความต่างศักย์ไฟฟ้าที่มาก มีการเคลื่อนที่ของอิเล็คตรอนมาก 2. พบการกัดกร่อนแบบหลุมในโลหะผสมโครบอลต์-โครเมียม และนิกเกิล-โครเมียม/รากฟันเทียมไทเทเนียม
Jose และ คณะ (22)	โลหะพื้นฐานนิกเกิล โลหะมีสกุล 1 ชนิด โลหะมีสกุลสูง 1 ชนิดและโลหะผสมทองแดง-อลูมินัม 2 ชนิด	น้ำลายเทียม ระยะเวลา 15 วัน โลหะแต่ละชนิดจะถูกผ่านน้ำลายอย่างต่อเนื่องครั้งละ 30 นาที วันละ 3 ครั้ง	โลหะมีสกุล และโลหะมีสกุลสูง มีความต้านทานต่อการกัดกร่อนมาก พบอนุภาคโลหะที่ถูกปล่อยออกมาหลัง 15 วันมีค่าน้อยที่สุด
Taher และ คณะ (23)	โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม นิกเกิล-โครเมียม เงิน พัลลาเดียม ทอง ไทเทเนียมและอะมัลกัมเชื่อมต่อกับหลักยึดไทเทเนียมและรากฟันเทียมไทเทเนียม	วิเคราะห์ทางไฟฟ้าเคมี ศึกษาความต่างศักย์ (scanning potentionstat) ในน้ำลายเทียมระยะเวลา 24 ชั่วโมงในแต่ละตัวอย่าง	โลหะที่เหมาะสมที่สุดที่ควรใช้คู่กัน ได้แก่ ไทเทเนียม/ทอง ไทเทเนียม/ไทเทเนียม ไทเทเนียม/โคบอลต์-โครเมียม และ ไทเทเนียม/เงิน-พัลลาเดียม โดยโลหะที่ควรใช้น้อยสุดคืออะมัลกัม ขณะที่ไทเทเนียม/นิกเกิล-โครเมียม แสดงความไม่เสถียรของพฤติกรรมกัดกร่อนกัลวานิก

ผลกระทบจากการกัดกร่อนของรากฟันเทียม

เมื่อกระบวนการกัดกร่อนเกิดขึ้นจนอนุภาคโลหะอิสระถูกปลดปล่อยออกมาสามารถส่งผลกระทบได้หลายอย่าง ดังนี้

1. อาการทางคลินิก (Clinical manifestations)

เนื่องมาจากการมีกระแสไฟฟ้ากัลวานิก (galvanic currents) ที่เกี่ยวข้องกับปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี (electro-galvanism) เกิดขึ้นอย่างต่อเนื่องในช่องปาก ก่อให้การเกิดอาการเจ็บปวดภายหลังการบูรณะด้วยโลหะ (galvanic shock) เป็นสาเหตุทำให้เกิดความไม่สบายในผู้ป่วยบางราย การกัดกร่อนทำให้เกิดความไม่เรียบของผิววัสดุ วัสดุอ่อนแอลง มีการปลดปล่อยอนุภาคของโลหะไปยังเนื้อเยื่ออ่อน และเนื้อเยื่อแข็งรอบรากฟันเทียม ทำให้เกิดการเปลี่ยนสีของเนื้อเยื่อข้างเคียง นอกจากนี้อนุภาคโลหะสามารถกระจายไปยังต่อมน้ำเหลือง และส่วนอื่นของร่างกายที่ไกลออกไป ทำให้เกิดปฏิกิริยาที่เป็นพิษ (24) และเกิดปฏิกิริยาแพ้ได้ เช่น อาการเหนื่อยล้า ผมร่วง เยื่อบุผิวช่องปากบวม (oral mucosa edema) รอบปากอักเสบ (perioral stomatitis) เหงือกอักเสบ (gingivitis) หรือผิวหนังอักเสบ (eczematous rash) ในผู้ป่วยภูมิคุ้มกันบกพร่อง (2,15)

2. การตอบสนองของเนื้อเยื่อ (Tissue response)

การปลดปล่อยอนุภาคโลหะไปยังเส้นเลือดและเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมจนมีปริมาณโลหะระดับสูงจะทำให้เกิดการติดสี (pigmentation) ของเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียม (metallosis)(25) มีการศึกษาทางจุลกายวิภาคศาสตร์ (histology) ของเนื้อเยื่อช่องปากที่เกี่ยวข้องกับรากฟันเทียมไทเทเนียมที่ฝังลึกลงไปในระดับกระดูก (submerged dental implant) โดยทำการตัดชิ้นเนื้อส่วนของเนื้อเยื่อที่คลุมสิ่งปิดรากฟันเทียม (fixture cover) ผลการศึกษาพบอนุภาคของโลหะไทเทเนียมปรากฏอยู่เดี่ยว ๆ และมีบางส่วนปรากฏอยู่ในเซลล์เม็ดเลือดขาวชนิดแมคโครฟาจ ซึ่งมีหน้าที่กำจัดสิ่งแปลกปลอมหรือตอบสนองต่อการติดเชื้อ (26) โดยอนุภาคไทเทเนียมจะไปกระตุ้นให้เกิดการหลั่งของไซโตไคน์ชนิดก่อให้เกิดการอักเสบ (proinflammatory cytokines) นำไปสู่การทำลายของเซลล์ และเกิดกระบวนการอักเสบรอบรากฟันเทียม สุดท้ายเกิดผลแทรกซ้อนหลังการรักษา ได้แก่ เนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมอักเสบ (peri-implantitis) หรือเกิดการทำลายสมดุลของกระดูก (bone hemostasis) ตามมา (27)

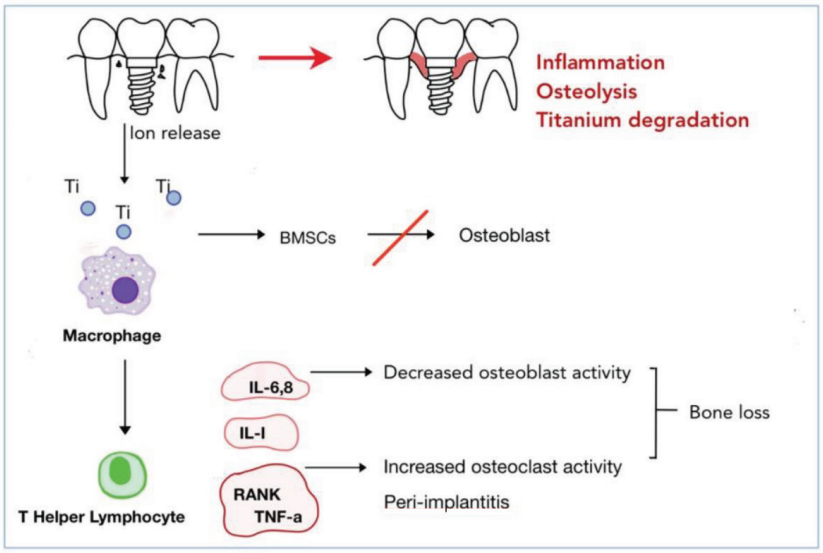
3. เกิดการตอบสนองของเซลล์ (Cellular responses)

โดยปกติแล้วรากฟันเทียมจะเกิดการเชื่อมประสานกับกระดูกเมื่อมีการเคลื่อนที่ (migration) มีการแบ่งตัว (proliferation) ของเซลล์ไขกระดูก (bone marrow mesenchymal stem cells: BMSCs) และมีการเปลี่ยนแปลง (differentiation) ไปเป็นเซลล์สร้างกระดูก โลหะที่ถูกปล่อยออกมาจากการกัดกร่อนรากฟันเทียมจะไปรบกวนการทำงานปกติของเซลล์ไขกระดูก ทำให้เกิดการรวบรวมเม็ดเลือดขาวชนิดนิวโทรฟิลล์ผิดปกติเกิดการผลิตเอนไซม์ย่อยสลายส่วนประกอบของโปรตีนที่ชื่อว่าเมทริกเมทัลโลโปรติเอส (matrix metallopeptidase: MMP) มากกว่าปกติ เกิดการสลายตัวของเมทริกซ์นอกเซลล์ (extracellular matrix: ECM) และยับยั้งการเปลี่ยนแปลงของเซลล์ไขกระดูกไปเป็นเซลล์สร้างกระดูก (osteoblast) (28)

นอกจากนี้โลหะที่ได้จากการกัดกร่อนจะปฏิบัติตัวเป็นแฮปเทน (hapten) แฮปเทน คือ แอนติเจนที่มีคุณสมบัติไม่ครบถ้วน คือมีความจำเพาะ (specific) แต่ไม่มีความสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างภูมิคุ้มกัน

แฮปเทนจะกระตุ้นให้ร่างกายหลั่งสารเคมีที่ชักนำการอักเสบ (inflammatory mediator) ได้แก่ ไซโตไคน์ (cytokine) เป็นโปรตีนที่ถูกสร้างมาจากเซลล์เม็ดเลือดขาวมีส่วนช่วยในการสื่อสารระหว่างเซลล์ โดยจะหลั่งไซโตไคน์ชนิดอินเตอร์ลิวคิน 1 (interleukin-1: IL-1) ส่งเสริมการเปลี่ยนแปลงเซลล์โมโนไซต์ไปเป็นเซลล์ทำลายกระดูก (osteoclast) และไซโตไคน์ชนิดอินเตอร์ลิวคิน 6 (interleukin-6: IL-6) และอินเตอร์ลิวคิน 8 (interleukin-8: IL-8) ไปยับยั้งการทำงานของเซลล์สร้างกระดูก และแฮปเทนกระตุ้นให้หลั่งแมคโครฟาจ (macrophage) เป็นเซลล์เม็ดเลือดขาวที่มีหน้าที่ย่อย

สลายสิ่งแปลกปลอม แมคโครฟาจจะเคลื่อนที่มายังบริเวณรอบรากฟันเทียม เกิดกระบวนการอักเสบรอบรากฟันเทียม และก่อให้เกิดปฏิกิริยาแพ้ (hypersensitivity reaction) ตามมาได้ (29-31) แสดงกลไกดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 แสดงกลไกการกัดกร่อนของรากฟันเทียมไทเทเนียมก่อให้เกิดการตอบสนองของเซลล์

Fig 4. Schematics of titanium degradation process and cellular response.

ยกตัวอย่างเช่น โครเมียมที่พบตามธรรมชาติส่วนใหญ่จะอยู่ในรูปไตรวาเลนต์โครเมียม (trivalent chromium หรือ CrIII) แต่ถ้าสภาพแวดล้อมเปลี่ยนไป เช่น ค่าความเป็นกรด หรือเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันจะพบเฮกซะวาเลนต์โครเมียม (hexavalent chromium หรือ CrIV) ถูกปล่อยออกมาจากรากฟันเทียม (20) ซึ่งเป็นสารอันตรายจัดอยู่ในกลุ่มของสารก่อมะเร็งที่ส่งผลกระทบต่อยีน (genotoxic carcinogen) อนุภาคโลหะ เช่น นิกเกิลและโครเมียม ที่ถูกปลดปล่อยมานี้ จะกระตุ้นให้ร่างกายเกิดปฏิกิริยาการแพ้ชนิดที่ 4 และจะทำตัวเป็นแฮปเทน นอกจากนี้ยังทำหน้าที่เป็นสารก่อมะเร็ง (carcinogen) และสารก่อกลายพันธุ์ (mutagen) หากช่องปากสัมผัสกับโลหะที่ถูกกัดกร่อนออกมาในระยะยาว อาจส่งผลกระทบต่อโมโนไซต์ (monocyte) เม็ดเลือดขาวอันเป็นส่วนหนึ่งของระบบภูมิคุ้มกัน และส่งผลต่อเนื้อเยื่อช่องปาก (oral mucosa) เกิดการระคายเคือง ส่วนแมงกานีส (manganese: Mg) เมื่อรวมกับน้ำลายจะก่อให้เกิดความเป็นพิษต่อระบบโครงกระดูก ระบบประสาทและสมอง (15)

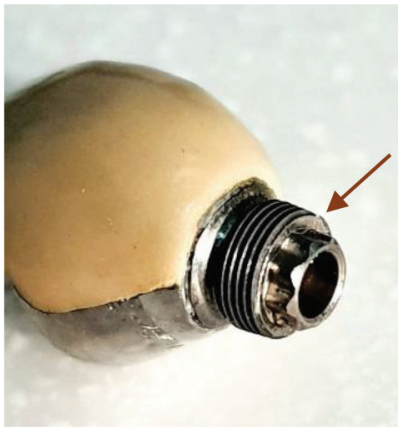
4. เกิดการละลายตัวของกระดูก (Bone loss and osteolysis)

การศึกษาของ Tsutsui และคณะ ปี 1999 และ Olmedo และคณะ ปี 2003 พบว่ากระบวนการกัดกร่อนของโลหะ กระตุ้นให้เกิดการปรากฏตัวของแมคโครฟาจที่เนื้อเยื่ออ่อนรอบรากฟันเทียม และกระตุ้นให้เกิดการหลั่งไซโตไคน์ชนิดทูเมอร์เนคโครซิสแฟคเตอร์อัลฟา (tumor necrosis factor-alpha: TNF-α) อินเตอร์ลิวคิน 1 และตัวรับของเซลล์ทำลายกระดูก (receptor activator of nuclear factor-kB ligand: RANKL) ซึ่งไซโตไคน์เหล่านี้เป็นสารโปรตีนที่ไปเปลี่ยนแปลงเม็ดเลือดขาวที่จับกินเชื้อโรคชนิดโมโนไซต์(monocyte)ให้เปลี่ยนแปลง

เป็นเซลล์ทำลายกระดูก และการปลดปล่อยอนุภาคโลหะจากการกัดกร่อนยังไปกระตุ้นการหลั่งไซโตไคน์ชนิดอินเตอร์ลิวคิน 6 และอินเตอร์ลิวคิน 8 ซึ่งเป็นโปรตีนที่ไปยับยั้งการทำงานของเซลล์สร้างกระดูก เพราะฉะนั้นการส่งเสริมการทำงานของเซลล์ทำลายกระดูก ร่วมกับการยับยั้งการทำงานของเซลล์สร้างกระดูก ส่งผลให้รบกวนสมดุลการซ่อมสร้างกระดูก ทำให้เกิดการละลายตัวของกระดูกตามมา นอกจากนี้อนุภาคไทเทเนียมไอออนอิสระจะไปยับยั้งการเจริญเติบโตของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทท์ (hydroxyapatite crystals) ซึ่งเป็นการขัดขวางกระบวนการสะสมแร่ธาตุของแคลเซียมบริเวณที่สัมผัสกดการทำงานของเซลล์สร้างกระดูก (32,33) กระบวนการทั้งหมดข้างต้นนี้ทำให้เกิดการสลายตัวของกระดูกเฉพาะที่ (local osteolysis) รบกวนการเชื่อมประสานระหว่างรากฟันเทียมกับกระดูก (osseointegration) เกิดการสูญเสียความเสถียรภาพ (stability) ของรากฟันเทียม

5. รากฟันเทียมแตกหัก (Fracture of dental implant)

การหักของรากฟันเทียมสามารถเกิดขึ้นได้เมื่อการกัดกร่อนเกิดขึ้นมากจนเกินค่าความแข็งแกร่งสูงสุด (ultimate strength) ที่วัสดุสามารถทนได้ นำไปสู่ความล้มเหลวเชิงกลของรากฟันเทียม (14,34) ดังรูปที่ 5 ภายใต้สภาวะคงที่ ไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมสามารถทนต่อการสัมผัสสารละลายในช่องปากที่อุณหภูมิร่างกายปกติ แต่เมื่อรากฟันเทียมเกิดการเคลื่อนไหวเชิงกลแบบไมโคร (mechanical micromotion) ชั้นออกไซด์ที่เคลือบผิววัสดุจะเริ่มเปลี่ยนแปลงไป ทำให้คุณสมบัติต้านทานต่อการกัดกร่อนลดลง เกิดการปล่อยอนุภาคโลหะของวัสดุเหนือต่อรากฟันเทียมไปยังเนื้อเยื่อข้างเคียง และนำไปสู่การสลายตัวของกระดูกบริเวณนั้น โดย Morgan และคณะ ปี 1993 และ Linkow และคณะ ปี 1992 ได้อธิบายถึงสาเหตุของการแตกหักของรากฟันเทียม เกิดจากการล้าของวัสดุอันเนื่องจากการละลายของกระดูกรอบรากฟันเทียม ส่งผลให้เกิดความเค้นดัด (bending stress) ที่รากฟันเทียมสูงกว่าปกติ โดยความเค้นดัดเป็นความเค้นที่เกิดขึ้นเมื่อวัสดุนั้นได้รับแรงดัด เมื่อกระดูกละลายตัวจนถึงระดับต่ำกว่าสกรูหลักยึด รากฟันเทียมจะมีการเปลี่ยนรูปร่างจากของแข็งรูปทรงกระบอกเป็นท่อกลวงที่ไม่มีสกรูอยู่ตรงกลาง ทำให้ความต้านทานต่อแรงดัดบริเวณนี้ลดลงตามมา นอกจากนี้บริเวณที่เป็นมุมคมของเกลียวรากฟันเทียมจะเป็นบริเวณที่ได้จุดรวมของแรงมาก สามารถเป็นจุดเริ่มต้นของรอยร้าวได้ และหากได้รับแรงมากเกินไปอาจเกิดรอยแยกมากขึ้นจนถึงขั้นแตกหักในที่สุด (35,36) ซึ่ง Green และคณะ ปี 2002 ได้พบการแตกหักของรากฟันเทียมหลังจากให้แรงเป็นระยะเวลา 4 ปีพบสาเหตุเกิดจากการล้าของโลหะไทเทเนียม และพบครอบฟันบนรากฟันเทียมที่ทำจากโลหะผสมนิเกิลโครเมียมโมลิปนินัม (Ni-Cr-Mo) เกิดการกัดกร่อนโดยเมื่อวิเคราะห์ภาพถ่ายทางรังสีจะพบว่ากระดูกรอบรากฟันเทียมมีการละลายตัวร่วมกับอาการทางคลินิกที่มีเหงือกบวมและเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมอักเสบ จึงได้ทำการรื้อรากฟันเทียม ส่วนที่หักออกไป และบูรณะด้วยฟันเทียมชนิดถอดได้แทน(17)



รูปที่ 5 แสดงการแตกหักของรากฟันเทียมที่เชื่อมต่อกับครอบฟันที่ทำมาจากพอร์ซเลนและโลหะผสมพัลลาเดียม (ลูกศรชี้รากฟันเทียมไทเทเนียมที่แตกหักในส่วนสามคอฟัน)

Fig 5. Fracture of dental implant with porcelain fused to palladium alloy crown. (Arrow point show a titanium dental implant fracture in cervical third)

จะเห็นได้ว่าการกัดกร่อนของโลหะจากรากฟันเทียม หลักยึดสิ่งปลูกฝัง และครอบฟัน ทำให้เกิดผลกระทบตามมามากมายจนสามารถนำไปสู่ความล้มเหลวของการรักษา ดังนั้น หากต้องการเลือกทดแทนฟันธรรมชาติด้วยรากฟันเทียม จำเป็นต้องพิจารณาเลือกชนิดโลหะที่จะสร้างหลักยึดสิ่งปลูกฝัง และครอบฟันเหนือต่อรากฟันเทียมให้เหมาะสม โดยเลือกชนิดโลหะที่มีความแข็งแรง มีความเข้ากันทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อในช่องปาก และที่สำคัญควรมีค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าใกล้เคียงกันกับไทเทเนียมเพื่อลดโอกาสเกิดการกัดกร่อนจากสภาวะโลหะต่างชนิดกัน อย่างกลุ่มโลหะมีสกุล เช่น ทอง (gold: Au) แพลทตินัม (platinum: Pt) พัลลาเดียม (palladium: Pd) หรือ เงิน (silver: Ag) แต่ไม่แนะนำให้ลดพื้นที่เชื่อมต่อระหว่างโลหะสองชนิดเนื่องจากจะไปลดคุณสมบัติการยึดติด อย่างไรก็ตามในปัจจุบันสามารถเลือกใช้เซรามิกชนิดเซอร์โคเนียมไดออกไซด์ (zirconium dioxide: zirconia) ทดแทนการใช้โลหะในการสร้างหลักยึดสิ่งปลูกฝังและครอบฟันได้ เนื่องด้วยคุณสมบัติเข้ากันทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อช่องปากได้ดี ลดการยึดเกาะของคราบเชื้อจุลินทรีย์เมื่อเทียบกับโลหะชนิดอื่น จึงเชื่อว่าการใช้เซอร์โคเนียจะช่วยลดการเกิดเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมอักเสบ (37) มีการศึกษาฝังรากฟันเทียมในผู้ป่วยจำนวน 5 ราย ผู้ป่วยทุกรายจะถูกฝังรากฟันเทียมมากกว่าหนึ่งตัว และแบ่งกลุ่มฝาปิดรากฟันเทียม (healing cap) เป็นสองกลุ่มในแต่ละช่องปาก โดยทำมาจากไทเทเนียมและเซอร์โคเนีย พบการอักเสบของเนื้อเยื่อทางคลินิกรอบฝาปิดรากฟันเทียมชนิดไทเทเนียมในผู้ป่วย 1 รายหลัง 6 เดือน และทำการตัดชิ้นเนื้อโดยรอบฝาปิดรากฟันเทียมขนาด 1.7 มิลลิเมตร ไปตรวจทางจุลกายวิภาคศาสตร์ พบความหนาแน่นของเส้นเลือดฝอยร่วมกับพบการแสดงออกของโปรตีนสำหรับสร้างหลอดเลือดใหม่ที่สูงกว่าในกลุ่มฝาปิดรากฟันเทียมชนิดไทเทเนียมอย่างมีนัยสำคัญ สรุปได้ว่าเกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อรอบฝาปิดรากฟันเทียมชนิดไทเทเนียมมากกว่ากลุ่มเซอร์โคเนีย (38) อีกทั้งเซอร์โคเนียมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดี มีค่าการนำความร้อนต่ำ มีค่าความแข็งแรงยืดหยุ่นสูงประมาณ 900 ถึง 1,200 เมกะปาสคาล ทนต่อการการแตกหัก การสึกและ

การกัดกร่อนได้ดี (37) จึงควรนำมาเป็นตัวเลือกในการพิจารณาสร้างสิ่งบูรณะร่วมกับรากฟันเทียมไทเทเนียม นอกจากนี้ทันตแพทย์จำเป็นต้องควบคุมปัจจัยอื่นที่สามารถส่งผลต่อการกัดกร่อนวัสดุรากฟันเทียม ได้แก่ การออกแบบรูปร่างครอบฟัน วางแผนลักษณะการสบฟันและขัดแต่งชิ้นงานให้มีความเรียบเหมาะสม เน้นย้ำการดูแลความสะอาดหลังบูรณะด้วยรากฟันเทียมเพื่อช่วยลดการสะสมของแผ่นคราบจุลินทรีย์ มีการศึกษาการใช้น้ำยาบ้วนปากที่มีส่วนผสมของโซเดียมไบคาร์บอเนตเพื่อช่วยเพิ่มความเป็นด่างของน้ำลายและลดปริมาณของเชื้อแบคทีเรียกลุ่มแกรมบวก (39) ระมัดระวังการรับประทานอาหารหรือเครื่องดื่มที่เป็นกรด ลดความถี่ในการรับประทานอาหาร รวมถึงระมัดระวังการใช้สารฟอกสีฟันซึ่งมีส่วนประกอบของไฮโดรเจนเปอออกไซด์ พบว่าการปลดปล่อยของอนุภาคโลหะจากการกัดกร่อนมากขึ้นเมื่อความเข้มข้นของสารประกอบสูงขึ้น (40)

สรุป

ไทเทเนียมเป็นวัสดุหลักของรากฟันเทียมที่ไม่สามารถหลีกเลี่ยงได้ ดังนั้นการเลือกใช้วัสดุที่จะมาเชื่อมต่อกับรากฟันเทียมจึงมีความสำคัญ และมีวิธีการป้องกันเพื่อลดโอกาสเกิดการกัดกร่อนของโลหะ ดังนี้

1. การกัดกร่อนของวัสดุรากฟันเทียมเกิดขึ้นได้เมื่อวัสดุทำมาจากโลหะต่างชนิดกัน หากโลหะมีความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้ามาก ยิ่งเกิดการกัดกร่อนได้มาก เช่น ส่วนครอบฟันทำมาจากโลหะพื้นฐาน

2. การกัดกร่อนแบบกัลวานิกเป็นการกัดกร่อนทางไฟฟ้าเคมี โลหะไทเทเนียมจะทำหน้าที่เป็นขั้วบวกรับอิเล็คตรอน และโลหะส่วนครอบฟันจะทำหน้าที่เป็นขั้วลบ จ่ายอิเล็คตรอน และเกิดการกัดกร่อนที่บริเวณนี้

3. จากปฏิกิริยากัดกร่อนกัลวานิกทำให้สารละลายบริเวณรากฟันเทียมมีความเป็นกรด สามารถละลายชั้นไทเทเนียมออกไซด์ที่เคลือบผิวรากฟันเทียม เกิดการกัดกร่อนแบบหลุมและแบบที่อับตามมาได้

4. เนื่องจากรากฟันเทียมและหลักยึดสิ่งปลูกฝังทำมาจากไทเทเนียม ฉะนั้นควรเลือกวัสดุทำครอบฟันชนิดโลหะมีสกุล หรือเซอร์โคเนีย เนื่องจากมีความแข็งแรง คงทน เข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ และสิ่งสำคัญคือมีค่าศักย์ไฟฟ้าที่ใกล้เคียงกัน

5. ควบคุมสภาวะความเป็นกรดด่างของช่องปาก โดยระมัดระวังการใช้สารฟอกสีฟัน หรือน้ำยาบ้วนปาก และดูแลความสะอาดบริเวณรากฟันเทียม และบริเวณอื่นในช่องปาก เพื่อลดการสะสมของคราบจุลินทรีย์

นอกจากนี้การพิจารณาองค์ประกอบในแง่อื่นร่วมด้วย ตั้งแต่การเลือกผู้ป่วย การวางแผนการฝังรากฟันเทียม ตำแหน่ง ขนาด ความยาว รูปร่างของรากฟันเทียม ลักษณะการใช้งาน รูปร่างของครอบฟันและลักษณะการสบฟัน มีส่วนช่วยเพิ่มอัตราความสำเร็จของรากฟันเทียมภายหลังการรักษา

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณทุนสนับสนุนงานวิจัยและการทบทวนวรรณกรรมในงานวิจัยระดับบัณฑิตศึกษา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

เอกสารอ้างอิง

1. Wattanasirmkit K, Palanuwech M. Zirconia abutment and bonding. SWU Dent J. 2019;12(1): 107-17.

2. Noumbissi S, Scarano A, Gupta S. A Literature review study on atomic ions dissolution of titanium and its alloys in implant dentistry. Materials (Basel). 2019;12(3):368. doi: 10.3390/ma12030368.

3. Asri RIM, Harun WSW, Samykano M, Lah NAC, Ghani SAC, Tarlochan F, et al. Corrosion and surface modification on biocompatible metals: a review. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017; 77:1261-74.

4. Souza JCM, Henriques M, Teughels W, Ponthiaux P, Celis J-P, Rocha LA. Wear and corrosion interactions on titanium in oral environment: Literature Review. J Bio Tribo Corros. 2015;1(2):1-13.

5. Suito H, Iwawaki Y, Goto T, Tomotake Y, Ichikawa T. Oral factors affecting titanium elution and corrosion: an *in vitro* study using simulated body fluid. PLoS ONE. 2013;8(6):e66052. doi: 10.1371/journal.pone.006052.

6. Huang HH. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. Biomaterials. 2002;23(1):59-63.

7. Puengpaiboon U, Sirijanusorn W. Implant retained overdentures. SWU Dent J. 2017;10(2): 77-89.

8. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. Clini Oral Implants Res. 2006;17(Suppl 2):68-81.

9. Kirkpatrick CJ, Barth S, Gerdes T, Krump-Konvalinkova V, Peters K. Pathomechanisms of impaired wound healing by metallic corrosion products. Mund Kiefer Gesichtschir. 2002;6(3): 183-90.

10. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. J Prosthet Dent. 1983;49(6):832-7.

11. Jacobs JJ, Gilbert JL, Urban RM. Corrosion of metal orthopaedic implants. J Bone Joint Surg Am. 1998;80(2):268-82.

12. Long M, Rack HJ. Titanium alloys in total joint replacement--a materials science perspective. Biomaterials. 1998;19(18):1621-39.

13. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal--A review. J Prosthet Dent. 2006;96(1):12-9.

14. Nikolopoulou F. Saliva and dental implants. Implant Dent. 2006;15(4):372-6.

15. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). Indian J Dent Res. 2009;20(1):91-8.

16. Reclaru L, Meyer JM. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. J Dent. 1994;22(3):159-68.

17. Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. Implant Dent. 2002; 11(2):137-43.

18. Johansson BI, Bergman B. Corrosion of titanium and amalgam couples: effect of fluoride, area size, surface preparation and fabrication procedures. Dent Mater. 1995;11(1):41-6.

19. Nakagawa M, Matsuya S, Shiraishi T, Ohta M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. J Dent Res. 1999;78(9):1568-72.

20. Cortada M, Giner L, Costa S, Gil FJ, Rodriguez D, Planell JA. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. J Mater Sci Mater Med. 2000;11(5):287-93.

21. Oh KT, Kim KN. Electrochemical properties of suprastructures galvanically coupled to a titanium implant. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004;70(2):318-31.

22. Lopez-Alias JF, Martinez-Gomis J, Anglada JM, Peraire M. Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system: Nutritional and toxicological implications. Dent Mater. 2006;22(9):832-7.

23. Taher NM, Al Jabab AS. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. Dent Mater. 2003;19(1):54-9.

24. Taylor TD, Klotz MW, Lawton RA. Titanium tattooing associated with zirconia implant abutments: a clinical report of two cases. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(4):958-60.

25. Black J, Sherk H, Bonini J, Rostoker WR, Schajowicz F, Galante JO. Metallosis associated with a stable titanium-alloy femoral component in total hip replacement. A case report. J Bone Joint Surg Am. 1990;72(1):126-30.

26. Olmedo DG, Paparella ML, Spielberg M, Brandizzi D, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Oral mucosa tissue response to titanium cover screws. J Periodontol. 2012;83(8):973-80.

27. Meng B, Yang X, Chen Y, Zhai J, Liang X. Effect of titanium particles on osteoclast activity in vitro. Mol Med Rep. 2010;3(6):1065-9.

28. Bressan E, Ferroni L, Gardin C, Bellin G, Sbricoli L, Sivolella S, et al. Metal nanoparticles released from dental implant surfaces: potential contribution to chronic inflammation and peri-implant bone loss. Materials (Basel). 2019;12(12): 2036-62.

29. Hallab N, Merritt K, Jacobs JJ. Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants. J Bone Joint Surg Am. 2001;83(3):428-36.

30. Yang J, Merritt K. Detection of antibodies against corrosion products in patients after Co-Cr total joint replacements. J Biomed Mater Res. 1994;28(11):1249-58.

31. Jiranek WA, Machado M, Jasty M, Jevsevar D, Wolfe HJ, Goldring SR, et al. Production of cytokines around loosened cemented acetabular components. Analysis with immunohistochemical techniques and in situ hybridization. J Bone Joint Surg Am. 1993;75(6):863-79.

32. Olmedo D, Fernandez MM, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Macrophages related to dental implant failure. Implant Dent. 2003;12(1):75-80.

33. Tsutsui T, Kawaguchi H, Fujino A, Sakai A, Kaji H, Nakamura T. Exposure of macrophage-like cells to titanium particles does not affect bone resorption, but inhibits bone formation. J Orthop Sci. 1999;4(1):32-8.

34. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(6):826-31.

35. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(4):409-14.

36. Linkow LI, Donath K, Lemons JE. Retrieval analyses of a blade implant after 231 months of clinical function. Implant Dent. 1992; 1(1):37-43.

37. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? Periodontol 2000. 2017;73(1):241-58.

38. 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.

39. Chandel S, Khan M, Singh N, Agrawal A, Khare V. The effect of sodium bicarbonate oral rinse on salivary pH and oral microflora: A prospective cohort study. Natl J Maxillofac Surg. 2017;8(2):106-9.

40. Al-Salehi SK, Hatton PV, Johnson A, Cox AG, McLeod C. The effect of hydrogen peroxide concentration on metal ion release from dental casting alloys. J Oral Rehabil. 2008; 35(4):276-82.

ติดต่อบทความ:
ผศ.ดร.ทพ.พิสัยศิษฎ์ ชัยจรีนนท์
ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ถ. สุเทพ ต. สุเทพ จ.เชียงใหม่ 50200
โทรศัพท์ 053 944 438
อีเมล์: pisaisit.c@cmu.ac.th

Corresponding author:
Asst.Prof.Dr. Pisaisit Chaijareenont
Department of Prosthodontics, Faculty of
Dentistry, Chiang Mai University T. Suthep,
A. Muang, Chiang Mai 50200, Thailand
Tel: (665) 394 4438
Email: pisaisit.c@cmu.ac.th

Received Date: Sep 0, 2021
Revised Date: Oct 11, 2021
Accepted Date: Nov 25, 2021