

บทปริทัศน์

การปรับผิวรากฟันเทียมชนิดไทเทเนียมที่มีผลต่อการยึดติดกับกระดูกเข้าฟัน

กฤติรัตน์ เกียรติศิริโรจน์

บทคัดย่อ

ไทเทเนียมและโลหะผสมไทเทเนียมได้รับการยอมรับอย่างแพร่หลายว่ามีคุณสมบัติด้านทานต่อการกัดกร่อนได้ดีและสามารถเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อกระดูก แต่ความสามารถเข้ากันได้ดีทางชีวภาพนั้นขึ้นอยู่กับผิวฟิล์มบางของไทเทเนียมออกไซด์ที่เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติบนพื้นผิวของไทเทเนียม ซึ่งเป็นอุปสรรคที่สำคัญที่ทำให้ไทเทเนียมไม่สามารถยึดติดกับกระดูกได้ การศึกษาต่างๆ พยายามที่จะมุ่งพัฒนาหรือเปลี่ยนแปลงผิวสัมผัสของวัสดุเพื่อให้มีการตอบสนองทางชีวภาพที่ดีขึ้น และส่งเสริมให้การเชื่อมประสานกันระหว่างกระดูกและรากฟันเทียมเกิดได้อย่างรวดเร็วและแข็งแรง บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่ออธิบายถึงวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการเปลี่ยนแปลงผิวของรากฟันเทียมชนิดไทเทเนียมและแนวโน้มการพัฒนาในอนาคตเพื่อส่งเสริมให้เกิดการเชื่อมประสานที่ดีระหว่างกระดูกและรากฟันเทียม และนำเสนอข้อมูลเกี่ยวกับวิธีการปรับสภาพผิวไทเทเนียมของระบบรากฟันเทียมที่มีจำหน่ายในเชิงการค้าในประเทศไทย เพื่อเป็นข้อมูลให้ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้รากฟันเทียมได้อย่างเหมาะสม

คำสำคัญ: การปรับผิวไทเทเนียม, รากฟันเทียม, การเชื่อมประสานกับกระดูก

วันที่รับบทความ: ๑๘ พฤษภาคม ๒๕๕๕

วันที่อนุญาตให้ตีพิมพ์: ๒๒ สิงหาคม ๒๕๕๕

บทนำ

ทันตกรรมรากเทียมเริ่มเป็นที่รู้จักอย่างแพร่หลายมากขึ้นในปัจจุบัน เนื่องจากเป็นทางเลือกใหม่ในการบูรณะฟันของผู้ที่สูญเสียฟันไปจากสาเหตุต่างๆ การศึกษาเกี่ยวกับรากฟันเทียมได้มีมาหลายทศวรรษและมีการพัฒนาเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ โดยอาศัยทฤษฎีของการที่วัสดุที่ใช้ทำรากฟันเทียมสามารถเชื่อมประสานกับกระดูกได้ (osseointegration) ซึ่งลักษณะทางจุลกายวิภาคศาสตร์ของเนื้อเยื่อ (histological section) แสดงให้เห็นลักษณะที่กระดูกและรากฟันเทียมสัมผัสกันอย่างใกล้ชิด (close contact)^๑ ขณะที่ลักษณะทางคลินิกพบภาวะการยึดแข็งระหว่างรากฟันเทียมกับกระดูกอย่างมีเสถียรภาพ (stability and ankylosis)^๒

ปัจจุบันวัสดุที่ใช้ทำรากฟันเทียมส่วนใหญ่ทำมาจากไทเทเนียม เนื่องจากมีคุณสมบัติความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ (biocompatible) มีลักษณะเชิงกลที่ดีและสามารถต้านการสึกกร่อนได้^๓ วัสดุไทเทเนียมที่นำมาใช้ทำรากฟันเทียมนิยมใช้ไทเทเนียมระดับ ๔ (G4Ti) ที่รู้จักกันในชื่อของไทเทเนียมบริสุทธิ์ทางการค้า (commercially pure titanium)

ซึ่งมีส่วนประกอบอื่นๆ เช่น เหล็ก และออกซิเจนมาผสมน้อยกว่าร้อยละ ๑ และไทเทเนียมระดับ ๕ (G5Ti) หรือ Ti-6Al-4V ซึ่งจะมีส่วนประกอบของอลูมิเนียมร้อยละ ๖ และวาเนเดียมร้อยละ ๔ ผสมอยู่เพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้วัสดุ^๔ ถึงแม้ว่าไทเทเนียมจะเป็นวัสดุที่เลือกใช้เป็นลำดับแรกๆ ในการทำรากฟันเทียม แต่เนื่องจากไทเทเนียมไม่มีคุณสมบัติในการออกฤทธิ์ได้ทางชีวภาพ (bioactive) จึงไม่สามารถยึดติดกับกระดูกได้โดยตรง หรืออีกนัยหนึ่งคือ โลหะไทเทเนียมไม่สามารถยึดอยู่ได้ด้วยคุณสมบัติเชิงกลกับเนื้อเยื่อของกระดูกที่ล้อมรอบได้^๕ การศึกษาต่างๆ พยายามที่จะมุ่งพัฒนาหรือเปลี่ยนแปลงผิวสัมผัสของวัสดุเพื่อให้มีการตอบสนองทางชีวภาพที่ดีขึ้น และส่งเสริมให้การเชื่อมประสานกันระหว่างกระดูกและรากฟันเทียมเกิดได้อย่างรวดเร็วและแข็งแรง อย่างไรก็ตามปัจจัยที่สำคัญที่มีผลทำให้เกิดการเชื่อมประสานที่ดีนั้น นอกจากจะขึ้นอยู่กับวัสดุที่ใช้ทำรากฟันเทียมแล้ว ยังขึ้นอยู่กับการออกแบบ และลักษณะผิวของรากเทียม ลักษณะของกระดูก เทคนิคในการผ่าตัด และภาระในการรับน้ำหนักของรากฟันเทียมด้วย^๖

บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่ออธิบายถึงวิธีต่างๆ ที่ใช้ในการเปลี่ยนแปลงผิวของรากฟันเทียมชนิดไทเทเนียมและแนวโน้มการพัฒนาในอนาคต เพื่อส่งเสริมให้เกิดการเชื่อมประสานที่ดีระหว่างกระดูกและรากฟันเทียม และนำเสนอข้อมูลเกี่ยวกับวิธีการปรับสภาพผิวไทเทเนียมของระบบรากฟันเทียมที่มีจำหน่ายในเชิงการค้าในประเทศไทย เพื่อเป็นข้อมูลให้ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้รากฟันเทียมได้อย่างเหมาะสม

กระบวนการตอบสนองทางชีวภาพของร่างกายขณะปลูกฝังรากฟันเทียม (Biological aspects of implantation)

ในระยะเริ่มแรกที่ทำให้การฝังรากฟันเทียมในกระดูกจะมีการตอบสนองของเซลล์ต่อรากฟันเทียมในลักษณะของสิ่งแปลกปลอม โดยปฏิกิริยาการอักเสบเกิดขึ้นเพื่อตอบสนองต่อการบาดเจ็บในขั้นตอนการผ่าตัดซึ่งกระตุ้นให้เกิดการสร้างอนุมูลอิสระ (free radicals) เป็นจำนวนมากไปทำปฏิกิริยากับออกซิเจนสร้างเป็นชั้นหนาๆ ของไทเทเนียมไดออกไซด์ (Titanium dioxide ; TiO_2) ที่ผิวของไทเทเนียม ขณะเดียวกันแคลเซียมและฟอสฟอรัสไอออนจากกระดูกจะเข้าไปรวมกับผิวที่ขรุขระของไทเทเนียมไดออกไซด์ สร้างการเชื่อมประสานที่แข็งแรงระหว่างกระดูกและรากฟันเทียม^๑ จากการศึกษาพบว่า กระบวนการสร้างกระดูกรอบๆ รากฟันเทียมจะเกิดขึ้นใน ๒ ทิศทางตรงกันข้ามกันคือ การกระตุ้นให้มีการสร้างกระดูกจากเซลล์กระดูกที่สัมผัสอยู่บริเวณรากฟันเทียมไปยังเซลล์กระดูกที่มีอยู่เดิม (Contact osteogenesis) และการสร้างกระดูกจากเซลล์กระดูกที่มีอยู่เดิมไปยังผิวของรากฟันเทียม (Distance osteogenesis)^๒ ซึ่งถ้าในขั้นตอนนี้เกิดการปนเปื้อนหรือมีการทำลายของชั้นไทเทเนียมไดออกไซด์ จะทำให้เกิดพยาธิสภาพยับยั้งการสร้างการเชื่อมประสานของกระดูกกับรากฟันเทียมหรือที่เรียกว่า ภาวะการอักเสบรอบสิ่งปลูกฝัง (Peri-implantitis)^๓

การประเมินความสำเร็จของการทำรากฟันเทียมในระยะยาว จะประเมินได้จากปริมาณของกระดูกที่สัมผัสกับรากฟันเทียม (Bone-to-implant contact; BIC) ซึ่งการศึกษาพบว่า ผิวรากฟันเทียมที่ขรุขระจะช่วยส่งเสริมให้เกิดการสร้างและมีการเชื่อมประสานที่ดีของกระดูกกับผิวของรากฟันเทียมได้ดีขึ้น^๔ รูปร่างของไทเทเนียมเป็นอีกองค์ประกอบหนึ่งของการออกแบบรากฟันเทียม ก่อนที่จะเพิ่มเติมหรือเปลี่ยนแปลงผิวสัมผัสภายนอกให้มีลักษณะเฉพาะ ซึ่งปัจจุบันนิยมใช้รากฟันเทียมที่มีลักษณะเป็นเกลียวทรงกระบอก หรือทรงกรวยคล้ายรูปร่างของรากฟัน (Threaded-cylindrical or conical) และมีการ

เพิ่มเติมลักษณะต่างๆ เช่น ทำรอยบาก ร่อง รู หรือทำให้เป็นโพรง เพื่อให้เกิดการยึดเกาะของกระดูกได้ดีขึ้น จากการศึกษาของ Hall J^๕ พบว่า ไทเทเนียมที่มีลักษณะเป็นเกลียวสามารถเปลี่ยนชนิดของแรงที่กระทำต่อกระดูกขณะที่มีการฝังรากฟันเทียมจากแรงเฉือน (shear force) เป็นแรงอัด (compressive force) ที่เพิ่มขึ้น ซึ่งจะช่วยส่งเสริมให้รากฟันเทียมยึดอยู่ในตำแหน่งที่ต้องการได้อย่างมั่นคงขึ้น

วิธีการเปลี่ยนแปลงพื้นผิวของไทเทเนียมอาจแบ่งออกง่ายๆ โดยอาศัยวิธีการทำว่า การเปลี่ยนแปลงนั้นเป็นการเอาวัสดุออกจากผิวไทเทเนียมแล้วทำให้เกิดความพรุนที่ผิว (subtraction processed) หรือเป็นการเติมวัสดุลงไป โดยการเคลือบผิวไทเทเนียม (additive processes)^๖ เป็นต้น

การเปลี่ยนแปลงรูปร่างพื้นผิวของไทเทเนียม (Morphological surface modification)

๑. รากฟันเทียมแบบผิวเรียบรวมกับการเป่าทรายที่ผิว (Machined and blasted surface)

Branemark implant (Nobel Biocare) เป็นรากฟันเทียมระบบแรกที่น่ามาใช้ตั้งแต่ปี ค.ศ. ๑๙๖๙ มีรูปร่าง ๓ มิติที่มีความหนา (bulk) ลักษณะภายนอกคล้ายสกรู คือมีลักษณะเป็นเกลียวตื้นๆ ที่ต่อเนื่องกัน (turned screw) ผิวสัมผัสภายนอกมีความหยาบเล็กน้อยมีค่าโดยเฉลี่ยประมาณ ๐.๕๖ ไมโครเมตร ในงานวิจัยทางทันตกรรมรากเทียมเรียกลักษณะผิวชนิดนี้ว่า 'machined or turn surface' ซึ่งหมายถึงการที่ไทเทเนียมมีผิวที่เรียบ^๗ Branemark implant ได้ถูกนำมาใช้อยู่ช่วงระยะเวลาหนึ่งถึงแม้ว่าการติดตามผลการรักษาทางคลินิกพบว่า รากฟันเทียมระบบนี้ให้ผลการรักษาที่ดี แต่ข้อเสียคือต้องใช้ระยะเวลาในการรักษานาน^๘ จนกระทั่งในปี ค.ศ. ๑๙๙๐ การศึกษาวิจัยแนะนำว่า รากฟันเทียมที่มีความหยาบของผิวปานกลางที่อยู่ในช่วง ๑-๒ ไมโครเมตร จะมีการตอบสนองของกระดูกในการเชื่อมติดกับผิวไทเทเนียมที่แข็งแรงมากขึ้น^๙ แต่การตอบสนองของกระดูกที่มากขึ้นไม่ได้บอกถึงความสำเร็จในทางคลินิก เนื่องจากการศึกษาพบว่า ไทเทเนียมที่มีความหยาบของผิวที่มากขึ้น (มากกว่า ๒ ไมโครเมตร) จะเพิ่มผิวสัมผัสของไทเทเนียมและกระดูกเพิ่มขึ้นแต่จะส่งผลให้เกิดการรั่วซึมของไอออน ซึ่งจะทำให้เกิดการอักเสบของเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมตามมา^{๑๐-๑๔} รากฟันเทียมที่วางขายในท้องตลาดส่วนใหญ่จะมีความหยาบผิวปานกลาง (๑-๒ ไมโครเมตร) และมักจะมีการปรับผิวของไทเทเนียมเพิ่มเติมทางเคมี หรือวิธีอื่นๆ ร่วมด้วย เพื่อมุ่งหวังให้เกิดการเชื่อมประสานของกระดูกที่ดี และทำให้ผลิตภัณฑ์ที่มีความเป็นเอกลักษณ์เฉพาะของตนเอง

๒. การเปลี่ยนแปลงผิวของไทเทเนียมโดยการเป่าทรายและการใช้กรดกัด (Blasting and acid etching)

เป็นการปรับผิวของไทเทเนียมให้ขรุขระ โดยวิธีการเป่าทรายด้วยอนุภาคของซิลิกา (silica) ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) ไทเทเนียมไดออกไซด์ (TiO_2) หรืออะลูมินา (Alumina) ขนาดต่างๆ แล้วตามด้วยการใช้กรดที่มีความเข้มข้นสูงกัดที่ผิวของไทเทเนียม สารละลายของกรดที่นิยมใช้ เช่น ส่วนผสมของกรดไฮโดรฟลูออริกและกรดไนตริก หรือส่วนผสมของกรดไฮโดรคลอริกกับกรดซัลฟิวริกก็ได้ กระบวนการนี้มีจุดประสงค์เพื่อให้ผิวของไทเทเนียมมีลักษณะขรุขระไม่สม่ำเสมอ การใช้กรดกัดจะเปลี่ยนแปลงโครงสร้างขนาดเล็กที่ผิวของรากฟันเทียมให้มีลักษณะที่เหมือนกันหรือเป็นเนื้อเดียวกัน และเพื่อกำจัดสิ่งสกปรกที่หลงเหลืออยู่ออกจากผิวไทเทเนียม ซึ่งนอกจากจะช่วยให้เซลล์สร้างกระดูกเข้าไปยึดเกาะที่ผิวของโลหะได้ดีขึ้นแล้ว ยังช่วยให้ทิศทางการสร้างกระดูกไปยังบริเวณนั้นเกิดได้ง่ายขึ้น^{๖๖}

เมื่อไม่นานมานี้รากฟันเทียมระบบหนึ่งที่วางขายในท้องตลาด ได้เปลี่ยนแปลงวิธีการทำให้ปราศจากเชื้อและวิธีการเก็บรากฟันเทียมที่ผ่านกระบวนการเป่าทรายและการใช้กรดกัดผิว โดยการล้างผิวของไทเทเนียมภายใต้การปกคลุมของก๊าซไนโตรเจน เพื่อป้องกันไม่ให้ผิวของรากฟันเทียมสัมผัสกับอากาศ แล้วเก็บให้สนิทในหลอดที่บรรจุน้ำเกลือปริสโทนี (isotonic saline solution) วิธีการนี้เป็นการควบคุมการเกิดปฏิกิริยาไฮดรอกซิเลชัน (hydroxylation) ซึ่งจะไปควบคุมการแลกเปลี่ยน OH-group เข้าไปในโมเลกุลของ TiO_2 และลดการปนเปื้อนของสารไฮโดรคาร์บอนที่ผิวของรากฟันเทียมโดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงลักษณะของผิวโลหะ แต่จะทำให้ผิวของไทเทเนียมมีความสามารถในการดูดซับน้ำ (wettability) ได้ดีขึ้น^{๖๗} Schwarz และคณะ^{๖๘} ได้ประเมินผลของการสร้างกระดูกที่เกิดขึ้นใหม่ หลังจากที่มีการฝังรากฟันเทียมระบบที่มีการเปลี่ยนแปลงวิธีการทำให้ปราศจากเชื้อและวิธีการเก็บรากฟันเทียม (hydrophilic sandblasted and acid-etched: SLActive) ในสุนัขเปรียบเทียบกับรากฟันเทียมเดิมที่ผ่านเฉพาะกระบวนการเป่าทรายและการใช้กรดกัดผิว (SLA) พบว่าหลังจากที่มีการหายของแผล ๒ สัปดาห์ กลุ่มของรากฟันเทียมที่มีการเปลี่ยนแปลงวิธีการเก็บ มีการสร้างปริมาณกระดูกสัมผัสกับรากฟันเทียม (BIC) ร้อยละ ๗๔ และเพิ่มเป็นร้อยละ ๘๔ หลังจาก ๑๒ สัปดาห์ ขณะที่พบการสร้างกระดูกของรากฟันเทียมแบบเดิมเพียงร้อยละ ๕๖ ในระยะแรกและเพิ่มเป็นร้อยละ ๗๖ ในระยะต่อมา จากการทดสอบทางสถิติพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของการสร้างกระดูกระหว่างรากฟันเทียมทั้งสองชนิดในระยะ ๒ สัปดาห์แรก แต่ไม่พบความแตกต่างอย่าง

มีนัยสำคัญในช่วง ๑๒ สัปดาห์ การศึกษาของ Bornstein และคณะ^{๖๙} ได้สนับสนุนผลการทดลองดังกล่าว โดยการศึกษาทั้งสองได้สรุปผลการทดลองว่า การดัดแปลงผิวไทเทเนียมโดยการเปลี่ยนวิธีการเก็บและการทำให้ปราศจากเชื้อ จะช่วยส่งเสริมให้การสร้างกระดูกมาเชื่อมติดกับรากฟันเทียมในระยะแรกเกิดได้ดีขึ้น แต่การเปลี่ยนแปลงทางเคมีอาจจะมีผลต่อโครงสร้างขนาดเล็กที่ผิวของรากฟันเทียมในระยะแรก หลังจากการฝังรากฟันเทียม โดยอาจไปรบกวนคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ของกระบวนการสร้างกระดูกขึ้นมาใหม่

๓. วิธีการเปลี่ยนแปลงผิวของไทเทเนียมด้วยฟลูออไรด์ (Fluoride surface treatment)

วิธีการนี้เป็นการปรับผิวของไทเทเนียมทางเคมี โดยไทเทเนียมจะทำปฏิกิริยาได้ดีกับฟลูออไรด์ไอออนในสารละลายกรดไฮโดรฟลูออริก สร้างเป็นไทเทเนียมเตตระฟลูออไรด์ (TiF_4) ที่ละลายน้ำได้ ซึ่งมีผลทำให้ผิวของไทเทเนียมมีประสิทธิภาพในการทำปฏิกิริยาได้ดี^{๗๐} จากการศึกษาคุณลักษณะเชิงกลและการศึกษาโครงสร้างทางจุลภาคพบว่า การเปลี่ยนแปลงผิวของไทเทเนียมวิธีนี้ จะทำให้กระดูกสามารถยึดเกาะกับรากฟันเทียมได้อย่างแข็งแรงหลังจากที่มีการหายของแผล โดยฟลูออไรด์จะไปทำปฏิกิริยากับไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) สร้างเป็นฟลูอออะพาไทต์ (fluorapatite) เชื่อมติดกับกระดูกรอบๆ รากฟันเทียม^{๗๑} Ellingsen JE และคณะ^{๗๒} ทดสอบการใช้แรงในการดึงรากฟันเทียมที่ฝังในกระต่ายชนิดที่รับรู้และไม่ได้รับการเปลี่ยนแปลงผิวด้วยฟลูออไรด์ ผลที่ได้พบว่า ไทเทเนียมที่ได้รับการเปลี่ยนแปลงผิวด้วยฟลูออไรด์ด้านทานต่อแรงดึงมากกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ ขณะที่ Occuzzo M และคณะ^{๗๓} แสดงผลสำเร็จทางคลินิกในการใช้งานและการลงน้ำหนัก (functional loading) ของรากฟันเทียมที่ได้รับการเปลี่ยนผิวไทเทเนียมด้วยฟลูออไรด์ภายใน ๓ สัปดาห์หลังจากที่ทำการปลูกฝังรากฟันเทียมในบริเวณฟันกรามบน ในปัจจุบันรากฟันเทียมที่วางขายในเชิงการค้า มีระบบรากฟันเทียมที่ได้รับการเปลี่ยนแปลงผิวด้วยสารฟลูออไรด์โดยอาศัยวิธีการเลียนแบบปฏิกิริยาที่อยู่ในธรรมชาติทางชีวภาพของสารฟลูออไรด์ (biomimetic agent) วางขายในท้องตลาดและสามารถนำมาใช้ได้คลินิก

๔. การเปลี่ยนแปลงผิวของไทเทเนียมด้วยกระบวนการทางไฟฟ้าเคมีชนิดแอโนไดเซชัน (Electrochemical anodization)

แอโนไดเซชัน เป็นกระบวนการทางไฟฟ้าเคมีที่นิยมใช้ในการเพิ่มพื้นผิวขนาดเล็กและเปลี่ยนแปลงชั้นของออกไซด์ที่ผิวของไทเทเนียม โดยปฏิกิริยาออกซิเดชันที่เกิดขึ้นจะเปลี่ยนแปลงลักษณะเฉพาะของชั้นออกไซด์ให้มีคุณลักษณะที่

เข้ากันได้ดีทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อมากขึ้น^{๒๓} วิธีการทำได้โดยนำ รากฟันเทียมแช่ลงในสารละลายที่เป็นสื่อไฟฟ้าซึ่งเป็นกรดที่มีความเข้มข้นสูง (H_2SO_4 , H_3PO_4 , HNO_3 , HF) ที่ตำแหน่งขั้วบวก (anode) ของเซลล์ไฟฟ้าเคมี เมื่อปล่อยกระแสไฟฟ้าที่แรงดัน ๑๐๐ โวลต์ ลงไปในสารละลายจะมีการเคลื่อนที่ของประจุ ไอออนไปยังขั้วบวกของเซลล์ทำให้เกิดเป็นชั้นของออกไซด์ที่มีความหนาแน่นกว่า ๑๐๐๐ นาโนเมตร ส่งผลให้ไทเทเนียมมีลักษณะเป็นช่องว่างขนาดเล็กที่ผิวขนาด ๐.๐๖-๐๒ ไมโครเมตร ซึ่งจะช่วยให้เซลล์สร้างกระดูกไปยึดเกาะที่ผิวของรากฟันเทียมเพิ่มขึ้น^{๒๔} แอนโดเซชันเป็นกระบวนการทำที่ค่อนข้างซับซ้อน และขึ้นอยู่กับตัวแปรหลายชนิด เช่น แรงดันของกระแสไฟฟ้า ระดับความเข้มข้นของกรด หรือส่วนประกอบและอุณหภูมิของสารละลายอิเล็กโทรไลต์

๕. วิธีการกัดผิวไทเทเนียมด้วยเลเซอร์ร่วมกับวิธี

Micro arc oxidation (Laser etching and micro arc oxidation)

การใช้เลเซอร์ในการกัดกร่อนผิวโลหะร่วมกับการใช้ กระบวนการทางไฟฟ้าเคมีชนิด micro arc oxidation เป็นอีกวิธีหนึ่งที่ใช้ในการดัดแปลงพื้นผิวของไทเทเนียม เลเซอร์เป็นวิธีใหม่ที่น่าสนใจเพื่อควบคุมการเปลี่ยนแปลงผิวสัมผัสของ รากฟันเทียมให้มีความพรุนตามที่ต้องการ โดยควบคุมความลึก ระยะห่างและเส้นผ่านศูนย์กลางของช่องว่างของความพรุนให้ มีลักษณะเฉพาะ เพื่อให้เกิดการเชื่อมติดที่ระหว่างรากฟัน เทียมและกระดูก การกัดผิวของไทเทเนียมด้วยเลเซอร์เทคนิค จะเป็นการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างขนาดเล็กของไทเทเนียมให้ มีความแข็งแรงมากขึ้น ทนทานต่อการสึกกร่อนได้ดี และช่วยลด การปนเปื้อนที่ผิวของไทเทเนียม โดยยังคงค่าความหยาบของ ผิวและความหนาของชั้นออกไซด์ที่ระดับมาตรฐาน^{๒๕} Plasma electrolytic oxidation (PEO) หรือที่รู้จักกันในชื่อ Micro arc oxidation (MAO) เป็นกระบวนการเปลี่ยนแปลงผิวของไทเทเนียม ทางไฟฟ้าเคมี โดยการสร้างชั้นของออกไซด์เคลือบที่ผิวของ ไทเทเนียมทำให้ผิวมีความพรุน และการคงอยู่ของชั้นออกไซด์ จะช่วยส่งเสริมให้การเจริญตัวของกระดูกรอบๆ รากฟัน เทียมได้ดีขึ้น กระบวนการนี้จะคล้ายกับกระบวนการแอนโดเซชัน แต่แตกต่างกันตรงที่ MAO มีศักยภาพทางไฟฟ้าที่สูงกว่า^{๒๖}

Gao Z และคณะ^{๒๖} ได้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงผิว ของไทเทเนียมด้วยวิธีการกัดผิวด้วยเลเซอร์ก่อนแล้วตามด้วยการใช้เทคนิค MAO โดยวิธีการทำเริ่มจากการทำความสะอาด รากฟันเทียมด้วยเครื่องอัลตราโซนิคก่อนที่จะกัดผิวไทเทเนียม ด้วยเลเซอร์ชนิด Nd:YAG ที่กำลัง ๕๐ กิโลวัตต์ คลื่นความถี่ ๗.๕ กิโลเฮิร์ต และปริมาณกระแสไฟฟ้า ๑๖.๔ แอมแปร์ หลังจากนั้น นำรากฟันเทียมไปแช่ในสารละลายอิเล็กโทรไลต์ก่อนให้

เกิดปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมีด้วยวิธี MAO ที่ความถี่ ๘๐๐ กิโลเฮิร์ต และค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า ๓๕๐ โวลต์ เป็นเวลา ๑๕ วินาที นำรากฟันเทียมที่ได้มาวิเคราะห์ด้วยเทคนิคเอกซเรย์ดิฟแฟรคชัน (X-ray diffraction: XRD) พบชั้นของไทเทเนียมไดออกไซด์ ในรูปโครงสร้างผลึกแบบอะนาทาส (anatase) การศึกษาอื่นๆ แสดงให้เห็นว่า การเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางจุลภาคของ ชั้นออกไซด์ที่ผิวไทเทเนียมมีความสัมพันธ์กับค่าความต่าง ศักย์ไฟฟ้าที่ใช้ในกระบวนการ MAO โดยถ้าเพิ่มค่าความต่าง ศักย์ไฟฟ้าจะมีผลทำให้เพิ่มความหยาบ ความพรุนและความ หนาของชั้นไทเทเนียมออกไซด์ด้วย^{๒๗} การใช้เทคนิคการกัด ผิวไทเทเนียมด้วยเลเซอร์ร่วมกับการใช้กระบวนการไฟฟ้าเคมี ชนิด MAO จะทำให้กลไกการเชื่อมติดของกระดูกเกิดขึ้นด้วย กระบวนการยึดเกาะเชิงกล (mechanical interlocking) ร่วมกับ การสร้างพันธะทางเคมีในระดับจุลภาค (microchemical bonding)

วิธีการเคลือบผิวไทเทเนียมด้วยไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite coating on the implant Surface by various methods)

๑. วิธีพลาสมาสเปรย์ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Plasma sprayed hydroxyapatite, PSHA)

การพ่นผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ (HA) ผ่านเปลวไฟ ที่อุณหภูมิสูง ซึ่งจะทำให้ผง HA บางส่วนมีการหลอมละลาย และแตกตัวเป็นไอออนเข้าไปเคลือบที่ผิวของไทเทเนียม วิธี การนี้จะอาศัยก๊าซที่ได้จากการแตกตัวเป็นไอออนของพลาสมา เป็นพลังขับเคลื่อนส่วนผงของ HA ที่หลอมเหลวไปเคลือบที่ ผิวไทเทเนียมโดยมีความหนาประมาณ ๕๐ ไมโครเมตร^{๒๘} ไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นสารแคลเซียมฟอสเฟตที่มีสมบัติ ความเข้ากันได้ดีทางชีวภาพ (biocompatibility) และมีสมบัติ ไบโอแอคทีวิตี (bioactivity) ซึ่งสามารถสร้างพันธะเคมีที่ แข็งแรงระหว่างวัสดุกับกระดูกรอบๆ รากฟันเทียม แต่เนื่องจาก ไฮดรอกซีอะพาไทต์ยึดติดกับไทเทเนียมที่ผ่านการเปลี่ยนแปลงผิว โดยการเป่าทรายและการใช้กรดกัดด้วยการยึดเกาะเชิงกล ทำให้เป็นข้อเสียของวิธีพลาสมาสเปรย์จากการที่มีรายงาน ความล้มเหลวของการเชื่อมประสานระหว่างไทเทเนียมกับ ชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่เคลือบอยู่ที่ผิว (adhesive failure) โดยแสดงภาวะอักเสบเกิดขึ้นหลังการฝังรากฟันเทียม ในกระดูก^{๒๙} ด้วยเหตุผลดังกล่าวการใช้รากฟันเทียมที่ผ่าน กระบวนการเปลี่ยนแปลงผิวด้วยพลาสมาสเปรย์ HA ใน ทางคลินิกจึงลดลง แต่คุณสมบัติไบโอแอคทีวิตีของแคลเซียม ฟอสเฟต อาจเป็นประโยชน์ในการสร้างการยึดเกาะของ กระดูกเพิ่มขึ้นในบริเวณที่มีปริมาณและคุณภาพของกระดูก ไม่เพียงพอ

๒. วิธีเคลือบผิวแบบไอกายภาพในสุญญากาศ

(Vacuum deposition technique or sputter deposition)

กระบวนการเคลือบผิวไทเทเนียมด้วย HA เป็นชั้นบางๆ โดยวิธีการยิงประจุไอออนที่มีพลังงานสูงไปยัง HA ทำให้ HA ระเหิดและแตกตัวในรูปของพลาสมาเกาะที่ผิวไทเทเนียมในสภาพสุญญากาศ วิธีเคลือบผิวแบบไอกายภาพสามารถสร้างแผ่นฟิล์มบางๆ (น้อยกว่า ๕ ไมโครเมตร) เคลือบผิวไทเทเนียม แต่เนื่องจากกระบวนการนี้เกิดขึ้นอย่างช้าๆ จึงมีการนำสนามแม่เหล็กมาใช้ร่วมกับระบบสปัตเตอร์แบบไดโอด (diode sputtering) เพื่อพัฒนาให้กระบวนการเคลือบผิวเกิดได้ดีขึ้นซึ่งเรียกว่า ระบบคลื่นวิทยุแมกนีตรอนสปัตเตอร์ (radio frequency magnetron sputtering, RF) วิธีนี้เป็นเทคนิคมาตรฐานในการเคลือบผิวไทเทเนียมด้วยสารแคลเซียมฟอสเฟต ข้อดีก็คือสามารถสร้างการยึดเกาะได้อย่างแข็งแรงกับโลหะไทเทเนียม และการปรับอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสเฟต รวมทั้งปริมาณผลึกที่ต้องการในการเคลือบผิวก็สามารถปรับเปลี่ยนได้ง่าย จากการศึกษาของ Vercaigne และคณะ^{๙๐} ซึ่งทำการศึกษาการใช้เทคนิค RF ในสัตว์ทดลองโดยแสดงผลการเกิด BIC ในเปอร์เซ็นต์สูง

๓. วิธีโซล-เจล แบบจุ่มเคลือบ (Sol gel and dip coating method)

เป็นอีกวิธีหนึ่งในการเตรียม HA ให้เป็นฟิล์มบางๆ เคลือบที่ผิวไทเทเนียมที่มีความหนาและรูปร่างสม่ำเสมอ หลักการของวิธีโซล-เจล คือ สารที่ใช้เตรียมจะเปลี่ยนจากสถานะของเหลว (sol) ไปเป็นเจล (gel) ที่อยู่ในลักษณะกึ่งแข็งด้วยปฏิกิริยาไฮโดรลิซิส (hydrolysis) และปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน (Polymerization) แผ่นฟิล์มบางๆ จะเข้าไปเคลือบที่ผิวไทเทเนียมโดยวิธีจุ่มเคลือบลงในเจลที่เปียก (wet gel) หลังจากนั้น นำไทเทเนียมที่มีเจลเคลือบอยู่ไประเหิดน้ำออกแล้วนำไปเผาจะได้สารออกมาในรูปผลึกที่หนาแน่นที่บริเวณผิวโลหะไทเทเนียม^{๙๑} ข้อดีของวิธีนี้คือขั้นตอนการทำงานง่าย ราคาถูก สารที่เตรียมได้มีขนาดอนุภาคนาโนที่สามารถควบคุมองค์ประกอบได้ดีและมีความบริสุทธิ์สูง อย่างไรก็ตามการปรับสภาวะในการเตรียมด้วยวิธีโซล-เจล เช่น ชนิดของกรด ความเข้มข้นของกรด อุณหภูมิในการเผา ทำให้ได้อนุภาคของสารมีคุณสมบัติทางกายภาพที่แตกต่างกันด้วย^{๙๒}

๔. กระบวนการทางไฟฟ้า (Electrolytic process)

การเคลือบผิวไทเทเนียมด้วยแคลเซียมฟอสเฟตโดยอาศัยกระบวนการไฟฟ้า ซึ่งจะสร้างผลึก HA เคลือบที่ผิวได้เหมาะสมสำหรับการยึดเกาะของเซลล์กระดูกและแสดงการเพิ่มจำนวนการยึดเกาะได้อย่างรวดเร็ว วิธีการนี้ยังคงได้รับความสนใจจากนักวิจัยหลายๆ กลุ่ม เนื่องจากเป็นกระบวนการ

ที่สามารถปรับปรุงผิวที่เคลือบให้มีความขรุขระสูง สามารถควบคุมความหนาและส่วนประกอบทางเคมีของสารเคลือบผิวได้ โดยการเปลี่ยนแปลงส่วนประกอบ อุณหภูมิ และความเข้มข้นของสารละลายที่เป็นสื่อไฟฟ้า กระบวนการนี้เกิดขึ้นที่อุณหภูมิต่ำ (๘๐ องศาเซลเซียส) ทำให้ไม่มีการเปลี่ยนเฟสโครงสร้างของแคลเซียมฟอสเฟตด้วย^{๙๓}

แนวโน้มการพัฒนาเพื่อเปลี่ยนแปลงพิวส์สัมผัสของรากฟันเทียมในอนาค

ในปัจจุบันการพัฒนาผิวของรากฟันเทียมมุ่งให้ความสำคัญไปในระดับนาโน ซึ่งเกี่ยวข้องกับสารชีวโมเลกุล (biomolecular) ที่เป็นสารเคมีที่มีอยู่ในร่างกายมนุษย์ โดยแนวความคิดเกี่ยวกับการสร้างผิวสัมผัสของรากฟันเทียมให้มีส่วนประกอบของโมเลกุลในกลุ่มเปปไทด์ โปรตีน หรือสารที่มีฤทธิ์กระตุ้นให้เซลล์ต่างๆ มีการเจริญเติบโต (growth factors) เคลือบอยู่ที่ผิว เกิดขึ้นจากสมมุติฐานที่ว่า การเลียนแบบสภาวะสิ่งแวดล้อมของกระดูกที่ประกอบด้วยอินทรีย์สารจำพวก collagenous protein และสารอนินทรีย์ เช่น แคลเซียมฟอสเฟต จะสามารถส่งเสริมให้ผิวของรากฟันเทียมอยู่ในสภาวะที่สามารถกระตุ้นการตอบสนองทางชีวภาพได้ โดยเป้าหมายก็คือการสร้างการยึดเกาะของเซลล์ให้เกิดขึ้นโดยตรงกับผิวไทเทเนียม ซึ่งจะเกิดขึ้นได้ ๒ ทางคือ เกิดจากการยึดเกาะของโมเลกุลที่สามารถยึดเกาะกับตัวรับ (receptors) ได้เช่น fibronectin, vitronectin, osteogenin และ bone sialoprotein และเกิดจาก osteotropic effect ของสารชีวโมเลกุลเหล่านั้นที่ชักนำความเป็น mitogenicity ของสารโปรตีนในกลุ่มที่เกี่ยวข้องกับการเจริญและซ่อมสร้างเนื้อเยื่อ (interleukin growth factor-1, FGF-2, platelet derived growth factor-BB) ในการเพิ่มประสิทธิภาพการสังเคราะห์คอลลาเจนของเซลล์กระดูกเพื่อเหนี่ยวนำให้มีการสร้างกระดูกใหม่เกิดขึ้น (osteoinduction)^{๙๓,๙๔}

รากฟันเทียมที่มีขายในเชิงการค้าในประเทศไทย มีหลายระบบ (ตารางที่ ๑) ส่วนใหญ่เป็นระบบที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ และมีบางระบบที่ผลิตขึ้นในประเทศไทย โดยแต่ละระบบของรากฟันเทียมจะมีการออกแบบ ขนาด รูปร่าง โครงสร้าง และลักษณะผิวของรากฟันเทียมให้มีลักษณะที่เป็นเอกลักษณ์ของตนเอง รากฟันเทียมทุกระบบจะอ้างอิงถึงการศึกษาเกี่ยวกับอัตราความสำเร็จในทางคลินิก การเลือกใช้รากฟันเทียมว่าจะใช้ระบบใด อาจพิจารณาจากผู้ป่วยเกี่ยวกับลักษณะกระดูก ตำแหน่งของอวัยวะที่เกี่ยวข้อง และขนาดของช่องว่างในบริเวณที่ต้องการใส่ฟัน ร่วมกับการพิจารณาของทันตแพทย์ในการเลือกการเปลี่ยนแปลงผิวรากฟันเทียมที่แสดงผลการศึกษาที่ดี

ตารางที่ ๑ แสดงระบบของรากฟันเทียมที่มีจำหน่ายในประเทศไทยและวิธีการเปลี่ยนแปลงผิวของรากฟันเทียม

ระบบรากฟันเทียม (บริษัท)	วิธีเปลี่ยนแปลงผิวไทเทเนียม (Surface modification)
OsseoSpeed (Astra Tech AB, Mölndal, Sweden)	Titanium Oxide Blasting, Fluoride surface treatment with hydrofluoric acid
SLA, SLActive (ITI; Institute Straumann, Waldenburg, Switzerland)	SLA: Coarse grit-blasting with aluminum oxide particle 0.25-0.5 mm corundum grit at 5 bar, acid etching with sulfuric and hydrochloric acid SLActive: Coarse grit-blasting with aluminum oxide particles, acid etching, rinse under nitrogen protection, stored in a sealed tube containing an isotonic NaCl solution
TiUnite (Nobel Biocare Holding AG, Zürich, Switzerland)	Electrochemical anodization
Nanotite (3i Implant Innovation, Palm Beach Garden, FL, USA)	Sol gel deposition method using discrete crystalline deposition (DCD) of CaP
Friadent plus (Dentsply Friadent, Mannheim, Germany)	Large grit blasting, acid etching in hydrochloric acid/sulfuric acid/hydrofluoric acid/oxalic acid, neutralized with a proprietary process of Dentsply Friadent
BioHorizons (BioHorizons, USA)	Laser-lock microchannels using laser etching to the collars of implant and RBT or HA coating on the implant body
Bicon (Bicon, USA)	High-energy sputter deposition
Screw-Vent Implant (Zimmer Dental, USA)	MTX Microtextured surface and MP-1 HA coating
Intra-lock (Intra-Lock, USA)	Calcium phosphate low impregnated surface (Ossean)
Osstem (Osstem Implant, Korea)	RBM (Resorbable blasting media) surface using HA powder
Implantium (Identium, Korea)	Sandblasted with large grits and acid etching
Axiom Implant (Anthogyr, France)	Grit-blasting process using biphasic calcium phosphate (BCP) resorbable blasted media
PW Plus Implant (PW Plus, Thailand)	Sandblasting and acid etching with the own technique of the company

สรุป

ทันตกรรมรากเทียมเป็นการรักษารูปแบบหนึ่งที่ได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวางในการบูรณะให้ผู้ป่วยที่มีการสูญเสียฟันธรรมชาติ ปัจจุบันวัสดุที่ใช้ทำรากฟันเทียมส่วนใหญ่ทำมาจากไทเทเนียม เนื่องจากมีคุณสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับเนื้อเยื่อ (biocompatible) มีลักษณะเชิงกลที่ดีและสามารถต้านการสึกกร่อนได้ การประเมินความสำเร็จของการทำรากฟันเทียมจะประเมินได้จากปริมาณของกระดูกที่สัมผัสกับรากฟันเทียม การศึกษาวิจัยต่างๆ ได้มุ่งศึกษาและ

คิดค้นวิธีการปรับผิวโครงสร้างของรากฟันเทียมทั้งในระดับจุลภาคและระดับนาโน เพื่อส่งเสริมให้มีการสร้างและมีการเคลื่อนที่ของเซลล์ไปยึดเกาะที่ผิวรากฟันเทียมได้เพิ่มขึ้น ในอนาคตอาจมีรากฟันเทียมที่มีการปรับผิวโดยวิธีการเคลือบผิวด้วยสารชีวโมเลกุลที่เลียนแบบสภาวะแวดล้อมของกระดูก โดยสามารถกระตุ้นการสร้างกระดูกตามลักษณะที่เกิดขึ้นในธรรมชาติมาใช้ในคลินิกได้ และนี่ก็คือการพัฒนาอีกระดับขั้นหนึ่งของงานทันตกรรมรากเทียม

เอกสารอ้างอิง

๑. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur.Spine J* 2001; 10(Suppl 2):S96-101.
๒. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int. J Prosthodont* 1993;6:95-105.
๓. Lui X, Chu PK, Ding C. Surface modification of titanium, titanium alloy and related materials for biomedical applications *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2004;47:49-121.
๔. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontology* 2000 2008;47:15-26.
๕. Ducheyne P, Kokubo T, Blitterswijk. Bone-bonding Biomaterials, Reed Healthcare Communications. *J Biomed Mater Res* 1993;27:1459.
๖. Anil S, Anand PS, Alghamdi H, Jansen JA. Dental implant surface enhancement and osseointegration. In: *Intech open book chapter 4*. Published on 2011-08-29:83-107.
๗. Mouhyi J. Dohan Ehrenfest DM, Albrektsson T. The Peri-implantitis: implant surface, microstructure and physico-chemical aspects. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:170-83.
๘. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998;11:391-401.
๙. Soskolne WA, Cohen S, Sennerby L, Wennerberg A, Shapira L. The effect of titanium surface roughness on the adhesion of monocytes and their secretion of TNF-alpha and PGE2. *Clin Oral Implant Res* 2002;13:86-93.
๑๐. Hall J, Miranda-Burgos P, Sennerby L. Stimulation of directed bone growth at oxidized titanium implants by macroscopic grooves. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:S76-82.
๑๑. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007;23:844-54.
๑๒. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographical evaluation of implant surfaces. *Int J OralMaxillofac Implants* 2000;15:331-44.
๑๓. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicentre study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol* 1988;59:287-96.
๑๔. Becker W, Becker BE, Ricci A, Ba hat O, Rosenberg E, Rose LF, et al. A prospective, multicenter trial comparing one- and two-stage titanium screw shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Res* 2000;2:159-65.
๑๕. Åstrand P, Anzén B, Karlsson U, Saltholm S, Svårdström P, Hallem S. Nonsubmerged implants in the treatment of the edentulous upper jaw: A prospective clinical and radiographic study of ITI implants-Results after 1 year. *Clin Implant Dent Res* 2000;2:166-74.
๑๖. Orsini G, Assenza B, Scarano A, Piatteli A. Surface analysis of machined versus sand blasted and acid etched Ti implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:6:779-84.
๑๗. Rupp F, Scheideler L, Olshanska N, de Wild M, Wieland M, Geis-Gerstorfer J. Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructure titanium implant surface. *J Biomed Mater Res A* 2006;76:323-34.
๑๘. SchwarzF, Herten M, Sager M, Wieland M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLA active) and conventional SLA titanium implants: a pilot study in dogs. *J Clin Periodontol* 2007;34:78-86.
๑๙. Bornstein MM, Valderrama P, John AA, Wilson TG, Seibl R, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:233-41.
๒๐. Elingsen JE, Johansson CB, Wennerberg A, Holmen A. Improved retention and the bone to implant contact with fluoride modified titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:659-66.

๒๑. Garg H, Bedi G, Grag A. Implant surface modifications: a review. *Clin Diag Res* 2012;6:319-24.
๒๒. Occuzzo M, Wilson Jr, Thomas G. A prospective study of the 3 weeks loading of chemically modified titanium implants in the maxillary molar region: 1-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:65-72.
๒๓. Gupta A, Dhanraj M, Sivagami G. Status of surface treatment in endosseous implant: a literature review. *Indian J Dent Res* 2010;21:433-8.
๒๔. Gaggl A, Schulters G, Müller WD, Kärcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces-a comparative study. *Biomaterials* 2000;21:1067-73.
๒๕. Dong Q, Chen Q, Wang D, Qianmao J. Preparation and microstructure of thin TiO₂ films containing Ca and P using micro arc oxidation. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. Surface review and letter (SRL)01/2005;12:4:555.
๒๖. Gao Z, Zhou L, Rong M, Zhu A, Geng H. Bone response to a pure titanium implant surface which was by laser etching and micro arc oxidation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:130-6.
๒๗. Sul YT, Johansson CB, Petronis S, Krozer A, Jeong A, Wennerberg A, et al. Characteristics of the surface oxides on turned and electro-chemically oxidized pure titanium implants up to dielectric breakdown: the oxide thickness, micropore configurations, surface roughness, crystal structure and chemical composition. *Biomaterials* 2002;23:491-501.
๒๘. Goyal N, Priyanka, Kaur R. Effect of various implant surface treatments on osseointegration-a literature review. *Indian J Dent Res* 2012;4:154-7.
๒๙. Coelho PG, Cardaropoli, Suzuki M, Lemons JE. Histomorphometric evaluation of a nanothickness of bioceramic deposition on endosseous implants: a study in dogs. *Clin Implant Dent Res* 2009;11:292-302.
๓๐. Mohammadi S, Esposito M, Hall J, Emanuelsson L, Krozer A, Thomsen P. Long term bone response to titanium implants which were coated with thin, radiofrequency, magnetron-sputtered hydroxyapatite in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:498-509.
๓๑. Wang C, Ma J, Cheng W, Zhang R. Thick hydroxyapatite coating by electrophoretic deposition. *Materials Letters* 2002;57:99-105.
๓๒. Gan L, Wang J, Tache A, Valiquette N, Deporter D, Pilliar R. Calcium phosphate sol-gel derived thin films on porous-surfaced implants for enhanced osteoconductivity. Part II: Short term in vivo studies. *Biomaterials* 2004;25:4639-45.
๓๓. Muddugangadhar BC, Amarnath GS, Tripathi D, Dikshit S, Divya MS. Biomaterials for dental implants: An overview. *Int J Oral Implantology Clin Res* 2011;2:13-24.
๓๔. Novaes AB Jr, de Souza SL, de Barros RR, Pereira KK, Iezzi G, Piattelli A. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J* 2010;21:471-81.

Abstract**Surface Modification of Titanium Implant Influenced to Osseointegration****Kritirat Kiatsirirote**

Faculty of Dentistry, Thammasat University

Titanium and its alloy are the most widely used material for dental implants as these materials are highly biocompatible and possess excellent mechanical properties and corrosion resistance. However, their application as implant materials is lack of bioactive behavior, on the other words, they cannot form a direct mechanically stable bond between their surface and the surrounding bone tissue. To overcome this limitation, research efforts have focused on modifying implant surface to improve the biological response. Several techniques of surface treatments have been developed and applied to promote the mechanism of osseointegration with faster and stronger bone formation. This article is object to review on the various surface modification techniques and their potential effects on the performance of dental implant which are currently used and available for commercial in Thailand. In addition, the future trends in dental implant surfaces are discussed.

Key words: Surface modification, Dental implants, Osseointegration