

รูปแบบการสบฟันบนรากเทียม Occlusal Designs on Dental Implants

พิมพ์เดือน รังสิยากุล¹, ชาย รังสิยากุล²

¹ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

²ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Pimduen Rungsiyakull¹, Chaiy Rungsiyakull²

¹Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

²Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2559; 37(1) : 45-61

CM Dent J 2016; 37(1) : 45-61

บทคัดย่อ

ระบบบดเคี้ยวจัดว่าเป็นปัจจัยที่มีผลต่อการควบคุมขนาดและทิศทางของแรงสบฟันที่ส่งผ่านไปยังรากเทียมและกระดูกโดยรอบ ถึงปัจจุบัน แนวคิดเกี่ยวกับระบบบดเคี้ยวบนรากเทียมส่วนใหญ่มาจากการศึกษาที่มีระดับชั้นของความน่าเชื่อถือทางวิทยาศาสตร์ต่ำ ยังขาดองค์ความรู้เกี่ยวกับลักษณะรูปแบบสบฟันที่ส่งผลให้เกิดแรงในระดับที่รากเทียมทนทานได้และเพียงพอที่จะกระตุ้นให้เกิดกระบวนการปรับรูปกระดูก เพื่อตอบคำถามข้างต้น งานรวบรวมวรรณกรรมชิ้นนี้ได้รวบรวมหัวข้อที่เกี่ยวข้อง เช่น แรงสบฟันบนรากเทียม ข้อควรพิจารณาในการเลือกรูปแบบสบฟันที่เหมาะสมในรากเทียมชนิดต่างๆ ช่วงเวลาที่เหมาะสมในการให้แรงต่อรากเทียม และบทบาทของรูปแบบสบฟันต่อกระบวนการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียมมาขยายความและอภิปรายในบทความ

คำสำคัญ: รากเทียม แรง รูปแบบสบฟัน ระบบบดเคี้ยว การปรับรูปกระดูก ชีวกลศาสตร์

Abstract

Occlusion is regarded as an important factor for controlling direction and magnitude of forces on implant components and surrounding bone. Currently, most studies on implant occlusion were conducted from a low-level of evidence-based studies. The knowledge on the degree of variability of occlusal designs on the loading that may be tolerated by implant components or possible promote bone remodeling has been limited. In an attempt to clarify these uncertainties, the topic of masticatory forces and loading on dental implants, guidelines for occlusal scheme design with implant, different time of loading on implant and the role of occlusal design in relation to bone remodeling have been summarized and discussed in this review.

Keywords: dental implant, force, occlusal design, occlusion, bone remodeling, biomechanics

Corresponding Author:

พิมพ์เดือน รังสิยากุล

อาจารย์ประจำภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50200

Pimduen Rungsiyakull

DDS., MDSc (pros), PhD Lecturer, Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University 50200

E-mail: pimduen.rungsiyakull@cmu.ac.th

บทนำ

รากเทียม (dental implant) ถูกพัฒนาอย่างต่อเนื่องเพื่อใช้ในงานบูรณะทั้งในรูปแบบถอดได้และติดแน่น แม้ว่าแนวโน้มความสำเร็จของการฝังรากเทียมในปัจจุบันพบได้ค่อนข้างสูง อัตราความล้มเหลวของรากเทียมทั้งในระยะแรกและระยะท้ายยังคงถูกรายงานเป็นระยะ โดยเฉพาะความล้มเหลวระยะท้ายที่มักสัมพันธ์กับความล้มเหลวเชิงกล (mechanical complications)^(1,2)

แรงสบฟันที่ลงบนรากเทียมอย่างเหมาะสมเป็นปัจจัยสำคัญต่อความสำเร็จของรากเทียมในระยะยาว ดังนั้นระบบบดเคี้ยวที่สร้างขึ้นย่อมมีผลต่อแรงลงสู่รากเทียมและกระดูกรองรับ งานรวบรวมวรรณกรรมชิ้นนี้ทำขึ้นเพื่ออธิบายถึงผลของแรงสบฟันและรูปแบบการสบฟัน (occlusal designs) ต่อระบบรากเทียมและกระดูกโดยรอบในเชิงชีวกลศาสตร์ นอกจากนี้ แนวคิดเกี่ยวกับเรื่องรูปร่างฟันด้านบดเคี้ยว (occlusal form) และจุดสัมผัสขณะสบฟัน (occlusal contact) ของสิ่งบูรณะบนรากเทียมต่อกระบวนการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียม (bone remodeling) ซึ่งอาจส่งผลต่อการพิจารณาช่วงเวลาให้แรงลงสู่สิ่งบูรณะบนรากเทียม ได้ถูกนำมาอภิปรายร่วมเพื่อสร้างความเข้าใจและหวังผลในงานวิจัยต่อยอดเกี่ยวกับระบบบดเคี้ยวบนรากเทียมมากยิ่งขึ้น

ผลของขนาดและทิศทางแรงสบฟันต่อรากเทียมและกระดูกรอบรากเทียม

ฟันธรรมชาติมีระบบรับสัมผัสจากแรงสบฟันไวกว่ารากเทียม เนื่องจากมีเนื้อเยื่อรองรับอวัยวะปริทันต์รอบรากฟันที่รับสัมผัสจากแรงสบฟันที่เรียกว่า proprioception ในขณะที่ระบบรับสัมผัสของรากเทียมส่งผ่านเนื้อเยื่อรอบกระดูกและประมวลผลการรับรู้สู่ระบบประสาทส่วนกลาง เรียกว่า osseoperception⁽³⁾ ตารางที่ 1 รวบรวมความแตกต่างระหว่างฟันธรรมชาติและรากเทียมภายหลังรับแรงสบฟัน ด้วยระบบรับสัมผัสที่ต่างกันนี้ส่งผลให้ความไวในการรับรู้แรงสบฟันของรากเทียมช้ากว่าฟันธรรมชาติ 8-10 เท่าและไม่มีการเปลี่ยนแปลงสัมผัสรับรู้ตลอดสามเดือนภายหลังการฝังรากเทียม⁽⁴⁻⁶⁾ จากผลความแตกต่างระหว่างฟันธรรมชาติและรากเทียม การสร้างรูปแบบสบฟันที่เหมาะสมจึงมีความจำเป็นในการลดแรงสบฟันที่ลงสู่รากเทียม

ค่าแรงสบฟันแปรผันกับเพศและตำแหน่งสบฟัน เพศชายมีแรงสบฟันสูงกว่าเพศหญิง โดยเพศชายพบแรงสบฟันสูงสุดเฉลี่ย 888 นิวตัน ในขณะที่เพศหญิงอยู่ที่ 576 นิวตัน^(7,8) ค่าแรงสบฟันสูงสุดจะมีความแตกต่างกันในแต่ละตำแหน่ง เช่น ค่าแรงสบฟันสูงสุดในตำแหน่งฟันเขี้ยวและฟันกรามน้อยซี่ที่สองอยู่ที่ 469 และ 723 นิวตัน ตามลำดับ นอกจากนี้

ตารางที่ 1 แสดงการจำแนกประเภทนิยามรูปแบบการสบฟันทางทันตกรรมประดิษฐ์⁽³⁶⁾

Table 1 Classifications of the terms describing occlusal features in Prosthodontics⁽³⁶⁾

การจำแนกประเภทรูปแบบการสบฟัน	
1. รูปร่างซี่ฟัน (Posterior tooth form)	a. ซี่ฟันไร้ปุ่ม (cusplless teeth) b. ซี่ฟันระนาบเดียว (monoplane teeth) c. ซี่ฟันมีปุ่ม 20 และ 30 องศา (cusped teeth 20° and 30°)
2. รูปแบบการสบฟันหลัง (Posterior teeth arrangement)	a. การสบฟันได้ดุลร่วมกับการใช้ซี่ฟันมีปุ่ม (balanced with cusped teeth) b. การสบฟันเฉพาะปุ่มด้านลิ้นร่วมกับการปรับแต่งซี่ฟันมีปุ่ม (Lingualised with modification of cusped teeth) c. การสบฟันระนาบเดียว (cusplless arrangement)
3. รูปแบบการเอียงฟัน (Tooth guidance)	a. แนวนำฟันเขี้ยว (canine guidance) b. แนวนำแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่ม (group function) c. แนวนำแบบปกป้องด้วยฟันหน้า (anterior mutually protected)

นี้ ยังพบว่าค่าแรงสปันมีความสัมพันธ์กับประเภทของอาหาร จำนวนซี่ฟันที่หายไปและนิสัยการกัดสบนอกเหนือธรรมชาติ (parafunctional habits)⁽⁹⁾ พบว่าบุคคลที่มีนิสัยการกัดสบนอกเหนือธรรมชาติมักพบค่าแรงสปันสูงที่สุดมากกว่าบุคคลปกติ

แรงสปันที่มากกว่าปกติ (overloading) เป็นปัจจัยที่ส่งผลต่อความล้มเหลวของรากเทียม จากการศึกษาในห้องปฏิบัติการและทางคลินิก พบว่า ความล้มเหลวที่เกิดขึ้นกับรากเทียมในระยะแรกภายหลังการฝังมักสัมพันธ์กับการเคลื่อนขยับของรากเทียมและส่วนประกอบภายใน (micro-motion) ในขณะที่ความล้มเหลวระยะท้ายมักเกิดจากแรงสปันที่มากกว่าปกติ⁽¹⁰⁾ แรงที่มากกว่าปกตินี้ส่งผลให้วัสดุที่รับแรงนั้นคือส่วนประกอบของรากเทียมและกระดูกโดยรอบเกิดความล้าจนเกินขีดจำกัดของวัสดุ^(11,12) ความล้มเหลวระยะท้ายที่พบได้บ่อย เช่น การแตกหักของครอบฟันเทียม สกรูหลักยึดหลวม หลักยึดหรือรากเทียมแตกหัก และกระดูกรอบรากเทียมเกิดการละลายตัวมากกว่าปกติ โดยนำทฤษฎีทางชีวกลศาสตร์⁽¹³⁾ มาอธิบายปรากฏการณ์ความเสียหายในการบูรณะรากเทียมทางคลินิก ความเสียหายทางเชิงกลแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ (1) การเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุ (deformation) ซึ่งศึกษาจากความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น (stress) และความเครียด (strain) จากการทดสอบแรงดึง (tensile test) และ (2) การแตกหัก (fracture) คือ ความเสียหายหรือการแตกร้าวของวัสดุจนใช้งานไม่ได้อีกต่อไป แบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท คือ ความแตกร้าวหรือเสียหายจากแรงกระทำที่มีขนาดและทิศทางคงที่ (static loading) และความแตกร้าวหรือเสียหายจากแรงกระทำแบบวัฏจักร (cyclic loading) ทำให้รอยร้าวที่มีอยู่เดิมในวัสดุขยายใหญ่ขึ้นจนแตกหักในที่สุด

แรงที่กระทำต่อรากเทียม มีแรงหลักสองแรงที่ควรนำมาพิจารณา คือ แรงกระทำที่มีขนาดและทิศทางคงที่และแรงกระทำแบบวัฏจักร พบว่า แรงกระทำแบบวัฏจักรก่อให้เกิดความเสียหายกับกระดูกโดยรอบรากเทียมมากกว่าแรงกระทำคงที่ Duyck และคณะ⁽¹⁴⁾ ศึกษาในสัตว์ทดลอง โดยให้แรงทั้งสองแบบเป็นเวลา 14 วันบนรากเทียมที่มีความยาว 10 มม. พบว่าการให้แรงกระทำแบบวัฏจักรในระดับที่สูงกว่าปกติสามารถทำให้เกิดความผิดปกติของกระดูกรอบรากเทียมแบบ

เป็นช่อง (crater-like bone defects) ที่บริเวณด้านข้างของรากเทียมได้ ในขณะที่ Gotfredsen และคณะ⁽¹⁵⁻¹⁸⁾ ทำการวิจัยในสัตว์ทดลองเช่นกัน แต่ไม่พบความล้มเหลวของรากเทียมเมื่อให้แรงคงที่อย่างต่อเนื่อง

ทิศทางของแรงที่กระทำต่อรากเทียมมีผลต่อความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณส่วนประกอบของรากเทียมและกระดูกโดยรอบเช่นเดียวกัน การศึกษาในห้องปฏิบัติการและการวิเคราะห์ด้วยไฟไนท์อีลิเมนต์ [Finite Element Analysis (FEA)] พบว่าแรงเค้นและแรงเครียดสูงกว่าปกติที่บริเวณส่วนคอของรากเทียม (marginal peri-implant bone) เมื่อให้แรงแนวเฉียงหรือแนวขวาง⁽¹⁹⁻²³⁾ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาในสัตว์ทดลอง^(14,24,25) และการศึกษาทางคลินิกระยะสั้น⁽²⁶⁾ แต่อย่างไรก็ตาม แรงเค้นและแรงเครียดที่สูงขึ้นนี้ไม่มีผลต่อการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียมในการศึกษาทางคลินิกระยะกลางถึงระยะยาว⁽²⁷⁻³⁰⁾ แต่อาจส่งผลให้เกิดปัญหาแทรกซ้อนทางเทคนิคหรือวัสดุ (technical/materials complications) เพิ่มขึ้นโดยเฉพาะในรากเทียมแบบคานยื่น (cantilever)⁽²⁹⁾ แรงในแนวเฉียงหรือแนวขวางนี้ส่งผลให้เกิดแรงบิด (torque) ต่อรากเทียม ยิ่งแรงกัดสบสูงมากขึ้นร่วมกับแรงบิดที่กระทำต่อรากเทียม กระดูกโดยรอบรากเทียมยิ่งถูกทำลายสูงมากขึ้น แรงบิดที่เพิ่มขึ้นนี้ส่งผลให้เกิดแรงเค้นอัด (compressive stress) และแรงเค้นดึง (tensile stress) ที่กระทำต่อรากเทียมเพิ่มขึ้น แรงเค้นอัดและแรงเค้นดึงที่มากเกินไปจนเกินขีดจำกัดนี้เป็นสาเหตุให้ส่วนประกอบของรากเทียมเกิดความเสียหายและเกิดการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียมได้

แรงเค้นมักพบได้สูงสุดบริเวณรอยต่อที่วัสดุสองชนิดมีการสัมผัสกัน⁽³¹⁾ ดังนั้น บริเวณรอยต่อระหว่างผิววัสดุฝังรากเทียมและกระดูกมักพบแรงเค้นได้ค่อนข้างสูง โดยวัสดุที่มีคุณสมบัติเชิงกลดีกว่าจะต้านทานแรงเค้นได้มากกว่า ที่บริเวณรอยต่อระหว่างรากเทียมและกระดูกพบว่าวัสดุฝังรากเทียมซึ่งคือไทเทเนียมมีค่าความแข็งตัว (stiffness) สูงกว่ากระดูกมาก จึงส่งผลให้กระดูกที่มีคุณสมบัติเชิงกลด้อยกว่าเกิดความเสียหายได้มาก^(11,19) ความเสียหายที่พบได้ทางคลินิก คือ การละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียม ซึ่งพบได้สูงเมื่อมีแรงนอกแนวแกนกระทำต่อรากเทียม (off axis)

การพิจารณารูปแบบการสบฟันที่เหมาะสมต่อรากเทียมชนิดต่างๆ

Kim และคณะ⁽³²⁾ นำเสนอปัจจัยสามประการที่มีผลต่อการควบคุมแรงลงสู่รากเทียม คือ การเพิ่มพื้นที่ผิวรองรับรากเทียม การควบคุมทิศทางแรงสบฟันบนรากเทียม และการลดขนาดแรงสบฟันบนรากเทียม จากปัจจัยประการแรก พบว่าคุณภาพและปริมาณกระดูกรอบรากเทียมมีผลต่อการเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างรากเทียมและกระดูก การยืดระยะเวลาให้แรงบนรากเทียมภายหลังการฝังและการให้แรงสบฟันแบบค่อยเป็นค่อยไป (progressive loading) ช่วยเพิ่มระยะเวลาของกระบวนการกระดูกเชื่อมประสาน (osseointegration) ส่งผลให้กระดูกบริเวณรอบรากเทียมเกิดการปรับปรุงกระดูกเพื่อรับแรงสบฟันได้อย่างเหมาะสม ในกรณีที่กระดูกมีปริมาณน้อยควรพิจารณาเพิ่มจำนวน ขนาดและความยาวรากเทียม ร่วมกับการเลือกใช้รากเทียมที่มีการปรับปรุงคุณภาพพื้นผิว

ปัจจัยประการที่สองและสาม การควบคุมทิศทางและลดขนาดแรงสบฟัน พบว่า สัดส่วนครอบฟันต่อรากเทียม (crown/implant ratio) และลักษณะคานยื่นบนครอบฟันหรือสิ่งประดิษฐ์บนรากเทียมเป็นปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดภาวะแทรกซ้อนเชิงกลมากกว่าการเกิดภาวะแทรกซ้อนทางชีวภาพ (biological complication) พบว่า สิ่งประดิษฐ์บนรากเทียมที่มีความยาวคานยื่นมากกว่า 15 มิลลิเมตรในขากรรไกรล่าง⁽³³⁾ และมากกว่า 10-12 มิลลิเมตรในขากรรไกรบน⁽³⁴⁾ มีโอกาส

เกิดภาวะแทรกซ้อนเชิงกล เช่น การหลวมหลุดของสกรูหรือการแตกบิ่นของชิ้นงาน ในทางกลับกันพบว่าสัดส่วนคานยื่นบนชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมหรือสัดส่วนครอบฟันต่อรากเทียมที่มากกว่าหรือเท่ากับ 2 ไม่มีผลต่อการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียม^(27-30,35) แม้จะพบค่าแรงเค้นที่สูงกว่าปกติแต่ค่าแรงเค้นนั้นยังอยู่ระดับที่วัสดุรากเทียมและกระดูกรอบรากเทียมต้านทานได้

a) รูปแบบการสบฟัน

รูปแบบสบฟันเป็นปัจจัยสำคัญในการควบคุมแรงที่ลงสู่รากเทียมและกระดูกรอบรากเทียมทั้งในแง่ของปริมาณและทิศทางแรง การจำแนกประเภทรูปแบบการสบฟันทางทันตกรรมรากเทียมได้ถูกประยุกต์มาจากรูปแบบการสบฟันในฟันเทียมถอดได้ดังแสดงในตารางที่ 1 และ 2⁽³⁶⁾

รูปร่างฟันด้านกัดสบ (occlusal morphology) เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อทิศทางของแรงที่กระทำบนด้านสบฟันบนรากเทียมและกระดูกโดยรอบ^(32,37) ทันตแพทย์จำเป็นต้องควบคุมขนาดและทิศทางของแรงสบฟันให้ลงสู่ตัวฟันตามแนวแกนฟัน เนื่องจากแรงในแนวขวางที่กระทำต่อตัวฟันอาจสร้างความเสี่ยงที่จะทำให้รากเทียมเกิดความเสียหายได้⁽³⁸⁾ Kaukinen และคณะ⁽³⁹⁾ ทดลองในห้องปฏิบัติการเกี่ยวกับผลของความชันปุ่มยอดฟัน (cusp inclination) ต่อแรงเครียดที่เกิดขึ้นโดยใช้เครื่องมือสเตรนเกจ (strain gauge) เมื่อให้แรงบนตัวฟันที่มีอาหารเหนียวคั่นกลาง จากการทดลอง พบว่า

ตารางที่ 2 รูปแบบการสบฟันสำหรับสิ่งบูรณะบนรากเทียมแบบต่าง ๆ^(32, 36, 41, 48, 54-58)

Table 2 General guidelines for occlusal scheme designs on implant prostheses^(32, 36, 41, 48, 54-58)

รูปแบบการสบฟันบนสิ่งประดิษฐ์ที่รองรับด้วยรากเทียม	
รูปร่างฟันด้านบนเคี้ยว (Occlusal form)	- ลดความชันปุ่มยอดฟัน - สร้างหลุมและร่องฟันให้มีลักษณะกว้าง - ลดพื้นที่ด้านสบฟัน - สร้างปุ่มยอดฟันให้สบบริเวณกึ่งกลางซี่ฟันเพื่อถ่ายทอดแรงลงสู่แนวแกนฟัน
รูปแบบการสบฟันโดยทั่วไป (Occlusal scheme)	- สร้างการสบฟันระหว่างตำแหน่งความสัมพันธ์ในศูนย์และตำแหน่งสบสนิทที่สุด ให้มีจุดสบเสรีในศูนย์อย่างน้อย 1.0-1.5 มม. - ลดคานยื่นบนครอบฟันหรือสิ่งประดิษฐ์บนรากเทียม - สร้างแนวหน้าฟันหน้าขณะสบนอกศูนย์โดยไม่มีจุดกัดสบบริเวณฟันหลัง - สร้างรูปแบบสบฟันให้เป็นแบบสบคร่อม ในกรณีฝังรากเทียมก่อนไปทางเพดานปาก - พิจารณายึดฟันติดกันในกรณีที่มีแรงสบนอกศูนย์มากกว่าปกติ

ไม่มีความแตกต่างระหว่างค่าแรงสบฟันสูงสุดระหว่างกลุ่มตัวอย่างที่มีความชันของปุ่มยอดฟัน 33 และ 0 องศา แต่กลับพบค่าแรงสบฟันตั้งต้นที่มีผลทำให้อาหารฉีกขาดสูงในฟันที่มีปุ่มยอดฟัน 33 องศา นอกจากนี้ Weinberg และคณะ⁽⁴⁰⁾ ทำวิจัยเชิงตัวเลข พบว่า ความชันของปุ่มยอดฟันที่เพิ่มขึ้นทุก ๆ หนึ่งองศาสามารถเพิ่มแรงบดต่อรากเทียมมากขึ้นถึงร้อยละ 30 ผู้วิจัยได้แนะนำรูปแบบการสบฟันที่เหมาะสม โดยแนะนำให้ลดความชันของปุ่มยอดฟันร่วมกับสร้างให้มีการสบฟันแบบสบคร่อม (cross-occlusion) ในกรณีที่มีการฝังรากเทียมก่อนไปทางเพดานปาก นอกจากนี้ การสร้างรูปร่างฟันด้านสบฟันหลังให้หลุมร่องฟัน (fossae) มีลักษณะแบน กว้าง 1.5 มิลลิเมตร จะสามารถลดการบิดหมุนต่อรากเทียมเมื่อมีการขยับขากรรไกรในตำแหน่งนอกศูนย์ได้อีกด้วย (eccentric movement)⁽⁴¹⁾

Christensen⁽⁴²⁾ เสนอแนวคิดให้ลดฟันที่ด้านสบฟัน (occlusal table) โดยลดจำนวนซี่ฟันเทียม และ/หรือ การลดขนาดซี่ฟันเทียมแนวด้านแก้ม-ลิ้นเพื่อลดแรงบิดหมุนที่เกิดขึ้นต่อฟันหลักซี่สุดท้ายในชิ้นงานบูรณะฟันเทียมแบบติดแน่นและถอดได้ ความคิดนี้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในทันตกรรมรากเทียม โดยให้ลดขนาดซี่ฟันด้านบดเคี้ยวลงร้อยละ 30-40 ในฟันหลังเพื่อลดผลจากคานยื่น (cantilever effects) ที่กระทำต่อรากเทียม^(38,39) ในเวลาต่อมาการศึกษาในมนุษย์พบว่า การลดความกว้างซี่ฟันในแนวด้านแก้ม-ลิ้นลงร้อยละ 30 ร่วมกับการรับประทานอาหารอ่อน จะช่วยลดแรงบิดหมุนต่อฟันหลักซี่ที่ยึดสะพานฟันสามหน่วยได้อย่างมีนัยสำคัญ⁽⁴³⁾

โดยทั่วไปแรงสบฟันที่ส่งผลต่อรากเทียมเกิดขึ้นเพียงช่วงเวลาที่ใช้ในการบดเคี้ยวเท่านั้น แรงที่เกิดขึ้นจะสูงกว่าปกติเมื่อเคี้ยวอาหารเหนียวร่วมด้วย ดังนั้น จุดสัมผัสขณะสบฟันที่สร้างขึ้นโดยเฉพาะในฟันหลัง มีผลต่อการกำหนดทิศทางแรงและความเสถียรของระบบบดเคี้ยวอย่างมาก แรงสบฟันที่จุดสัมผัสขณะสบฟันควรลงตามแนวแกนของครอบฟันและรากเทียมเท่านั้น แนวคิดการสบฟันแบบทำให้เกิดการสบสามตำแหน่ง (tripodization) ถูกเสนอขึ้นเพื่อใช้ในครอบฟันบนฟันหลักธรรมชาติ การทำให้สบสามตำแหน่งนี้เพื่อให้เกิดความเสถียรของการสบฟันและลดแรงลงสู่กระดูกโดยรอบ มีการศึกษาวิเคราะห์ด้วยไฟไนท์อีลีเมนต์ทำนายงานผลการกระจายค่าแรงเค้นได้ดีขึ้นเมื่อสร้างครอบฟันที่ถูกรองรับด้วยรากเทียมซี่กรามน้อยให้มีตำแหน่งสบฟัน 2 หรือ 3 ตำแหน่ง

บนด้านบดเคี้ยว⁽⁴⁴⁾ แต่อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีการศึกษาทางคลินิกที่มีการติดตามผลระยะยาวรองรับแนวคิดนี้ การสบฟันตำแหน่งเดียวที่กึ่งกลางซี่ฟันถูกแนะนำสำหรับรากเทียมมากกว่าการทำให้สบสามตำแหน่ง^(45,46) กล่าวโดยสรุป การสร้างรูปร่างด้านสบฟันที่ไม่ซับซ้อน เช่น การทำให้สบตำแหน่งเดียวต่อหนึ่งซี่ฟันเพื่อให้ได้ตำแหน่งสบสนิทที่สุด (maximum intercuspal position) ซึ่งเพียงพอและเหมาะสมกับรากเทียม การนัดผู้ป่วยเป็นระยะเพื่อตรวจสอบและปรับการสบฟันให้การสบฟันที่ดีมีเสถียรภาพให้แรงสบฟันลงสู่แนวแกนครอบฟันและรากเทียมยังคงมีความสำคัญในระยะยาว

เมื่อพิจารณาถึงความพึงพอใจของผู้ป่วยร่วมกับประสิทธิภาพการบดเคี้ยว พบว่าผู้ป่วยมีความพึงพอใจมากขึ้นรวมทั้งประสิทธิภาพการบดเคี้ยวสูงขึ้นเมื่อได้รับการบูรณะโดยใช้ซี่ฟันเทียมที่มีความชันมุมยอดฟันสูง ร่วมกับการสบฟันเฉพาะปุ่มด้านลิ้น (lingualized occlusion)⁽⁴⁷⁾ รากเทียมรองรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ให้ความพึงพอใจต่อผู้ป่วยมากกว่าฟันเทียมแบบดั้งเดิม^(47,48) แต่อย่างไรก็ตาม การลดขนาดซี่ฟันด้านบดเคี้ยวและลดความยาวส่วนท้ายสุด (distal extension) ส่งผลให้ประสิทธิภาพการบดเคี้ยวลดลง⁽⁴⁸⁾

b) Implant protective occlusion (IPO)⁽⁴⁹⁾

Misch^(50,51) นำเสนอแนวคิดการสบฟันแบบ implant protective occlusion เพื่อสร้างเสถียรภาพการสบฟันบนรากเทียมให้ใช้งานในระยะยาว โดยแนวคิดนี้สร้างขึ้นบนพื้นฐานของการลดขนาดและปรับปรุงทิศทางแรงสบฟัน พร้อมทั้งเพิ่มพื้นที่สัมผัสบริเวณรอบรากเทียมและกระดูก ดังนั้นรูปแบบการสบฟันแบบดั้งเดิมจึงถูกนำมาประยุกต์ใช้เพื่อลดแรงลงสู่รากเทียม รูปแบบการสบฟันเฉพาะที่ถูกนำเสนอนี้ประกอบด้วย

- (1) สร้างจุดสบฟันร่วมหลายตำแหน่ง
- (2) ปรับปรุงรูปร่างและพื้นที่ด้านสบฟัน
- (3) ปรับปรุงทิศทางแรงสบฟันที่ลงสู่รากเทียม
- (4) เพิ่มพื้นที่ผิวรอบรากเทียมและกระดูกรอบรากเทียม
- (5) กำจัดหรือลดตำแหน่งสบฟันบนรากเทียมที่ก่อให้เกิด

ภาวะแทรกซ้อนทางชีวกลศาสตร์

การปรับปรุงรูปแบบการสบฟันตามแนวคิดนี้ยังคงอิงหลักการพื้นฐานของรูปแบบการสบฟันบนรากเทียม^(52,53) ประกอบด้วย

(1) สร้างแนวนำฟันหน้า (anterior guidance) ในทุกกรณีที่ทำได้

(2) สร้างรูปแบบการสบฟันแบบได้ดุลสองข้างในตำแหน่งความสัมพันธ์ในศูนย์

(3) สร้างการสบฟันแบบเสรีในสบศูนย์ (freedom in centric) ในตำแหน่งความสัมพันธ์ในศูนย์

(4) กระจายตำแหน่งสบฟัน

(5) กำจัดสิ่งกีดขวางการสบฟันระหว่างการเคลื่อนที่จากตำแหน่งสบฟันในศูนย์ไปยังตำแหน่งสบฟันขณะถอย

(6) ไม่มีการสบสะดุดในระหว่างการเคลื่อนฟันในความสัมพันธ์นอกศูนย์

c) รูปแบบการสบฟันบนรากเทียมที่รองรับด้วยสิ่งประดิษฐ์รูปแบบต่าง ๆ

ตารางที่ 3 แสดงรูปแบบการสบฟันบนรากเทียมที่รองรับด้วยสิ่งประดิษฐ์รูปแบบต่าง ๆ^(32,36,41,48,54-58) การสร้างรูปร่างด้านสบฟันบนสิ่งประดิษฐ์ไม่ว่าจะเป็นรูปแบบใดบนรากเทียมให้ยึดหลักการพื้นฐานของการสร้างการสบฟันบนรากเทียมดังที่กล่าวข้างต้น

ในกรณีบูรณะด้วยรากเทียมรองรับครอบฟันเดี่ยว (implant-supported single crown) ควรควบคุมให้แรงสบฟันกระจายลงบนฟันธรรมชาติและลดแรงลงสู่รากเทียมให้มากที่สุด ฟันธรรมชาติและรากเทียมมีความแตกต่างขณะเคลื่อนที่ในแนวตั้งและแนวขวาง (vertical and horizontal movement) โดยฟันธรรมชาติมีการเคลื่อนขยับในแนวตั้ง 25-100 μm ในขณะที่รากเทียมมีการเคลื่อนขยับในแนวตั้งเพียง 3-5 μm ⁽⁵⁹⁾ การพิจารณาสร้างรูปแบบการสบฟันควรคำนึงถึงความแตกต่างในการเคลื่อนขยับนี้ ควรมีการตรวจสอบและกำจัดรอยสบก่อนตำแหน่งกำหนด (premature contact) ก่อนการสร้างครอบฟันบนรากเทียม ในขั้นตอนการใส่ครอบฟันบนรากเทียม ควรตรวจสอบให้ตำแหน่งสบฟันที่ครอบฟันบนรากเทียมมีน้ำหนักเบาว่าตำแหน่งสบฟันที่ฟันธรรมชาติในช่วงเวลาสบฟันเบา (light force) โดยตรวจสอบให้แถบกระดาษทรายสบฟันชนิดบาง (thin articulating paper) ที่มีความหนาไม่เกิน 25 μm สามารถลากผ่านตำแหน่งสบฟันที่ครอบฟันบนรากเทียมขณะที่คงการสบสนิทที่สุดที่ตำแหน่งสบฟันบนฟันธรรมชาติ จากนั้นตรวจสอบการสบฟันช่วงเวลาสบฟันหนัก (heavy force) โดยให้น้ำหนักการสบสนิทที่สุดที่ตำแหน่งครอบฟันบนรากเทียมและฟันธรรมชาติเท่ากัน⁽⁵¹⁾

นอกจากนี้ ตำแหน่งสบฟันบนครอบฟันควรมีตำแหน่งเดียวที่บริเวณกึ่งกลางซี่ฟัน ตำแหน่งการสบฟันไม่ควรมีจุดสบนอกแนวแกนฟันและควรสร้างให้อยู่ภายในขอบเขตตัวสิ่งปลูกฝัง (implant fixture) ห่างออกไปอย่างน้อยไม่เกิน 1 มิลลิเมตร ควรสร้างพื้นที่ผิวด้านประชิด (proximal contact) บนครอบฟันเพื่อสร้างเสถียรภาพของครอบฟันเดียวเมื่อมีการสบฟันร่วมกับฟันธรรมชาติ^(50,51)

ในกรณีบูรณะรากเทียมในฟันหน้า (implant-supported anterior fixed prosthesis) รากเทียมรองรับครอบฟันหรือสะพานฟันในตำแหน่งฟันหน้ามีโอกาสเกิดความเสียหายมากกว่ารากเทียมในตำแหน่งอื่น เนื่องจากลักษณะทางกายวิภาคของกระดูกขากรรไกรที่เล็กและแคบกว่าสันเหงือกบริเวณอื่น อีกทั้งลักษณะความโค้งของสันเหงือกจึงทำให้สิ่งบูรณะบนรากเทียมมีลักษณะคานยื่น ส่งผลให้แนวแรงสบฟันเกิดนอกแนวแกนรากเทียม การสร้างจุดสบบริเวณกึ่งกลางซี่ฟันร่วมกับใช้หลักยึดสิ่งปลูกฝังแบบเอียง (angled abutment) ช่วยลดความเครียดที่เกิดบริเวณรากเทียมในบริเวณฟันหน้าได้เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้หลักยึดสิ่งปลูกฝังแบบตรง (straight abutment)⁽⁶⁰⁾ จากแนวคิด implant protective occlusion ควรเพิ่มจำนวนและขนาดของรากเทียมร่วมกับกำจัดตำแหน่งสบฟันในฟันหลังขณะเคลื่อนขากรรไกรไปด้านข้าง (lateral excursion) ดังนั้น ในกรณีที่ต้องการบูรณะฟันหกซี่หน้า แนะนำให้ฝังรากเทียมอย่างน้อย 3 ตัวและ 2 ตัวควรฝังในตำแหน่งฟันเขี้ยว สำหรับกรณีที่แรงสบฟันสูงกว่าปกติ แนะนำให้ฝังรากเทียมอย่างน้อย 4 ตัว และทำพิจารณายึดครอบฟันติดกัน (splinting)^(50,51)

ในกรณีบูรณะรากเทียมในฟันหลัง (implant-supported posterior fixed prosthesis) การสร้างแบบการสบฟัน (occlusal scheme) ให้มีแนวนำฟันหน้าขณะเคลื่อนที่ขากรรไกรออกนอกศูนย์ และสร้างจุดสัมผัสขณะสบฟันเริ่มแรก (initial occlusal contact) บนฟันธรรมชาติ จะช่วยลดแรงสบฟันแนวขวางที่กระทำต่อรากเทียมได้ ส่วนแนวนำแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่ม (group function) ถูกแนะนำในกรณีที่ฟันหน้ามีสภาวะปริทันต์ร่วมด้วย⁽³⁷⁾ การฝังรากเทียมสองตัวสำหรับครอบฟันตำแหน่งฟันกรามใหญ่ช่วยลดการเกิดภาวะแทรกซ้อนเชิงกลได้⁽⁶¹⁾ แต่อาจทำได้ยากเนื่องจากพื้นที่ในการฝังรากเทียมจำกัดและการทำความสะอาดทำได้ยาก ดังนั้น การฝังรากเทียมขนาดใหญ่เพียงตัวเดียวในตำแหน่งที่

เหมาะสมจะช่วยลดความยุ่งยากในการฝังและสร้างครอบฟัน อีกทั้งยังช่วยให้ผู้ป่วยทำความสะอาดบริเวณรอบรากเทียมได้ดีขึ้นด้วย

ในกรณีบูรณะรากเทียมรองรับสะพานฟันชนิดติดแน่น ตามการจำแนกแบบเคนเนดี I และ II (Kennedy classification I and II) รากเทียมด้านหลังสองฝั่งทำหน้าที่รับแรงสบฟันและคงมิติแนวตั้งในกรณีจำแนกแบบเคนเนดี I ขณะที่สันเหงือกแบบเคนเนดี II มีฟันธรรมชาติทำหน้าที่คงมิติแนวตั้งขณะสบในศูนย์ การสร้างรูปแบบสบฟันในกรณีนี้ควรกำจัดจุดสบฟันขณะยื่น (protrusion) ร่วมกับการสร้างแนวหน้าฟันเขี้ยวในฟันธรรมชาติเพื่อไม่ให้เกิดการสัมผัสกันระหว่างสะพานฟันและฟันธรรมชาติคู่สบด้านท้าย ในกรณีที่สูญเสียฟันเขี้ยวหรือไม่สามารถสร้างแนวหน้าฟันเขี้ยว แนะนำให้สร้างแนวหน้าแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่มทดแทน การพิจารณายึดครอบฟันหรือสะพานฟันติดกันอาจมีความจำเป็น

ในกรณีบูรณะรากเทียมรองรับสะพานฟันชนิดติดแน่น ตามการจำแนกแบบเคนเนดี III (Kennedy classification III) กรณีนี้ฟันธรรมชาติทำหน้าที่คงมิติแนวตั้งขณะสบในศูนย์ การสร้างรูปแบบและแนวหน้าการสบฟันคล้ายคลึงกับการบูรณะรากเทียมรองรับฟันเดียว โดยสร้างให้มีจุดสบฟันที่ตำแหน่งสะพานฟันบนรากเทียมและฟันธรรมชาติเท่ากันในช่วงเวลาสบฟันหนัก ในขณะที่ให้ตำแหน่งสบฟันที่สะพานฟันบนรากเทียมมีน้ำหนักเบากว่าตำแหน่งสบฟันที่ฟันธรรมชาติในช่วงเวลาสบฟันเบา^(50,51) และให้ฟันธรรมชาติเป็นตัวกำหนดการเคลื่อนที่ขากรรไกรระหว่างออกนอกศูนย์

ในกรณีบูรณะรากเทียมรองรับสะพานฟันชนิดติดแน่น ตามการจำแนกแบบเคนเนดี IV (Kennedy classification IV) รากเทียมรองรับสะพานฟันด้านหน้าทำหน้าที่เป็นตัวกำหนดการเคลื่อนที่ขากรรไกรระหว่างออกนอกศูนย์ การสร้างแนวหน้าแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่มถูกแนะนำในกรณีนี้เพื่อลดแรงสบฟันในทิศทางขวาง ขณะเคลื่อนที่ขากรรไกรออกนอกศูนย์ ควรสร้างให้ฟันธรรมชาติด้านท้ายทำหน้าที่เป็นแนวหน้าด้านใช้งาน (working guidance) เพื่อลดแรงแนวขวางและกำจัดจุดสัมผัสด้านไม่ใช้งาน (nonworking side)^(62,63) นอกจากนี้ ควรลดความชันแนวหน้าฟันตัด (incisal guidance) เพื่อลดแรงสู่รากเทียมรองรับสะพานฟันที่ตำแหน่งฟันหน้าในขณะยื่นขากรรไกร

ในกรณีบูรณะรากเทียมรองรับฟันเทียมคร่อมรากเทียม (implant-supported overdenture) การสร้างการสบฟันแบบได้ดุลร่วมกับการสบฟันเฉพาะปุ่มด้านลิ้น (bilateral balanced occlusion using lingualized occlusion) ถูกแนะนำในกรณีสันเหงือกปกติ ในขณะที่การสร้างการสบฟันโดยใช้ซี่ฟันระนาบเดียว (monoplane) ถูกแนะนำในกรณีที่สันเหงือกละลายตัวมาก⁽⁶⁴⁾

ในกรณีบูรณะรากเทียมรองรับสิ่งประดิษฐ์ทั้งปาก (implant-supported full- arch fixed prosthesis) การสร้างรูปแบบสบฟันจะขึ้นกับลักษณะคู่สบ การสร้างแนวหน้าแบบได้ดุลถูกแนะนำในกรณีสบกับฟันเทียมทั้งปาก ในขณะที่การสร้างแนวหน้าแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่มหรือการสบฟันแบบปกป้องด้วยฟันหน้า (group function or anterior protected articulation) ร่วมกับการลดความชันแนวหน้าฟันหน้า ถูกแนะนำในกรณีสบกับฟันธรรมชาติ ในบริเวณที่เป็นคานยื่นแนะนำให้สร้างจุดสบต่ำกว่าระดับสบฟัน (infraocclusion) ที่ 100 μm และไม่มีจุดสัมผัสด้านใช้งาน (working side contact) และด้านดุล (balanceing contact) เพื่อลดความล้มเหลวที่เกิดขึ้นจากความล้าของชิ้นงาน⁽⁶⁵⁾ การสร้างสบฟันแบบเสรีในสบศูนย์อย่างน้อย 1.0-1.5 มิลลิเมตร ได้ถูกแนะนำเพื่อให้ทิศทางแรงสบฟันลงสู่รากเทียมอย่างเหมาะสมและลดจุดสบก่อนตำแหน่งกำหนดขณะใช้งาน⁽⁴¹⁾

ควรเลี่ยงการยึดฟันธรรมชาติและรากเทียมเข้าด้วยกัน เนื่องจากความแตกต่างของการเคลื่อนที่ระหว่างฟันและรากเทียม มีผลให้ฟันธรรมชาติถูกดันเข้าเข้าฟัน (intrusion) ทำให้เกิดการร้าวซึมของซีเมนต์ที่ใช้ยึดติดและเกิดช่องว่างระหว่างตัวฟันธรรมชาติและสะพานฟัน ดังนั้น การยึดฟันธรรมชาติเข้ากับรากเทียมจะใช้ในกรณีที่จำเป็นต้องอาศัยฟันธรรมชาติร่วมรองรับ โดยสร้างรอยต่อระหว่างสะพานฟันให้มีลักษณะส่วนโยงแข็ง (rigid connector)⁽⁶⁶⁾ ควรหลีกเลี่ยงการสร้างรอยต่อแบบส่วนโยงที่ขยับได้บ้าง (nonrigid connector) หรือสร้างครอบฟันชั้นนอกบนฟันธรรมชาติ (telescopic crown)

d) การให้แรงสบฟันแบบก้าวหน้า (progressive loading)

การให้แรงสบฟันแบบก้าวหน้าถูกนำเสนอโดย Misch เพื่อยืดระยะเวลาสร้างและปรับปรุงกระดูกจากแรงสบฟัน โดยนำหลักการปรับปรุงกระดูกจากกฎของ Wolff มาประยุกต์

ตารางที่ 3 แสดงรูปแบบการสบฟันบนรากเทียมที่รองรับด้วยสิ่งประดิษฐ์รูปแบบต่าง ๆ ^(32, 36, 41, 48, 49, 54-58)

Table 3 Clinical applications of occlusion designs on different implant modalities ^(32, 36, 41, 48, 49, 54-58)

รูปแบบการสบฟันบนรากเทียมที่รองรับด้วยสิ่งประดิษฐ์รูปแบบต่าง ๆ	
รากเทียมรองรับครอบฟันเดี่ยว	• ไม่มีการสบฟันขณะกัดเบา แต่มีการสบฟันขณะกัดหนัก • สร้างให้ฟันธรรมชาติสบนอกศูนย์แบบแนวหน้าฟันหน้าหรือฟันเขี้ยว • สร้างจุดสบฟันบนกึ่งกลางซี่ฟันและไม่มีจุดสบนอกแนวแกนฟัน • เพิ่มพื้นที่ผิวด้านประชิด
รากเทียมรองรับสิ่งประดิษฐ์บนฟันหลัง	• สร้างให้ฟันธรรมชาติสบนอกศูนย์แบบแนวหน้าฟันหน้าหรือฟันเขี้ยว • สร้างแนวหน้าแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่ม ในกรณีฟันเขี้ยวไม่แข็งแรง • สร้างรูปแบบสบฟันให้เป็นแบบสบคร่อมในกรณีที่จำเป็น • สร้างจุดสบฟันบนกึ่งกลางซี่ฟัน ลดคานยื่น ลดความชันปุ่มยอดฟัน ลดพื้นที่ด้านสบฟัน • เชื่อมสิ่งประดิษฐ์บนรากเทียมและฟันธรรมชาติเข้าด้วยกันในผู้ป่วยประนอมการรักษา (compromized patient)
รากเทียมรองรับฟันเทียมคร่อมรากเทียม	• สร้างการสบฟันแบบได้ดุลร่วมกับการสบฟันเฉพาะปุ่มด้านลิ้น • สร้างการสบฟันโดยใช้ซี่ฟันระนาบเดียวในกรณีที่สันเหงือกละลายตัวมาก
รากเทียมรองรับสะพานฟันชนิดติดแน่นตามการจำแนกแบบเคนเนดี I และ II	• กำหนดจุดสบฟันขณะยื่นร่วมกับสร้างแนวหน้าฟันเขี้ยวในฟันธรรมชาติ • กรณีที่สูญเสียฟันเขี้ยวหรือไม่สามารถสร้างแนวหน้าฟันเขี้ยว แนะนำให้สร้างแนวหน้าแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่มทดแทน • การพิจารณายึดครอบฟันหรือสะพานฟันติดกันอาจมีความจำเป็น
รากเทียมรองรับสะพานฟันชนิดติดแน่นตามการจำแนกแบบเคนเนดี III	• ไม่มีการสบฟันขณะกัดเบา แต่มีการสบฟันขณะกัดหนัก • สร้างให้ฟันธรรมชาติสบนอกศูนย์แบบแนวหน้าฟันหน้าหรือฟันเขี้ยว
รากเทียมรองรับสะพานฟันชนิดติดแน่นตามการจำแนกแบบเคนเนดี IV	• สร้างแนวหน้าแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่ม • สร้างให้ฟันธรรมชาติด้านท้ายทำหน้าที่เป็นแนวหน้าด้านใช้งาน และกำหนดจุดสัมผัสด้านไม่ใช้งาน ขณะเคลื่อนที่ขากรรไกรออกนอกศูนย์ • ลดความชันแนวหน้าฟันตัด
รากเทียมรองรับสิ่งประดิษฐ์ทั้งปาก	• สร้างแนวหน้าแบบได้ดุล กรณีสบกับฟันเทียมทั้งปาก • สร้างแนวหน้าแบบการทำหน้าที่แบบกลุ่มหรือการสบฟันแบบปกป้องด้วยฟันหน้าร่วมกับลดความชันแนวหน้าฟันหน้า ในกรณีสบกับฟันธรรมชาติ • ไม่มีจุดสัมผัสด้านใช้งานและด้านดูลบนจุดที่เป็นคานยื่น • สร้างจุดสบต่ำกว่าระดับสบฟันบริเวณคานยื่น • สร้างจุดสบเสรีในศูนย์อย่างน้อย 1.0-1.5 มม.
รากเทียมที่ฝังบนกระดูกคุณภาพต่ำ	• เพิ่มระยะเวลาให้แรงบนรากเทียม • ให้แรงสบฟันแบบก้าวหน้า โดยแนะนำผู้ป่วยทานอาหารอ่อนร่วมกับใช้วัสดุที่มีคุณสมบัติดูดซับแรง

ใช้ แนวคิดนี้อาศัยปัจจัยเสริมในเรื่องของช่วงเวลาที่ได้รับแรงสั่น อาหารที่ผู้ป่วยรับประทาน จุดสัมผัสขณะสั่น รูปแบบและวัสดุที่ใช้สร้างครอบฟันชั่วคราวบนรากเทียมเป็นตัวช่วย จากการศึกษาทางคลินิก (randomized controlled trial) ในรากเทียมรองรับครอบฟันหลังบนซี่เดียว พบอัตราการละลายตัวของกระดูกครอบรากเทียมภายหลังการให้แรงสั่นแบบก้าวหน้าน้อยกว่าการให้แรงสั่นแบบวิธีดั้งเดิม⁽⁶⁷⁾ ดังนั้น แนวคิดนี้จึงถูกประยุกต์ใช้ในกรณีที่มีการฝังรากเทียมในกระดูกที่มีคุณภาพต่ำ

e) วัสดุบูรณะครอบฟัน

รายงานผลการศึกษาค่าแรงเค้นของครอบฟันบนรากเทียมที่ทำด้วยวัสดุต่างชนิดกัน เช่น ทอง พอร์ซเลนและอะคริลิกเรซิน พบว่า ค่าของแรงเค้นบนครอบฟันไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเมื่อวิเคราะห์ด้วยไฟไนท์อิลเมนต์⁽⁶⁸⁾ สเตรอนเกซ⁽⁶⁹⁾ และทางคลินิก⁽⁶⁹⁾ แต่อย่างไรก็ตาม ยังคงมีรายงานผลการศึกษาขัดแย้งที่แสดงค่าความเค้นต่ำเมื่อบูรณะด้วยวัสดุอะคริลิกเรซิน เนื่องจากคุณสมบัติของอะคริลิกเรซินช่วยลดค่าแรงสั่นซึ่งมีผลให้รากเทียมรับแรงลดลง⁽⁷⁰⁾ ดังนั้น วัสดุอะคริลิกเรซินจึงแนะนำให้ใช้เป็นครอบฟันชั่วคราวเฉพาะกาลและใช้ในกรณีที่ต้องการให้แรงบนรากเทียมแบบก้าวหน้า⁽⁷¹⁾ ส่วนครอบฟันพอร์ซเลนถูกใช้เป็นวัสดุในการรักษาแบบมาตรฐาน (standard of care) ในการบูรณะด้วยรากเทียม⁽⁷²⁾

ความสำคัญของกระบวนการปรับรูปกระดูกต่อรากเทียม

คุณภาพและตำแหน่งของกระดูกเป็นปัจจัยที่มีผลต่อความสำเร็จของรากเทียม โดย Lekholm และ Zarb⁽⁷³⁾ แบ่งประเภทกระดูกตามปริมาณหรือรูปร่าง (ชนิด A ถึง E) และตามคุณภาพของกระดูก (ชนิด 1 ถึง 4) พบว่าอัตราความล้มเหลวของรากเทียมเพิ่มมากขึ้นเมื่อฝังในกระดูกที่มีความหนาแน่นต่ำ⁽⁷⁴⁾ และอัตราความสำเร็จของการฝังรากเทียมในขากรรไกรล่างสูงกว่าขากรรไกรบน⁽²⁷⁾

การปรับรูปกระดูกเป็นกลไกที่อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงของกระดูกเมื่อได้รับสิ่งกระตุ้นเชิงกล (mechanical stimuli) โดยการเปลี่ยนแปลงจะเกิดขึ้นทั้งในส่วนโครงสร้างภายในและภายนอกกระดูก เช่น รูปร่าง ขนาดและพื้นผิวภายนอกกระดูก

กลไกนี้เกิดขึ้นเฉพาะที่และเกิดขึ้นทุกช่วงเวลาจากผลการตอบสนองต่อแรงกระตุ้น⁽⁷⁴⁾

มีความเชื่อว่ากระดูกขากรรไกรบนและล่างสามารถปรับเปลี่ยนรูปร่างได้เมื่อรับแรงสั่นที่ก่อให้เกิดแรงเค้นและแรงเครียดเฉพาะที่⁽⁷⁵⁾ แรงเค้นเฉพาะที่ที่กระทำต่อกระดูกจะส่งผลให้เกิดแรงเครียด โดยแรงเครียดทำให้ความยาวของกระดูกเปลี่ยนแปลงไปเมื่อเทียบกับความยาวดั้งเดิม แสดงในหน่วยไมโครสเตรน (microstrain) (1,000 ไมโครสเตรนเทียบเท่ากับ ความยาวของกระดูกที่เปลี่ยนแปลงไปร้อยละ 0.1) ซึ่งคุณสมบัติความยืดหยุ่น (elastic properties) ของวัสดุที่ถูกแรงกระทำจะมีผลต่อค่าความเครียดที่เกิดขึ้น ดังนั้น แรงสั่นในปริมาณที่เท่ากันอาจส่งผลให้เกิดค่าความเครียดที่แตกต่างกันในกระดูกที่มีคุณสมบัติความยืดหยุ่นต่างกัน

การปรับรูปกระดูกมีผลให้เกิดการเพิ่มขึ้น (bone formation) และลดลงของกระดูก (bone resorption) แรงกระตุ้นเชิงกลที่มีผลให้เกิดการสร้างหรือละลายของกระดูกจะขึ้นกับปริมาณ ความถี่และชนิดของแรงที่มากระทำ Forst⁽⁷⁵⁾ กล่าวว่ากระดูกจะไม่เกิดกระบวนการปรับรูปถ้าความเครียดที่เกิดขึ้นจากแรงกระตุ้นเชิงกลอยู่ภายในขอบเขตที่กระดูกต้านทานได้ ช่วงเวลาที่กระดูกไม่เกิดการปรับรูปนี้ เรียกว่า lazy zone หรือ dead zone โดย Isidor⁽³¹⁾ รายงานว่ากระดูกครอบรากเทียมจะไม่มีการปรับรูปเมื่อค่าความเครียดอยู่ในช่วง 50-1,500 ไมโครสเตรน ในขณะที่จะมีการสร้างกระดูกเมื่อให้แรงกระตุ้นเชิงกลในระดับต่ำที่ส่งผลให้เกิดค่าความเครียดในช่วง 1,500-3,000 ไมโครสเตรน แต่ถ้าแรงกระตุ้นเชิงกลส่งผลให้เกิดค่าความเครียดสูงกว่า 25,000 หรือต่ำกว่า 50-100 ไมโครสเตรน อาจส่งผลให้เกิดการละลายตัวของกระดูกในเวลาต่อมา ดังนั้น การควบคุมแรงกระตุ้นเชิงกลโดยคำนึงถึงปัจจัยที่มีผลต่อแรงสั่นจึงมีความสำคัญต่อปริมาณและความหนาแน่นของกระดูก (bone density) รอบรากเทียม

ในทางคลินิก ปริมาณและทิศทางของแรงสั่นที่ลงสู่รากเทียมเป็นสิ่งที่ต้องควบคุมและสร้างมาตรฐานการวัดแรงสั่นในผู้ป่วยแต่ละรายได้ ดังนั้น แม้ว่าจะพบภาพรังสีที่แสดงถึงการละลายตัวของกระดูกครอบรากเทียมที่สัมพันธ์กับการเกิดแรงเค้นสูงในบริเวณดังกล่าว สาเหตุที่แท้จริงของการละลายตัวของกระดูกและความสัมพันธ์ที่เกี่ยวข้องกับแรงสั่นที่มากกว่าปกติยังคงไม่ปรากฏแน่ชัด⁽³¹⁾

ช่วงเวลาที่เหมาะสมในการให้แรงต่อรากเทียม

Albrektsson และคณะ⁽⁷⁶⁾ นำเสนอเกณฑ์ที่ใช้รายงานผลความสำเร็จของรากเทียมโดยพิจารณาจากระดับของกระดูกรอบรากเทียมบริเวณคอพิน โดยกำหนดว่ากระดูกรอบรากเทียมไม่ควรมีการละลายตัวเกิน 0.2 มิลลิเมตรต่อปีหลังการฝังรากเทียม

ปัจจัยสองประการที่อาจเป็นสิ่งที่ทำให้เกิดการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียม คือ เนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบ (peri-implantitis) และแรงสบฟันที่มากกว่าปกติ (occlusal overloading) โดยพบว่าสภาวะเนื้อเยื่อรอบรากเทียมอักเสบอาจเป็นปัจจัยที่ก่อให้เกิดความล้มเหลวของรากเทียมในระยะแรก (early stage) เนื่องจากภาวะเสียสมดุลของแบคทีเรียรอบรากเทียม⁽⁷⁷⁻⁷⁹⁾ ในขณะที่แรงสบฟันที่มากกว่าปกติอาจก่อให้เกิดแรงเค้นสูงบริเวณช่วงบนของเกลียวรากเทียม ซึ่งนำไปสู่การละลายตัวของกระดูกในเวลาต่อมาได้

การศึกษาในสัตว์ทดลองกล่าวถึงความสัมพันธ์ระหว่างการสบฟันก่อนตำแหน่งกำหนด (premature contact) และการปรับรูปกระดูก พบว่า ไม่พบความเปลี่ยนแปลงของกระดูกรอบรากเทียมจากการตรวจทางพยาธิวิทยาหลังให้แรงบนครอบฟันที่มีความสูงเพิ่มขึ้น 100 ไมครอนเป็นระยะเวลา 4 เดือน⁽⁸⁰⁾ แต่พบการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียมเมื่อให้แรงบนครอบฟันที่มีความสูงมากกว่า 180 ไมครอน^(81,82)

ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยที่เป็นสาเหตุของการละลายตัวของกระดูกกับความล้มเหลวของรากเทียมในระยะท้าย (late stage) ยังไม่ชัดเจน พบว่า แรงสบฟันที่มากกว่าปกติอาจเป็นสาเหตุให้เกิดภาวะบาดเจ็บของกระดูกในระยะแรกของการฝังรากเทียม แต่ปริมาณแรงในระดับเดียวกันอาจไม่ก่อให้เกิดอันตรายต่อรากเทียมในระยะท้ายหรือภายหลังการเกิดกระดูกเชื่อมประสาน (osseointegration) ทั้งนี้ Albrektsson และคณะ⁽⁸³⁾ ได้เสนอแนวคิด biological challenge เพื่ออธิบายถึงปัจจัยที่มีผลให้เกิดการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียมหรือเป็นสาเหตุให้เกิดความล้มเหลวของรากเทียม โดยหนึ่งในปัจจัยเหล่านี้ประกอบด้วยปัจจัยทางด้านพันธุกรรม ซึ่งทันตแพทย์ไม่สามารถควบคุมได้ เช่น คุณภาพของกระดูกก่อนการฝังรากเทียม ปัจจัยดังกล่าวไม่มีผลต่อความล้มเหลวของรากเทียมโดยตรงแต่เมื่อใดที่แรงสบฟันบนรากเทียมสูงกว่าขีดจำกัดการปรับรูปกระดูกอาจนำไปสู่ความล้มเหลวของรากเทียมในเวลาต่อมาได้

ช่วงเวลาให้แรงสบฟัน (loading time) แบ่งออกเป็น 3 ช่วง คือ ดั้งเดิม (conventional), เริ่มต้น (early) และทันที (immediate loading) โดยช่วงเวลาให้แรงสบฟันแบบดั้งเดิม คือ การให้แรงสบฟันต่อชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมภายหลังการฝังรากเทียมมากกว่า 2 เดือน เพื่อให้กระดูกเกิดการเชื่อมประสานรอบรากเทียมอย่างสมบูรณ์ ส่วนช่วงเวลาให้แรงสบฟันแบบเริ่มต้น คือ การให้แรงสบฟันต่อชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมตั้งแต่ช่วง 1 อาทิตย์แรกหลังการฝังรากเทียมไปจนถึง 2 เดือน ในขณะที่ช่วงเวลาให้แรงสบฟันแบบทันที คือ การให้แรงสบฟันต่อชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมภายใน 1 อาทิตย์หลังการฝังรากเทียม⁽⁸⁴⁾ นอกจากนี้ การสร้างจุดสัมผัสขณะสบฟันสามารถแบ่งเป็น 2 แบบ คือ การให้แรงสบฟันเป็นแบบจุดสัมผัส (occlusal loading) และการให้แรงแบบไม่มีจุดสัมผัสขณะสบฟัน (non occlusal loading) โดยการให้แรงแบบมีจุดสัมผัสขณะสบฟัน หมายถึง การสร้างจุดสัมผัสระหว่างครอบฟันบนรากเทียมและฟันคู่สบแบบการสบในศูนย์ (centric occlusion) ในขณะที่การให้แรงแบบไม่มีจุดสัมผัสขณะสบฟัน หมายถึง การสร้างครอบฟันบนรากเทียมขึ้นชั่วคราวภายใน 48 ชั่วโมงหลังการฝังรากเทียม แต่ไม่สร้างจุดสัมผัสระหว่างครอบฟันชั่วคราวบนรากเทียมและฟันคู่สပ်เป็นระยะเวลาอย่างน้อย 2-4 เดือนก่อนการใส่ครอบฟันถาวรต่อไป⁽⁸⁵⁾

จากบทความทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบ (systematic review) พบอัตราความสำเร็จของรากเทียมสูงในทุกช่วงเวลาให้แรงสบฟัน ปัจจัยสำคัญที่ทำให้รากเทียมประสบความสำเร็จเมื่อให้แรงสบฟันแบบทันที คือ เสถียรภาพปฐมภูมิของรากเทียม (primary implant stability)⁽⁸⁶⁾ เมื่อเปรียบเทียบอัตราความสำเร็จของรากเทียมขณะให้แรงสบฟันแบบมีและไม่มีจุดสัมผัสบนรากเทียมในการศึกษาทางคลินิก (randomized controlled trial)⁽⁸⁷⁾ และจากภาพพยาธิวิทยา⁽⁸⁸⁾ พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในแง่การละลายตัวของกระดูกทางภาพถ่ายรังสีและการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อรอบรากเทียม⁽⁸⁷⁾ โดยผลการศึกษาเป็นไปในทิศทางเดียวกันกับรายงานการวิจัยระยะกลาง^(89,90) ที่เปรียบเทียบผลของการให้แรงสบฟันแบบมีและไม่มีจุดสัมผัสในช่วงเวลาให้แรงสบฟันแบบทันทีบนรากเทียมที่รองรับครอบฟันเดี่ยวแบบเซอโคเนีย ซึ่งพบการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียมที่ครอบฟันมีจุดสัมผัสมากกว่าครอบฟันที่ไม่มีจุดสัมผัส

(0.9 : 0.7 mm) แต่อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบันยังไม่พบแน่ชัดถึงประโยชน์ที่ได้รับจากการไม่มีจุดสัมผัสขณะสบฟันต่อครอบฟันบนรากเทียมในช่วงเวลาการเกิดกระดูกเชื่อมประสาน และยังไม่มีพบคำตอบแน่ชัดถึงระยะเวลาที่เหมาะสมในการใส่ครอบฟันชั่วคราวบนรากเทียมก่อนเปลี่ยนเป็นครอบฟันถาวร

บทบาทรูปแบบสบฟันต่อการปรับปรุงกระดูกครอบฟันเทียม

รูปร่างครอบฟันบนรากเทียมที่เหมาะสมรวมถึงแรงสบฟันที่กระทำต่อรากเทียมมีผลต่อการสร้างกระดูกครอบฟันเทียมและช่วยทำให้ระยะเวลาการเกิดกระดูกเชื่อมประสานเร็วขึ้นแรงสบฟันเป็นแรงกระตุ้นเชิงกลทางชีวกลศาสตร์ มีผลต่อระดับแรงเครียดครอบฟันเทียมซึ่งส่งผลให้เกิดการปรับปรุงกระดูกโดยเฉพาะในระยะแรกหลังการฝังรากเทียม จากการศึกษาในอดีตจนถึงปัจจุบัน ยังไม่มีข้อมูลเกี่ยวกับปริมาณแรงเครียดต่ำสุดที่ส่งผลต่อการปรับปรุงกระดูกครอบฟันเทียมและอาจก่อให้เกิดการละลายตัวของกระดูกครอบฟันเทียม⁽⁷⁵⁾ ยังไม่มีข้อมูลที่เพียงพอเกี่ยวกับกระบวนการปรับปรุงกระดูกที่สัมพันธ์กับรูปแบบสบฟัน รูปร่างด้านสบฟันและจุดสัมผัสขณะสบฟันตั้งแต่ระยะแรกถึงระยะท้ายหลังจากฝังรากเทียมยังไม่พบงานวิจัยทางคลินิกและงานวิจัยในสัตว์ทดลองที่ให้ข้อสรุปถึงรูปแบบสบฟันที่เหมาะสมต่ออัตราการเพิ่มขึ้นของกระดูกในช่วงการปรับปรุงกระดูก

เพื่อตอบคำถามข้างต้น การศึกษาวิเคราะห์ไฟไนท์อิล-เมนต์โดย Rungsiyakul และคณะ^(57,91) ศึกษาผลของความชันปุ่มยอดฟัน (0, 10 และ 30 องศา) และตำแหน่งจุดสัมผัสขณะสบฟัน (หลุมกึ่งกลางซี่ฟัน, ตำแหน่ง 1 และ 2 มม.จากหลุมกึ่งกลางซี่ฟันด้านใกล้แก้มในแนวระนาบ) ต่อการเกิดแรงเค้น/เครียดและการปรับปรุงกระดูกครอบฟันเทียม พบค่าแรงเครียดสูงบริเวณส่วนบนของรากเทียมซึ่งสอดคล้องกับลักษณะทางคลินิกที่มักพบการละลายตัวของกระดูกบริเวณเกลียวส่วนต้นรากเทียม อนาคตความชันปุ่มยอดฟันที่เพิ่มขึ้นและจุดสัมผัสขณะสบฟันนอกศูนย์ส่งผลให้เกิดแรงเครียดสูง เมื่อศึกษาถึงกระบวนการปรับปรุงกระดูกในช่วงระยะเวลาตั้งแต่เริ่มฝังรากเทียมถึง 48 เดือนหลังการฝัง โดยดูผลจาก <1> ค่าความหนาแน่นของกระดูกครอบฟันเทียม <2> ค่าความหนาแน่นของพลังงานความเครียด (strain energy density) <3> ค่าการเคลื่อนที่ของตำแหน่งสบฟัน (occlu-

sal displacement) และ <4> ค่าแรงเค้นระหว่างพื้นผิวรากเทียมและกระดูก (bone-implant interfacial stress) พบว่าความชันของปุ่มยอดฟันและตำแหน่งสัมผัสขณะสบฟันนอกศูนย์ (eccentric occlusion) เป็นปัจจัยที่ทำให้อัตราเร่งของการปรับปรุงกระดูกและความหนาแน่นกระดูกบริเวณรอบรากเทียมเพิ่มขึ้น มีผลให้เกิดกระบวนการเชื่อมประสานระหว่างรากเทียมและกระดูกอย่างรวดเร็ว ทำให้ทันตแพทย์สามารถให้แรงสบฟันบนครอบฟันบนรากเทียมเร็วขึ้นเช่นกัน แต่อย่างไรก็ตาม แม้ว่าการเพิ่มความชันปุ่มยอดฟันและระยะจุดสัมผัสขณะสบฟันนอกศูนย์จะส่งผลเชิงบวกในการเพิ่มอัตราเร่งของการปรับปรุงกระดูก กลับพบค่าแรงเค้นบริเวณรอยต่อผิวรากเทียมและกระดูกสูง ค่าที่เพิ่มขึ้นนี้อาจส่งผลให้เกิดการละลายของกระดูกครอบฟันเทียมได้ ในทางกลับกันเมื่อความชันของปุ่มยอดฟันลดลงและจุดสัมผัสขณะสบฟันอยู่ใกล้แนวแกนรากเทียมมากขึ้น จะมีผลให้อัตราการปรับปรุงกระดูกช้าลงรวมทั้งค่าความหนาแน่นของกระดูกลดลง ซึ่งมีผลให้ลดอัตราการเกิดกระดูกเชื่อมประสานได้

กล่าวโดยสรุป รูปร่างครอบฟันบนรากเทียมรวมถึงจุดสัมผัสขณะสบฟันมีผลต่ออัตราการปรับปรุงกระดูก แต่อย่างไรก็ตาม ข้อมูลดังกล่าวอ้างอิงจากการศึกษาไฟไนท์อิล-เมนต์เท่านั้น การศึกษาในสัตว์ทดลองและทางคลินิกยังมีความจำเป็นในการสนับสนุนข้อมูลข้างต้น นอกจากนี้ งานวิจัยไฟไนท์อิล-เมนต์ในรูปแบบ optimization เพื่อหาค่าที่เหมาะสมที่สุดเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างครอบฟันบนรากเทียมต่อค่าแรงเค้น/เครียดและการปรับปรุงกระดูกครอบฟันเทียมซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการวางแผนการรักษาการบูรณะฟันในอนาคต่อไป

สรุป

โดยสรุป รูปแบบการสบฟันในงานทันตกรรมรากเทียมส่วนใหญ่ประยุกต์มาจากรูปแบบการสบฟันในฟันเทียมแบบติดแน่นและถอดได้ โดยรูปแบบการสบฟันแนะนำให้ใช้กับชิ้นงานบูรณะบนรากเทียมถูกรวบรวมไว้ในตารางที่ 2 และ 3^(32, 36,41,48,49,54-58) แต่อย่างไรก็ตาม แม้ว่าการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับรูปแบบการสบฟันในรากเทียมจะถูกพัฒนาอย่างต่อเนื่องแต่จำนวนการศึกษาที่พบมีน้อยและการศึกษาส่วนใหญ่มีระดับคุณภาพของหลักฐานต่ำ (low level of evidence) รูปแบบการสบฟันบนรากเทียมที่ใช้ในปัจจุบันจึงมัก

ขึ้นอยู่กับประสบการณ์ของทันตแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเป็นหลัก จากบทความทบทวนวรรณกรรมอย่างเป็นระบบ (systematic review) พบว่าไม่มีรูปแบบการสบฟันใดที่ให้ประสิทธิภาพดีกว่ากัน⁽³⁶⁾ นอกจากนี้ การศึกษาความสัมพันธ์เกี่ยวกับรูปแบบการสบฟันต่อการปรับรูปกระดูกขากรรไกรเทียมยังพบได้น้อย การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างรูปแบบการสบฟัน ความสำเร็จของรากเทียมในระยะยาว ต่อรูปแบบแรงสบฟันบนรากเทียม และกระดูกรองรับรากเทียมอาจเป็นประโยชน์ในอนาคตมากขึ้น

เอกสารอ้างอิง

1. Naert IE, Duyck JAJ, Hosny MMF, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(3): 237-244.
2. Salinas TJ, Eckert SE. In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant- as compared to tooth-supported restorations? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(suppl): 71-92.
3. Klineberg I. Introduction: From osseointegration to osseoperception. The functional translation. *Clin Exp Pharma Physio* 2005; 32(1-2): 97-99.
4. El-Sheikh AM, Hobkirk JA, Howell PGT, Gilthorpe MS. Changes in passive tactile sensibility associated with dental implants following their placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(2): 266-272.
5. Jacobs R, Van Steenberghe D. Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(5): 549-554.
6. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3): 345-353.
7. Raadsheer MC, van Eijden T, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dental Res* 1999; 78(1): 31-42.
8. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J of Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(1): 99-108.
9. Wang JS, Stohler CS. Textural properties of food used in studies of mastication. *J Dental Res* 1990; 69(9): 1546-1550.
10. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1): 15-46.
11. Misch CE, Susuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dentistry* 2005; 14(2): 108-116.
12. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Res* 2000; 11(suppl 1): 156-158.
13. Hibbeler R, *Mechanics of materials*, in Stress, R. Hibbeler, Editor. 2008, Pearson Education South Asia PTE LTD.: Singapore. p. 24-31.
14. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Sloten JV, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Res* 2001; 12(3): 207-218.
15. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe F. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(6): 552-558.

16. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load - A study in the dog (I). *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(1): 1-8.
17. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions adjacent to titanium implants with different surface characteristics subjected to static load. A study in the dog (II). *Clin Oral Implants Res* 2001; 12(3): 196-201.
18. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions at implants subjected to experimental peri-implantitis and static load - A study in the dog. *J Clin Perio* 2002; 29(2): 144-151.
19. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(4): 401-412.
20. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14(1): 97-102.
21. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prost Dent* 2004; 92(6): 523-530.
22. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(5): 541-548.
23. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Pros Dent* 1996; 76(2): 158-164.
24. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants - A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(2): 143-152.
25. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(1): 1-9.
26. Naert I, Quirynen M, Vansteenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. 2. prosthetic aspects *J Pros Dent* 1992; 68(6): 949-956.
27. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(6): 707-714.
28. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(5): 441-451.
29. Halg GA, Schmid J, Hammerle CHF. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(10): 983-990.
30. Sanz M, Naert I. Biomechanics/risk management (Working Group 2). *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(suppl 4): 107-111.
31. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17(suppl 2): 8-18.
32. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(1): 26-35.

33. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthodont Dent* 1994; 71(1): 23-26.
34. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature, Part 2. *J Prosthodont Dent* 1994; 3(2): 114-118.
35. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 (suppl 4): 67-72.
36. Klineberg I, Kingston D, Murray G. The bases for using a particular occlusal design in tooth and implant-borne reconstructions and complete dentures. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 (suppl 3): 151-167.
37. Curtis DA, Sharma A, Finzen FC, Kao RT. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous patient. *J California Dent Assoc* 2000; 28(10): 771-779.
38. Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dental Update* 1997; 24(10): 416-420.
39. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthodont Dent* 1996; 76(1): 50-55.
40. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995; 8(5): 421-433.
41. Weinberg LA. Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy. *Int J Prosthodont* 1998; 11(1): 55-69.
42. Christen. Ft. Mandibular free end denture *J Pros Dent* 1962; 12(1): 111.
43. Morneburg TR, Proschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont* 2003; 16(5): 481-486.
44. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthodont Dent* 2004; 91(2): 144-150.
45. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(3): 360-370.
46. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3): 326-334.
47. Khamis MM, Zaki HS, Rudy TE. A comparison of the effect of different occlusal forms in mandibular implant overdentures. *J Prosthodont Dent* 1998; 79(4): 422-429.
48. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: A prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002; 15(6): 575-581.
49. Abichandani SJ, Bhojaraju N, Guttal S, J S. Implant protected occlusion: A comprehensive review. *Eur J Prosthodont* 2013; 1(2): 29-36.
50. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium* 1994; 15(11): 1330-1344.
51. Misch CE, Bides MW. Implant-protected occlusion. *Int J Dent Symp* 1994; 2(1): 32-37.

52. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int* 1989; 20(7): 473-480.
53. Dawson PE, ed. *Evaluation, Diagnosis and Treatment of Occlusal Problems: A Textbook of Occlusion*. 1978, CV Mosby Co: St Louis.
54. Stanford CM. Issues and considerations in dental implant occlusion: what do we know, and what do we need to find out? *J California Dent Assoc* 2005; 33(4): 329-336.
55. Taylor TD, Wiens J, Carr A. Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: A literature review. *J Prosthet Dent* 2005; 94(6): 555-560.
56. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996; 76(2): 165-169.
57. Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Appleyard R, Li Q, Swain M, Klineberg I. Loading of a Single Implant in Simulated Bone. *Int J Prosthodont* 2011; 24(2): 140-143.
58. Wood MR, Vermilyea SG. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2004; 92(5): 447-462.
59. Schulte W. Implants and the periodontium. *Int Dent J* 1995; 45(1): 16-26.
60. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent* 2007; 97(2): 85-92.
61. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5): 660-666.
62. Wismeyer D, van Waas MA, Vermeeren JJ. Overdentures supported by ITI implants: a 6.5-year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(6): 744-749.
63. Mericske-Stern R. Forces on implants supporting overdentures: a preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(3): 254-263.
64. Wismeijer D, van Waas MA, Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. *J Prosthet Dent* 1995; 74(4): 380-384.
65. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(1): 70-77.
66. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(6): 643-653.
67. Appleton RS, Nummikoski PV, Pigno MA, Cronin RJ, Chung KH. A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(2): 161-167.
68. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determination the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces *J Prosthet Dent* 1992; 67(3): 361-364.

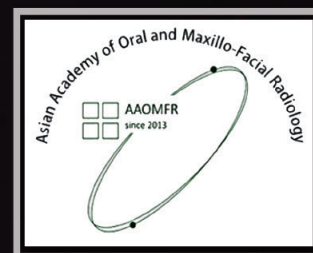
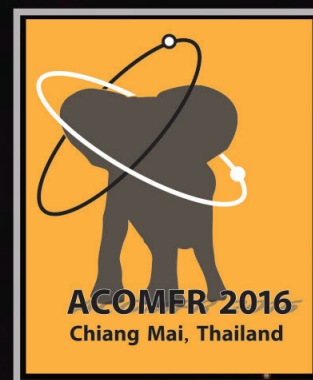
69. Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(3): 345-352.
70. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont* 1991; 4(3): 282-291.
71. Misch CE, *Progressive bone loading*. Contemporary Implant Dentistry, ed. C.E. Misch. 1999, St Louis: Mosby.
72. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: Current perspectives and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1): 66-75.
73. Lekholm U, Zarb G, *Patient selection and preparation.*, in *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*, P.-I. Branemark, G. Zarb, and T. Albrektsson, Editors. 1985, Quintessence. Chicago. p. 199-209.
74. Marx RE, Garg AK. Bone structure, metabolism, and physiology: its impact on dental implantology. *Implant Dent* 1998; 7(4): 267-276.
75. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthodont* 2004; 74(1): 3-15.
76. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1): 11-25.
77. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. *J Clin Periodont* 2008; 35(suppl8): 286-291.
78. Schou S, Holmstrup P, Stoltze K, Hjorting-Hansen E, Kornman KS. Ligature-induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4(1): 12-22.
79. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3(1): 9-16.
80. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(5): 677-683.
81. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(3): 425-431.
82. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 4: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(3): 384-390.
83. Albrektsson T, Brunski J, Wennerberg A. 'A Requiem for the Periodontal Ligament' Revisited. *Int J Prosthodont* 2009; 22(2): 120-122.
84. Gallucci GO BG, Eckert SE, Papaspyridakos P, Schimmel M, Schrott A, Weber H. Consensus statements and clinical recommendations for implant loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(suppl): 287-290.
85. Aparicio C, Rangert B, Sennerby L. Immediate/early loading of dental implants: a report from the Sociedad Espanola de Implantes World Congress consensus meeting in Barcelona, Spain, 2002. *Clin Implant Dent Related Res* 2003; 5(1): 57-60.
86. Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2013; 1(3): 1-94.

87. Lindeboom JA, Frenken JW, Dubois L, Frank M, Abbink I, Kroon FH. Immediate loading versus immediate provisionalization of maxillary single-tooth replacements: A prospective randomized study with BioComp implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64(6): 936-942.
88. Degidi M, Piattelli A, Shibli JA, Perrotti V, Lezzi G. Early Bone Formation Around Immediately Restored Implants With and Without Occlusal Contact: A Human Histologic and Histomorphometric Evaluation. Case Report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(4): 734-739.
89. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. A comparison between immediate loading and immediate restoration in cases of partial posterior mandibular edentulism: a 3-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(7): 682-687.
90. Cannizarro G, Torchio C, Felice P, Leone M, Esposito M. Immediate occlusal versus non-occlusal loading of single zirconia implants. A multicentre pragmatic randomised clinical trial. *Eur J Oral Implantol* 2010; 3(2): 111-120.
91. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of Occlusal Inclination and Loading on Mandibular Bone Remodeling: A Finite Element Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(3): 527-537.

The 11th Asian Congress of Oral and Maxillo-Facial Radiology Chiang Mai, Thailand November 10–12, 2016

See more information on this Website :

<http://www.acomfr2016.org/>



Opening Period for Abstract Submission
February 1, 2016 to May 15, 2016

Supported By **NewTom**
what's next