

ปัจจัยที่มีผลต่อกระบวนการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียม และช่วงเวลาการให้แรงแก่รากเทียม

Factors Affecting to Bone Remodeling and Loading Protocol of Dental Implant

อังกูร ศักดิ์เรืองแมน¹, ชาย รังสิยากุล², มาริสา สุขพัทธ์³, ปัทริกา อังกสิทธิ์³, พิมพ์เดือน รังสิยากุล³
นักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่¹
²ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
³ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Angkoon Sakruengman¹, Chaiy Rungsiyakull², Marisa Sukapattee³, Pattarika Angkasith³, Pimduen Rungsiyakull³
¹Graduate student, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
²Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University
³Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2563; 41(1) : 27-43
CM Dent J 2020; 41(1) : 27-43

Received: 19 June, 2018
Revised: 2 November, 2018
Accepted: 27 November, 2018

บทคัดย่อ

กระบวนการปรับรูปกระดูกเป็นขั้นตอนหนึ่งที่สำคัญของการหายของแผล และเป็นตัวบ่งชี้ถึงความสำเร็จของการเกิดกระดูกเชื่อมประสานและเสถียรภาพของรากเทียม โดยวัตถุประสงค์ของการทบทวนวรรณกรรมเพื่ออธิบายความรู้เกี่ยวกับปัจจัยที่มีผลต่อการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียมโดยเฉพาะปัจจัยเรื่องของแรง

การค้นหาค้นหาบทความภาษาอังกฤษและภาษาไทยได้จากฐานข้อมูล พับเมด (PubMed) โดยใช้คำสำคัญในการค้นหาคือ กระบวนการปรับรูปกระดูก รากเทียม กระดูกรอบรากเทียมและ แรง ร่วมกับการค้นหาด้วยมือ หลังจากคัดเลือกบทความที่เกี่ยวข้องทำให้ได้บทความที่นำมาศึกษา

Abstract

Bone remodeling is an important healing process and is considered as an indicator of successful osseointegration and stability of a dental implant. The aim of this article was to review the various factors affecting the bone remodeling process around dental implants, focusing on force.

A literature search in English and Thai was conducted using the PubMed database and a hand search with keywords of “bone remodeling,” “dental implant,” “peri implant bone ” and “force.” After that, 101 articles were selected. This litera-

Corresponding Author:

พิมพ์เดือน รังสิยากุล

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร., ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50200

Pimduen Rungsiyakull

Assistant Professor; Dr., Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University,
Chiang Mai 50200, Thailand
E-mail: pimduen.rungsiyakull@cmu.ac.th

จำนวน 101 บทความ โดยการทบทวนวรรณกรรมครั้งนี้ได้รวบรวมความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับกระบวนการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียมหลังจากฝังรากเทียม การตอบสนองของกระดูกต่อแรงจากการกัด ปัจจัยที่มีผลต่อกระบวนการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียม รวมไปถึงความรู้เกี่ยวกับช่วงเวลาที่แตกต่างกันในการให้แรงแก่รากเทียม ได้แก่ การให้แรงแบบดั้งเดิม แบบก่อนกำหนดและแบบทันที

ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อกระบวนการปรับรูปกระดูกมีหลายประการ แรงถือเป็นปัจจัยที่สำคัญที่ทำให้เกิดการถ่ายทอดแรงเชิงกลจากด้านบดเคี้ยวสู่กระดูกรอบรากเทียม แรงถ่ายทอดสู่กระดูกที่เหมาะสมสามารถทำให้เกิดการพอกสะสมของกระดูกมากขึ้นและรักษาการทำงานของกระดูกให้เป็นปกติรวมไปถึงเพิ่มความแข็งแรงในการยึดเกาะของรากเทียมกับกระดูกโดยไม่ทำให้ความแข็งแรงบริเวณผิวสัมผัสของกระดูกและรากเทียมอ่อนแอลง การให้แรงแก่สิ่งบูรณะที่เหมาะสมในช่วงเวลาที่แตกต่างกันภายหลังการฝังรากเทียมอาจทำให้อัตราการปรับรูปกระดูกรวดเร็วขึ้น ส่งผลดีต่อผู้ป่วยในแง่ของการลดเวลาการรักษาและจำนวนครั้งของการผ่าตัด

คำสำคัญ: กระบวนการปรับรูปกระดูก รากเทียม แรง รูปแบบการให้แรง กระดูกรอบรากเทียม

ture review compiles basic knowledge on the bone remodeling process after implant placement, bone responses to occlusal load, and factors affecting peri-implant bone remodeling (including different loading protocols that are classified into conventional, early and immediate loading).

Various factors affect the bone remodeling process, Force is regarded as an important factor, which transfers optimal mechanical loading from occlusal loading to the bone around the dental implant. Optimal mechanical force, transferred to the bone, leads to bone apposition, and eventually maintains the bone's functionality and engagement without compromising the strength of the bone-implant contact. Applied optimal force to the restoration at different time after implant placement may enhance a faster bone remodeling rate and give an advantage to patients in reducing treatment time and surgery procedure.

Keywords: bone remodeling, dental implant, force, loading protocol, peri-implant bone

บทนำ

การฝังรากเทียมเพื่อการรักษาทดแทนฟันที่สูญเสียไปนับว่าได้รับความนิยมเพิ่มมากขึ้นในปัจจุบัน ซึ่งขั้นตอนหนึ่งของการรักษาคือการผ่าตัดฝังรากเทียมซึ่งต้องมีความเกี่ยวข้องกับกระบวนการหายของแผลอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ การปรับรูปกระดูก (bone remodeling) เป็นขั้นตอนหนึ่งที่สำคัญของกระบวนการหายของแผลที่ส่งผลต่อการเกิดกระดูกเชื่อมประสาน (osseointegration) ที่สมบูรณ์ ทำให้รากเทียมมีเสถียรภาพที่ดีและประสบความสำเร็จในการรักษาตามมา โดยกระบวนการปรับรูปกระดูกได้รับอิทธิพลจากหลายปัจจัย⁽¹⁾ แรงที่กระทำต่อกระดูกเป็นปัจจัยหนึ่งที่มีความสำคัญ ดังนั้นเพื่อเป็นการเร่งให้เกิดอัตราการปรับรูปกระดูกที่รวดเร็วขึ้นจึงพิจารณาให้แรงแก่รากเทียมในระหว่างที่เกิดการหายของแผลเพื่อผลประโยชน์แก่ผู้ป่วยในแง่ของการลดเวลาการรักษาและ

จำนวนครั้งของการผ่าตัดลง⁽²⁾

การทบทวนวรรณกรรมมีจุดประสงค์เพื่ออธิบายให้มีความเข้าใจในเรื่องขั้นตอนการหายของแผลโดยเฉพาะการปรับรูปกระดูก ความสัมพันธ์ของแรงและกระบวนการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียม ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการตอบสนองของกระดูกต่อแรง รวมทั้งปัจจัยของสิ่งบูรณะบนรากเทียมที่มีผลต่อการปรับรูปกระดูก เช่น รูปแบบการสบฟัน รูปร่างด้านสบฟันรวมถึงประเภทของวัสดุบูรณะ นอกจากนี้ความรู้ในเรื่องของช่วงเวลาในการให้แรงแก่รากเทียมในแบบต่าง ๆ เช่น นิยาม ข้อควรพิจารณา ช่วงเวลาที่เหมาะสม ปัจจัยเสี่ยง เครื่องมือการวินิจฉัยเสถียรภาพของรากเทียมและความสัมพันธ์ของอัตราการปรับรูปกระดูกกับการให้แรงก่อนกำหนดได้ถูกทบทวนเพื่อเสริมความเข้าใจเพื่อสามารถนำความรู้ไปประยุกต์ใช้ต่อไป

กระบวนการค้นหาข้อมูลได้ค้นหาฐานข้อมูล พับเมต โดยใช้คำสำคัญในการค้นหาคือ กระบวนการปรับรูปกระดูก รากเทียมทางทันตกรรม ร่วมกับการค้นหาด้วยมือ ซึ่งพบ บทความทั้งหมด 250 บทความ โดยมีเกณฑ์การคัดเข้า (inclusion criteria) ของบทความที่จะนำมาศึกษาคือต้องเป็น บทความที่เกี่ยวกับกระบวนการปรับรูปกระดูกครอบรากเทียม มีปัจจัยเรื่องแรงเกี่ยวข้อง ในรูปแบบการให้แรงต่าง ๆ ที่เกิด บริเวณกระดูกครอบรากเทียม และเป็นบทความภาษาอังกฤษ และภาษาไทย เกณฑ์การคัดออก (exclusion) คือบทความที่ไม่มีการกล่าวถึงกระดูกขากรรไกรของมนุษย์ บทความที่กล่าว ถึงการปรับรูปกระดูกของกระดูกที่มีภาวะผิดปกติ หรือสภาวะ ที่เป็นโรคและบทความที่มีการให้แรงกับกระดูกอย่างผิดปกติ หรือเกิดการบาดเจ็บของกระดูก ไม่กล่าวถึงปัจจัยเรื่องแรง ต่อการตอบสนองของกระดูกครอบรากเทียม หลังจากคัดเลือก บทความที่เกี่ยวข้องทำให้ได้บทความที่นำมาศึกษาจำนวน 101 บทความและนำมาทบทวนวรรณกรรมต่อไป

กระบวนการปรับรูปกระดูกในขั้นตอนการหายของแผล หลังฝังรากเทียม

สิ่งหนึ่งที่สำคัญต่อความสำเร็จของการฝังรากเทียมขึ้น อยู่กับการมีกระดูกสะสมเกิดขึ้นที่ผิวรากเทียมในระหว่าง การหายของแผลหลังฝังรากเทียม ทำให้ได้เสถียรภาพของราก เทียมที่ดีตามมาการฝังรากเทียมจำเป็นต้องมีการผ่าตัดขา กรรไกรเกิดขึ้นอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ ทำให้เกิดการบาดเจ็บ ของกระดูกและเนื้อเยื่ออ่อน ขั้นตอนการหายของแผลเริ่มจาก เกิดการอักเสบเฉียบพลันร่วมกับการมีลิ่มเลือดระหว่างกระดูก และผิวรากเทียม หลังจากนั้นเริ่มมีการเข้ามาของเซลล์อักเสบ และเซลล์ภูมิคุ้มกันต่าง ๆ ขั้นตอนต่อไปคือมีการเหนี่ยวนำให้ เกิดการสร้างกระดูก (osteoconduction) เป็นผลจากการเข้า มาที่บริเวณผิวของรากเทียมของเซลล์สร้างกระดูก (osteogenic cell) ในบริเวณที่มีลิ่มเลือดรอบ ๆ ผิวรากเทียม⁽³⁾ เซลล์ สร้างกระดูกจะสร้างกระดูกเริ่มแรกคือกระดูกสาน (woven bone) ภายใต้สภาวะที่เหมาะสมคือกรณีที่เกิดการบาดเจ็บ ของกระดูกน้อยและมีเลือดมาเลี้ยงเพียงพอ โดยกระดูกสาน จะถูกสร้างมาจนถึงผิวของรากเทียมภายใน 6 สัปดาห์⁽¹⁾ คุณสมบัติของกระดูกสานเป็นกระดูกที่มีการสะสมแร่ธาตุน้อย มีเส้นใยเรียงตัวอย่างไร้ทิศทาง มีความแข็งแรงต่ำทำให้ไม่ สามารถรับแรงได้ หลังจากนั้นกระดูกสานจะถูกแทนที่ด้วย

กระดูกชั้นบางที่อัดแน่น (lamella bone compaction) ซึ่งเป็นกระดูกที่มีแร่ธาตุสะสมมากและมีการเรียงตัวของเส้นใย ที่เป็นระเบียบในเวลา 18 สัปดาห์ ซึ่งทำให้เพิ่มความสามารถ การรับแรงของกระดูก (load-bearing capability)⁽¹⁾ ในขณะที่ มีการแทนที่ด้วยกระดูกชั้นบางที่อัดแน่นจะเกิดการปรับรูป กระดูกบริเวณผิวรอยต่อของรากเทียมกับกระดูก (bone-implant interface) เกิดขึ้นซึ่งเป็นการเปลี่ยนกระดูกตายที่เกิดจากการใช้เครื่องมือเจาะเพื่อฝังรากเทียมให้เป็นกระดูก ที่มีชีวิตเพื่อเพิ่มความแข็งแรงบริเวณรากเทียมที่ติดกับกระดูก และยังเป็นการเตรียมเนื้อเยื่อให้เหมาะสมต่อการหายของแผล ในระยะยาวต่อไปซึ่งใช้เวลาประมาณ 18 สัปดาห์เช่นเดียวกัน หลังจากนั้นจะเป็นการเจริญของกระดูก (bone maturation) ทำให้เกิดการปรับรูปกระดูกที่รองรับรากเทียมอย่างต่อเนื่อง โดยมีอัตราการปรับรูปกระดูกที่ใกล้เคียงกับผิวรากเทียมร้อยละ 20 ต่อปี โดยกระบวนการนี้ใช้เวลา 1 ปีในมนุษย์⁽¹⁾ ขั้นตอน การปรับรูปกระดูกนี้ถือว่ามีความสำคัญ เพราะเป็นกระบวนการที่ส่งผลให้เกิดกระดูกประสานที่สมบูรณ์ ทำให้รากเทียม ยึดกับกระดูกได้ดี

การปรับรูปกระดูกมีความสำคัญต่อกระดูกทึบ (cortical bone) และกระดูกโปร่ง (cancellous bone) โดยเป็นกลไกที่ทำให้เกิดการเจริญเติบโต การปรับตัว และการเปลี่ยนแปลง ของกระดูก การปรับรูปกระดูกจะเกิดในลักษณะเฉพาะ ที่มีการสร้างและสลายกระดูกควบคู่กันไป⁽¹⁾ โดยเกิดการ แทนที่กระดูกเดิมที่มีอยู่แล้วซึ่งเห็นการเปลี่ยนแปลงได้จาก กล้องจุลทรรศน์ การปรับรูปกระดูกนั้นไม่สามารถเห็นการ เปลี่ยนแปลงจากภาพรังสีแต่สามารถเห็นการเปลี่ยนแปลง ได้จากการทำการวิเคราะห์การกระจาย (scintillation scans) โดยเชื่อว่าเซลล์ที่เกี่ยวข้องของการปรับรูปกระดูก อันได้แก่ เซลล์สร้างกระดูก (osteoblasts) เซลล์สลายกระดูก (osteoclasts) รวมไปถึงสารตั้งต้นต่างทำงานโดยการส่ง สัญญาณผ่านทางสารเคมีที่เรียกว่า สารปัจจัยคู่ควบ (coupling factors) เช่น สารเปลี่ยนปัจจัยการเติบโตชนิดเบต้า (transforming growth factor β)⁽¹⁾ การบาดเจ็บและแผลผ่าตัด จากการฝังรากเทียมหรือการผ่าตัดกระดูกมักจะทำให้เกิด การกระตุ้นการปรับรูปกระดูกและถูกควบคุมโดยสัญญาณทาง เมแทบอลิซึม (metabolism) สัญญาณเชิงกล และนอกจาก นี้ยังถูกควบคุมโดยฮอร์โมนและสารเมแทบอลิกอื่น ๆ เช่น สารเร่งการเจริญเติบโต (growth factor) โพรสตาแกลน

ดิน (prostaglandin) พาราไทรอยด์ฮอร์โมน (parathyroid hormone) และเอสโตรเจน (estrogen)⁽¹⁾ โดยปัจจัยที่มีผลต่อการปรับรูปกระดูกแสดงในตารางที่ 1

การตอบสนองของกระดูกต่อแรง

a) กฎของ Wolff (Wolff's law)

กระดูกเป็นเนื้อเยื่อที่มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ตลอด โดยกระดูกขากรรไกรบนและล่างมีการปรับตัวกับแรงเชิงกลที่มากระทำซึ่งส่งผลต่อความแข็งแรงและการทำหน้าที่ที่เหมาะสมได้เช่นเดียวกับกระดูกส่วนอื่นของร่างกาย⁽⁴⁾ แรงเชิงกลหลักที่มากระทำกับขากรรไกรบนและล่างเกิดจากแรงบดเคี้ยวจากกล้ามเนื้อ การเปลี่ยนแปลงของกระดูกนั้นดำเนินไปตามกฎของ Wolff ซึ่งพัฒนาขึ้นมาโดยศัลยแพทย์ชาวเยอรมันคือ Julius Wolff ในศตวรรษที่ 19 ซึ่งกล่าวไว้ว่ากระดูกของมนุษย์หรือสัตว์ที่มีสุขภาพดีจะเกิดการปรับตัวต่อแรงที่มากระทำต่อกระดูกนั้น โดยหากมีการเพิ่มขึ้นของแรงที่กระทำกับกระดูกจะทำให้เกิดการปรับรูปเมื่อเวลาผ่านไป ทำให้มีความแข็งแรงมากขึ้นและเพื่อให้ต้านต่อแรงที่กระทำได้^(5,6) โดยจะเกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างภายในของกระดูกคือส่วนเสี้ยนใยกระดูก (trabeculae) ตามมาด้วยการเปลี่ยนแปลงเนื้อกระดูกที่ที่อยู่ภายนอกซึ่งส่งผลให้กระดูกมีการหนาตัวขึ้น เช่น กระดูกแขนของนักเทนนิสที่มีความแข็งแรงมากเป็นพิเศษ เกิดจากการปรับตัวหลังได้รับแรงระหว่างการฝึกฝน⁽⁷⁾ และอาการคอบิด (torticollis) ส่งผลต่อการเจริญของ

กะโหลกศีรษะและใบหน้าที่ผิดปกติ⁽⁸⁾ เป็นต้น ในทางตรงกันข้ามหากแรงที่กระทำกับกระดูกลดลง จะทำให้ความหนาแน่นของกระดูกลดลงและมีความอ่อนแอมากขึ้นเนื่องจากขาดสิ่งกระตุ้นที่จะทำให้เกิดการปรับรูปกระดูก⁽⁹⁾ การลดลงของความหนาแน่นของกระดูกนี้เรียกว่า การป้องกันความเค้น (stress shielding) เกิดจากการนำความเครียดที่กระดูกเคยได้รับเป็นปกติออกไป เช่น การใส่สิ่งปลูกฝังที่บริเวณสะโพก (hip prosthesis) ทำให้ความเครียดที่เคยถ่ายทอดลงสู่กระดูกตามปกติถูกถ่ายทอดลงสู่สิ่งปลูกฝังแทน ทำให้กระดูกไม่ได้รับการกระตุ้นจึงไม่เกิดการปรับรูปอย่างต่อเนื่องเพื่อรักษามวลกระดูกเอาไว้ให้คงเดิม ส่งผลให้กระดูกมีความหนาแน่นน้อยลงและอ่อนแอ⁽¹⁰⁾

b) ทฤษฎีของ Frost (Mechanostat theory of Frost)

เมคานอสแตต (Mechanostat) คือแบบจำลองที่อธิบายเกี่ยวกับการเจริญและการสูญสลายตัวของกระดูก ซึ่งถือว่าเป็นทฤษฎีที่ขยายความกฎของ Wolff ให้ละเอียดมากขึ้น ทฤษฎีนี้ถูกตั้งขึ้นโดย Harold Frost⁽⁴⁾ ในช่วงปี 1960 โดยกล่าวว่าการเปลี่ยนรูปความยืดหยุ่นเชิงกลเฉพาะที่ของกระดูก (local mechanical elastic deformation of bone) สามารถกระตุ้นให้เกิดการเจริญหรือการสูญสลายตัวของกระดูกได้ แรงที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างลักษณะยืดหยุ่นของกระดูกเกิดจากแรงกระทำของกล้ามเนื้อ การปรับตัวของกระดูกดังกล่าวเป็นกระบวนการที่เกิดขึ้นได้ตลอดชีวิต

ตารางที่ 1 ปัจจัยที่มีผลต่อการกระบวนการปรับรูปกระดูก (ดัดแปลงจาก Misch CE ในปี ค.ศ. 1999)⁽¹⁾

Table 1 Factors effect bone remodeling (Modified from Misch CE, 1999)⁽¹⁾

ปัจจัยเชิงกล (Mechanical) ⁽⁴⁾	ปริมาณไหลสูงสุดหน่วยไมโครสเตรน (µε)
ระดับการฝ่อเหตุไม่ใช้ (disuse atrophy)	50 – 100
ระดับสถานะคงที่ (steady state)	100 – 1,500
ระดับแรงเกินพิกัดเล็กน้อย (mild overload)	1,500 – 3,000
ระดับแรงเกินพิกัด (overload)	มากกว่า 3,000
ปัจจัยทางระบบต่อมไร้ท่อ (Endocrine)	ตัวอย่างสารที่เกี่ยวข้อง
<ul style="list-style-type: none"> • ฮอร์โมนเกี่ยวกับระบบเมแทบอลิกของกระดูก (bone metabolic hormones) • โกรทฮอร์โมน (growth hormones) • ฮอร์โมนเพศ (sex hormones) 	<ul style="list-style-type: none"> • พาราไทรอยด์ฮอร์โมน (PTH), วิตามิน ดี (vitamin D), แคลซิโทนิน (calcitonin) • โซมาโตโทรฟิน (somatotropin), สารที่ออกฤทธิ์คล้ายอินซูลิน 1 และ 2 (IGF I, IGF II) • เทสโทสเตอโรน (testosterone), เอสโตรเจน (estrogen)
ปัจจัยทางระบบพาราไครน์ (paracrine) และ ออร์โตไครน์ (autocrine)	สารที่ออกฤทธิ์เฉพาะที่หลายชนิด

และกระดูกสามารถปรับตัวให้มีคุณสมบัติเชิงกลให้เหมาะสมกับการทำหน้าที่ในชีวิตประจำวัน เช่น มวลของกระดูก (bone mass) รูปร่าง (geometry) และความแข็งแรง (strength)⁽⁴⁾

การเปลี่ยนแปลงรูปร่างลักษณะยึดหยุ่นของกระดูกที่เกิดจากแรงเค้นเฉพาะที่มากกว่าจะส่งผลให้เกิดความเครียด (strain) โดยความเครียดทำให้ความยาวของกระดูกเปลี่ยนแปลงไปเมื่อเทียบกับความยาวดั้งเดิม แสดงในหน่วย

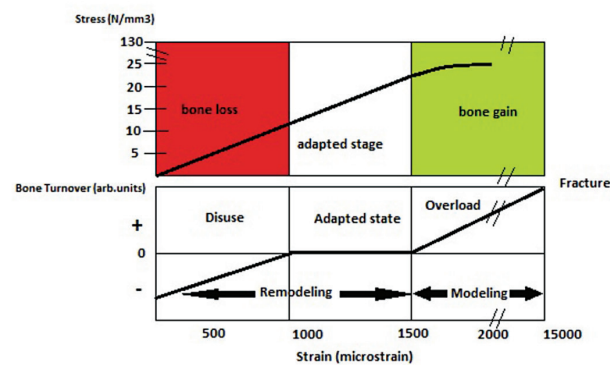
ไมโครสเตรน (microstrain) (1,000 ไมโครสเตรนเทียบเท่ากับความยาวของกระดูกที่เปลี่ยนแปลงไปร้อยละ 0.1) Frost ได้อธิบายถึงบริเวณช่วงของการเปลี่ยนแปลงรูปร่างลักษณะยึดหยุ่นของกระดูกไว้ 4 สถานะดังแสดงในตารางที่ 2⁽¹¹⁾

เกณฑ์การปรับรูปกระดูกที่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงรูปร่างลักษณะยึดหยุ่นของกระดูกแสดงได้ดังรูปที่ 1

ตารางที่ 2 ช่วงของการเปลี่ยนแปลงรูปร่างลักษณะยึดหยุ่นของกระดูกที่ส่งผลต่อการปรับรูปกระดูก (ดัดแปลงจาก Frost HM ในปี ค.ศ. 2000)⁽¹¹⁾

Table 2 Regions of elastic bone deformation which result in different bone remodeling (Modified from Frost HM, 2000)⁽¹¹⁾

สถานะ	ปริมาณความเครียดในกระดูก	ผลต่อกระดูก
ไม่ใช้งาน (disuse)	น้อยกว่า 800 ไมโครสเตรน	เกิดการซ่อมแซมและปรับรูปกระดูก ส่งผลให้มวลกระดูกและความแข็งแรงลดลง
ปรับตัว (adapted stage)	อยู่ระหว่าง 800 – 1,500 ไมโครสเตรน	เกิดการซ่อมแซมกระดูกที่ทำให้มวลกระดูกและความแข็งแรงคงที่
แรงเกินพิกัด (overload)	มากกว่า 1,500 ไมโครสเตรน	เกิดการฟอกเจริญของกระดูก ทำให้มวลกระดูกและความแข็งแรงมากขึ้น
แตกหัก (fracture)	มากกว่า 15,000 ไมโครสเตรน	เป็นจุดที่เกินขีดจำกัดของความยืดหยุ่นของกระดูกจึงเกิดการแตกหักเกิดขึ้น



รูปที่ 1 เกณฑ์การปรับรูปกระดูกที่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงรูปร่างลักษณะยึดหยุ่นของกระดูก (ดัดแปลงจาก Frost HM ในปี ค.ศ. 2000)⁽¹¹⁾

Figure 1 Regions of elastic bone deformation which result in different bone remodeling (Modified from Frost HM, 2000)⁽¹¹⁾

กระดูกโดยรอบผิวรากเทียมจะมีการปรับรูปเกิดขึ้นเนื่องจากการตอบสนองต่อแรงซึ่งเกิดขณะทำหน้าที่ โดยกระดูกรอบรากเทียมจะไม่มีการปรับรูปเมื่อค่าความเครียดอยู่ในช่วง 50-1,500 ไมโครสเตรน ในขณะที่จะมีการสร้างกระดูกเมื่อให้แรงกระตุ้นเชิงกลในระดับต่ำที่ส่งผลให้เกิดค่าความเครียดในช่วง 1,500-3,000 ไมโครสเตรน แต่ถ้าแรงกระตุ้นเชิงกลส่งผลให้เกิดค่าความเครียดสูงกว่า 25,000 หรือต่ำกว่า 50-100 ไมโครสเตรน อาจส่งผลให้เกิดการสูญสลายตัวของกระดูกในเวลาต่อมา⁽¹²⁾

การปรับรูปกระดูกรอบรากเทียมจะเกิดขึ้นหรือไม่นั้นสามารถอธิบายได้จากทฤษฎีเมคานอสแตตของ Frost⁽⁴⁾ ซึ่งต้องมีแรงเครียดขั้นต่ำระดับหนึ่งเกิดขึ้นจึงจะทำให้เกิดการปรับรูปกระดูกได้ การปรับรูปกระดูกเมื่อตอบสนองต่อแรงบิดเคี้ยวสามารถเกิดขึ้นผ่านกลไกการถ่ายโอนเชิงกล (mechanotransduction)⁽¹³⁾ ซึ่งอธิบายได้ว่าเมื่อมีแรงหรือสัญญาณทางกลใด ๆ มากกระทำก็จะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณทางชีวเคมี (biochemical signal)⁽¹³⁾ ส่งสัญญาณให้เกิดปฏิกิริยาตอบสนองของเซลล์เกิดขึ้น แรงเครียดที่กระทำกับกระดูกจะก่อให้เกิดความดันของของเหลวในกระดูกที่เพิ่มขึ้นและเกิดการ

เคลื่อนที่⁽¹⁴⁾ การเปลี่ยนแปลงของของเหลวนี้จะถูกรับรู้ผ่านเซลล์กระดูก (osteocyte)⁽¹³⁾ และตอบสนองโดยการหลั่งสารชักนำให้เกิดการปรับรูปกระดูกไปกระตุ้นกิจกรรมของเซลล์สลายกระดูกและเซลล์สร้างกระดูก ซึ่งจะดำเนินไปทิศทางใดขึ้นกับแรงที่มากระทำ⁽¹⁵⁾

แรงบิดเคี้ยวที่กระทำกับสิ่งบูรณะบนรากเทียมจะถ่ายทอดสู่กระดูกรอบรากเทียมบริเวณผิวรอยต่อของรากเทียมกับกระดูก⁽¹⁶⁾ โดยหากรากเทียมและสิ่งบูรณะมีโหลดสกรู (screw preload) ซึ่งเป็นแรงบิด (torque) ที่ให้กับสกรูทำให้เกิดแรงยึดติดในสกรุนั้นและการอยู่เฉย (passivity) ที่ดีจะถือว่าสิ่งบูรณะและรากเทียมเป็นหน่วยเดียวกันได้⁽¹⁷⁾ การศึกษาในห้องปฏิบัติการหลายการศึกษา เช่น การศึกษาไฟไนต์เอลิเมนต์และโฟโตอีลาสติก (photoelastic)⁽¹²⁾ ได้ศึกษาการกระจายถ่ายถอดแรงเมื่อให้แรงในแนวแกน (axial load) ที่กระทำกับรากเทียมที่มีตำแหน่งตั้งตรงพบว่าแรงจะถ่ายถอดลงสู่กระดูกที่อยู่รอบรากเทียมบริเวณใกล้ตัวครอบฟัน (coronal of crown) มากที่สุดและลดลงในบริเวณใกล้ราก (apical of implant) ซึ่งเป็นผลมาจากหลักการทางวิศวกรรมที่กล่าวว่า วัสดุสองชนิดใด ๆ มาอยู่ติดกัน วัสดุหนึ่งถูกให้แรงจะเกิดความเค้นมากที่สุดบริเวณที่วัสดุทั้งสองชนิดแตะกันเป็นจุดแรก⁽¹²⁾ ดังนั้นเมื่อเกิดการให้แรงเกินพิกัดจุดดังกล่าวจึงเป็นบริเวณที่ได้รับผลกระทบเป็นจุดแรก ซึ่งความเครียดระหว่างผิวรากเทียมและกระดูกได้รับอิทธิพลจากหลายปัจจัย เช่น คุณภาพของกระดูกที่จะทำการฝังรากเทียม⁽¹⁸⁻²⁰⁾ ความสูงของกระดูก^(19,20) ตำแหน่งของรากเทียมในกระดูก⁽¹⁸⁾ ขนาดของรากเทียม⁽²¹⁾ ความเอียงของรากเทียม^(22,23) การออกแบบรากเทียม (รูปแบบของเกลียวและการเตรียมผิว)⁽¹⁷⁾ และการออกแบบสิ่งบูรณะบนรากเทียม (ความเอียงด้านสบฟันและตำแหน่งสบฟัน)^(17,19) เป็นต้น

จากการศึกษาในสัตว์ทดลองพบว่าการให้แรงกับรากเทียมโดยการใส่ครอบฟันบนรากเทียมให้มีจุดสบหลังจากการฝังรากเทียมเป็นเวลา 30 วันและติดตามผลที่ระยะเวลา 15 เดือนจากผลตรวจทางภาพจุลชีววิทยาพบว่ากระดูกรอบรากเทียมมีความหนาแน่นที่เพิ่มขึ้น⁽²⁴⁾ และพบว่ากรการให้แรงแบบคงที่ (static load) ทำให้เกิดการเรียงตัวใหม่ของเซลล์กระดูกรอบ ๆ รากเทียมที่ได้รับแรง และเมื่อได้รับแรงที่มากขึ้นยิ่งทำให้เกิดการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียมที่มากขึ้นตามไปด้วย⁽²⁵⁾

นอกจากนี้ยังมีการรายงานพบว่ากระดูกโพร่งรอบรากเทียมมีการตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงทางชีวกลศาสตร์ได้ดีกว่ากระดูกทึบ⁽²⁶⁾

นิยามและรูปแบบการให้แรงต่อรากเทียม (loading protocol)

นิยามของช่วงเวลาการให้แรง (loading time) ในรากเทียมแบ่งเป็น 3 ช่วงคือ แบบดั้งเดิม (conventional loading) แบบก่อนกำหนด (early loading) และแบบทันที (immediate loading) โดยการให้แรงแบบดั้งเดิมคือการให้แรงแก่ครอบฟันหรือสิ่งบูรณะใด ๆ ที่อยู่บนรากเทียมภายหลังจากที่ทำการฝังรากเทียมไปแล้วเป็นเวลาไม่น้อยกว่า 2 เดือน⁽²⁷⁾ เนื่องจากการรอให้กระดูกรอบรากเทียมเกิดการเชื่อมประสานกับรากเทียมโดยสมบูรณ์ก่อน⁽²⁷⁾ ในส่วนของกรการให้แรงก่อนกำหนดคือการให้แรงแก่ครอบฟันหรือสิ่งบูรณะใด ๆ ที่อยู่บนรากเทียมภายหลังจากที่ทำการฝังรากเทียมไปแล้วตั้งแต่ 1 สัปดาห์ไปจนถึง 2 เดือน⁽²⁷⁾ ส่วนการให้แรงแบบทันทีคือการให้แรงแก่ครอบฟันหรือสิ่งบูรณะใด ๆ ที่อยู่บนรากเทียมภายหลังจากที่ทำการฝังรากเทียมไปแล้วภายใน 1 สัปดาห์⁽²⁷⁾

ปัจจุบันการให้การรักษาโดยใช้รากเทียมที่ใช้วิธีสองขั้นตอน (two stage implant therapy) โดยปล่อยให้มีส่วนเวลาการหายของแผลก่อนที่จะให้แรงโดยทั่วไป 3-6 เดือน⁽²⁸⁾ ได้รับความนิยอย่างกว้างขวาง ผลทางคลินิกที่ได้มักประสบความสำเร็จสูง อย่างไรก็ตามก็มีความพยายามที่จะทำให้ขั้นตอนการรักษาง่ายและรวดเร็วขึ้น โดยเริ่มมีการศึกษาและตีพิมพ์การศึกษาเกี่ยวกับการให้แรงก่อนกำหนดและแบบทันทีเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ ซึ่งการให้แรงดังกล่าวก่อให้เกิดประโยชน์กับผู้ป่วย เช่น ลดเวลาการรักษาให้สั้นลงและลดจำนวนครั้งของการผ่าตัดให้น้อยลง ตัวอย่างลักษณะการให้แรงที่ประยุกต์ใช้กับแนวคิดข้างต้น เช่น การให้แรงบนรากเทียมแบบก้าวหน้า (progressive loading) ซึ่งหมายถึงการให้แรงเพิ่มขึ้นอย่างค่อยเป็นค่อยไปบนรากเทียม ทั้งอย่างตั้งใจโดยให้แรงกับสิ่งบูรณะและไม่ได้ตั้งใจ เช่น แรงจากโครงสร้างกายวิภาคข้างเคียงหรือแรงจากนิสัยทำงานนอกหน้าที่ (parafunctional habit)⁽²⁹⁾ อย่างไรก็ตามแนวคิดการให้แรงก่อนกำหนดและแบบทันทีเป็นแนวคิดที่ทำหายต่อทฤษฎีและความเข้าใจเกี่ยวกับการให้แรงแบบดั้งเดิม ที่เข้าใจว่ากระบวนการหายของแผล

หลังฝังรากเทียมและการเกิดกระดูกเชื่อมประสานก่อนการให้แรงบนสิ่งบูรณะเป็นสิ่งสำคัญในการทำให้เกิดความสำเร็จของการรักษา แต่มีการศึกษามากมายที่พบว่า การให้แรงก่อนกำหนดและแบบทันทีต่างให้ผลทางคลินิกที่ตายน้อยกว่าในกระดูกที่มีคุณภาพดี ทำให้สนับสนุนการให้แรงก่อนกำหนดและแบบทันทีในการบูรณะทางทันตกรรมรากเทียม^(2,30-32) นอกจากนี้จากการศึกษาที่ผ่านมาแสดงให้เห็นถึงอัตราความสำเร็จที่สูงของรากเทียมที่ให้แรงก่อนกำหนด^(33,34) และแบบทันที⁽³⁵⁻³⁷⁾ เช่นเดียวกับการให้แรงแบบดั้งเดิม^(38,39) และยังมีการศึกษาพบว่า การเกิดกระดูกเชื่อมประสานนั้นไม่ได้รับอิทธิพลจากการให้แรงแบบทันที⁽⁴⁰⁾ และการให้แรงแบบทันทียังทำให้เกิดอัตราการสูญเสียของกระดูกต่ำลง^(41,42)

การประยุกต์ใช้หลักการตอบสนองของกระดูกต่อแรงกับการให้แรงแก่รากเทียมในช่วงเวลาต่างกัน

จากการตอบสนองของกระดูกต่อแรงที่กล่าวมาข้างต้นตามหลักการจากกฎของ Wolff และเมคานอสแตตของ Frost ทำให้เกิดแนวคิดที่จะเร่งอัตราการปรับรูปกระดูกโดยการให้แรงแก่รากเทียมก่อนกำหนด ซึ่งแตกต่างจากแนวคิดการให้แรงแบบดั้งเดิม ทำให้เกิดรูปแบบการรักษาด้วยรากเทียมโดยการให้แรงในเวลาที่แตกต่างกัน เพื่อหวังผลในการเร่งอัตราการปรับรูปกระดูกให้เกิดเสถียรภาพของรากเทียมที่ดีอย่างรวดเร็ว เพื่อตอบสนองความต้องการของผู้ป่วยในด้านลดเวลาการรักษาและจำนวนครั้งของการผ่าตัด เสริมความมั่นใจให้กับผู้ป่วยได้อย่างรวดเร็วมากขึ้นและลดขั้นตอนที่ผู้ป่วยจะต้องใส่ฟันเทียมแบบถอดได้ ซึ่งอาจมีการหลวมและมีความยากลำบากในการใช้งาน⁽⁴³⁾

บทบาทรูปร่างฟันด้านกัดสบและรูปแบบสบฟันต่อการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียม

ปัจจัยแรกที่มีผลต่อความเครียดระหว่างผิวรากเทียมและกระดูกคือรูปร่างฟันด้านกัดสบ (occlusal morphology) ซึ่งมีอิทธิพลต่อทิศทางของแรงที่กระทำบนด้านกัดสบและกระดูกโดยรอบ^(44,45) โดยความเอียงด้านกัดสบและขนาดของด้านกัดสบมีอิทธิพลต่อความเครียดที่เกิดขึ้นระหว่างผิวรากเทียมและกระดูก เมื่อความเอียงด้านกัดสบมากขึ้นหรือขนาดของด้านกัดสบใหญ่ขึ้นจะทำให้เกิดความเครียดระหว่างผิวรากเทียมและกระดูกมากขึ้นไปด้วย ในทางตรงข้ามหากมีความ

เอียงด้านกัดสบน้อยลงหรือขนาดของด้านกัดสบเล็กลงจะทำให้เกิดความเครียดระหว่างผิวรากเทียมและกระดูกที่น้อยลงตามไปด้วย⁽⁴⁶⁾ จากการศึกษาของ Weinberg⁽⁴⁷⁾ พบว่าหากความเอียงด้านกัดสบมากขึ้น 10 องศาจะทำให้เกิดแรงบิดต่อรากเทียมเพิ่มขึ้นเฉลี่ยร้อยละ 30 ซึ่งความเครียดที่เกิดขึ้นมีผลต่อการปรับรูปกระดูกที่เกิดขึ้นตามทฤษฎีเมคานอสแตตของ Frost⁽⁴⁾ จากการศึกษาของ Rungsiyakull และคณะในปี 2011⁽²⁶⁾ พบว่าหากความเอียงด้านกัดสบมากขึ้นและตำแหน่งการสบฟันห่างจากจุดศูนย์กลางครอบฟันมากขึ้นจะทำให้เกิดการปรับรูปกระดูกที่มากขึ้นเช่นกัน ซึ่งความเอียงด้านกัดสบมีอิทธิพลต่อการปรับรูปกระดูกมากกว่าตำแหน่งการสบฟัน อย่างไรก็ตามพบว่าเมื่อออกแบบครอบฟันให้มีความเอียงด้านกัดสบมากขึ้นและตำแหน่งการสบฟันห่างจากจุดศูนย์กลางครอบฟันมากขึ้นจะทำให้เกิดแรงเค้นเฉือนที่มากขึ้นระหว่างผิวรากเทียมและกระดูก ซึ่งอาจเกิดอันตรายต่อกระดูกที่รองรับได้ ปัจจัยอีกประการที่มีผลต่อความเครียดระหว่างผิวรากเทียมและกระดูกคือรูปแบบการสบฟัน โดยการให้แรงขณะสบฟันบนสิ่งบูรณะบนรากเทียมแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ การให้แรงสบฟันแบบมีจุดสัมผัส (occlusal loading) และการให้แรงสบฟันแบบไม่มีจุดสัมผัส (non-occlusal loading) โดยมีหลายการศึกษาที่ทำการเปรียบเทียบระหว่างการให้แรงทั้งสองแบบยกตัวอย่างเช่น มีการเปรียบเทียบอัตราความสำเร็จของรากเทียมขณะให้แรงสบฟันแบบมีและไม่มีจุดสัมผัสในการศึกษาทางคลินิกและจากภาพพยาธิวิทยา โดยทำการศึกษาในรากเทียมบริเวณฟันหน้าและฟันกรามน้อยในชากรรไกรบน พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในแง่การสูญเสียตัวของกระดูกทางภาพถ่วงรังสี^(48,49) อีกทั้งมีการศึกษาเปรียบเทียบการให้แรงสบฟันเป็นแบบจุดสัมผัสและการให้แรงแบบไม่มีจุดสัมผัสขณะสบฟันในช่วงเวลาให้แรงแบบทันทีในรากเทียมบริเวณฟันกรามและฟันกรามน้อย พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญของระดับกระดูกเมื่อเวลาผ่านไป 12 เดือน⁽⁵⁰⁾ และ 36 เดือน⁽⁵¹⁾ อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่เปรียบเทียบผลของการให้แรงสบฟันแบบมีและไม่มีจุดสัมผัสในช่วงเวลาให้แรงสบฟันแบบทันทีบนรากเทียมที่รองรับครอบฟันเดี่ยวแบบเซอร์โคเนีย (zirconia) โดยศึกษาทั้งในรากเทียมฟันหน้าและฟันหลัง ซึ่งพบการสูญเสียตัวของกระดูกรอบรากเทียมที่ครอบฟันมีจุดสัมผัสมากกว่าครอบฟันที่ไม่มีจุดสัมผัสเมื่อเวลาผ่านไป 1 ปี⁽⁵²⁾

และมีรายงานว่า การให้แรงสปันเป็นแบบจุดสัมผัสพบความล้มเหลวได้มากกว่าการให้แรงแบบไม่มีจุดสัมผัสขณะสปัน โดยศึกษาทั้งในรากเทียมฟันหน้าและฟันหลังทั้งผู้ป่วยที่มีฟันบางส่วนและไร้ฟัน เมื่อติดตามผลในระยะเวลา 2-60 เดือนในรากเทียมจำนวน 646 ราก⁽⁵³⁾

บทบาทวัสดุครอบฟันต่อการปรับปรุงกระดูกรอบรากเทียม

วัสดุครอบฟันแบ่งได้หลายประเภท เช่น โลหะ วัสดุผสม เซรามิกและพอลิเมอร์ เป็นต้น โดยวัสดุแต่ละประเภทมีคุณสมบัติทางกลที่แตกต่างกัน ซึ่งเป็นสมบัติที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมของวัสดุเมื่อมีแรงมากระทำ ซึ่งสมบัติเชิงกลส่วนมากจะมีความสัมพันธ์กับความเค้นและความเครียด ซึ่งความเค้นหมายถึงแรงต้านทานภายในของวัสดุที่พยายามต้านทานแรงภายนอกที่มากระทำเพื่อไม่ให้วัสดุเปลี่ยนแปลงขนาดและรูปร่าง⁽⁵⁴⁾ นอกจากนี้วัสดุแต่ละชนิดยังมีมอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ที่แตกต่างกันซึ่งเป็นค่าบอกระดับความแข็งเกร็ง (stiffness) ของวัสดุ มีประโยชน์ใช้ในการคำนวณพฤติกรรมในการรับแรงของวัสดุตัวอย่างเช่น สามารถใช้ในการคาดคะเนความยืดของลวดในขณะรับแรงดึงหรือคำนวณระดับแรงดันที่ตกลงบนแท่งวัสดุแล้วทำให้แท่งวัสดุยุบหักลง ในการคำนวณจริงอาจมีค่าอื่นๆ เกี่ยวข้องด้วย เช่น อัตราส่วนของปัวซอง (Poisson's ratio)⁽⁵⁵⁾ จากการศึกษาการถ่ายทอดแรงลงสู่รากเทียมผ่านครอบฟันที่ทำจากวัสดุต่างชนิดกัน พบว่าวัสดุบางชนิด เช่น เรซินอะคริลิกซึ่งมีคุณสมบัติในการดูดซับแรงได้ดีทำให้รากเทียมได้รับแรงที่ลดลงเมื่อเทียบกับวัสดุอื่นๆ เช่น ทอง เซรามิกร่วมกับโลหะและพอร์ซเลน⁽⁵⁶⁾ จึงมีการแนะนำให้ใช้เรซินอะคริลิกเป็นครอบฟันชั่วคราวเฉพาะกาลและใช้ในกรณีที่ต้องการให้แรงบนรากเทียมแบบก้าวหน้า (progressive loading)⁽¹⁾ มีการศึกษาพบการกระจายแรงลงสู่กระดูกรอบรากเทียมอย่างสม่ำเสมอมากกว่าส่งผลให้เกิดความเครียดบริเวณกระดูกรอบรากเทียมที่ลดลงในวัสดุครอบฟันเรซินอะคริลิกเทียบกับวัสดุพอร์ซเลน⁽⁵⁷⁾ และมีรายงานพบความเค้นมากที่สุดบริเวณกระดูกที่รองรับรากเทียมที่ทำครอบฟันด้วยโลหะผสมทองและพอร์ซเลนและความเค้นลดลงร้อยละ 25 และ 15 เมื่อวัสดุครอบฟันคือเรซินอะคริลิกและเรซินคอมโพสิตที่เสริมความแข็งแรงตามลำดับ⁽⁵⁸⁾ อย่างไรก็ตามก็ยังมี

มีการศึกษาบางการศึกษาที่ขัดแย้งซึ่งแสดงค่าแรงเค้นของครอบฟันวัสดุชนิดต่างๆบนรากเทียมที่ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ⁽⁵⁹⁻⁶¹⁾

ข้อควรพิจารณา แนวทางการรักษาและการวางแผนการรักษา สำหรับช่วงเวลาให้แรงแบบต่างๆ ในรากเทียมเดี่ยว

a) การให้แรงแบบดั้งเดิม

ในปี 1969 Branemark และคณะแสดงให้เห็นถึงการยึดเกาะของกระดูกโดยตรงบริเวณรากเทียมที่ฝังไว้ซึ่งจะเกิดขึ้นได้ก็ต่อเมื่อรากเทียมไม่ได้รับแรงและถูกฝังไว้ เวลาในการหายของแผลเพื่อให้เกิดกระดูกเชื่อมประสานใช้เวลาอย่างน้อย 3 เดือนในขากรรไกรล่างและอย่างน้อย 5-6 เดือนในขากรรไกรบน ซึ่งเป็นการรอให้เกิดเสถียรภาพทางชีวภาพ (biologic stability) ซึ่งเป็นเสถียรภาพทุติยภูมิ ให้เพิ่มขึ้นอย่างเต็มที่ในการมาแทนที่เสถียรภาพเชิงกล (mechanical stability) จากกระดูกเดิมที่เป็นเสถียรภาพปฐมภูมิซึ่งลดลงเรื่อยๆ⁽⁶²⁾ โดย Branemark เชื่อว่าเหตุสำคัญที่ต้องทำการปล่ยรากเทียมฝังไว้ในกระดูกและศัลยกรรมปิดไว้เพื่อลดความเสี่ยงต่อการติดเชื้อแบคทีเรีย⁽²⁸⁾ เพื่อป้องกันไม่ให้เยื่อบุผิวช่องปากเจริญลงไปรอบบริเวณผิวรากเทียม⁽²⁸⁾ และเป็นการลดความเสี่ยงที่จะเกิดแรงกระทำต่อรากเทียมขณะเกิดการปรับปรุงกระดูก⁽²⁸⁾ นอกจากนี้กระดูกที่ตายแล้วที่เกิดจากการผ่าตัดฝังรากเทียมไม่เหมาะกับการรับแรงใดๆ จนกว่าจะถูกแทนที่ด้วยกระดูกที่สร้างใหม่⁽¹⁾

b) การให้แรงแบบก่อนกำหนด/แบบทันที

มีการเสนอแนวทางการรักษาที่ให้แรงแก่รากเทียมไปพร้อมกับการหายของแผลเกิดขึ้น เพื่อลดเวลาการรักษา^(63,64) ในบริเวณฟันหน้าและฟันกรามน้อย การให้แรงแบบก่อนกำหนดและแบบทันทีบนครอบฟันบนรากเทียมซึ่งเดี่ยวเป็นการรักษาที่สามารถคาดหวังผลความสำเร็จได้ในแง่ของความอยู่รอดและเสถียรภาพที่ดีของขอบกระดูกเข้าฟัน (maginal bone)⁽²⁷⁾ อย่างไรก็ตามข้อมูลในส่วนของเนื้อเยื่ออ่อนยังคงมีน้อย จึงไม่แนะนำให้ทำการให้แรงแบบก่อนกำหนดหรือแบบทันทีในรากเทียมซึ่งเดี่ยวที่อยู่ในบริเวณที่ต้องการความสวยงาม⁽²⁷⁾ สำหรับฟันกรามล่าง การให้แรงแบบก่อนกำหนดและแบบทันทีบนครอบฟันบนรากเทียมเดี่ยวเป็นการรักษาที่สามารถคาดหวังผลความสำเร็จได้ดี สามารถทำได้เมื่อเห็นว่าเกิดผลประโยชน์ที่ดีต่อผู้ป่วย แต่ในส่วนของการ

ฟันกรามบนนั้นยังคงมีข้อมูลการศึกษาที่น้อยจึงยังคงไม่แนะนำให้แรงแบบก่อนกำหนดและแบบทันที แต่แนะนำให้ใช้วิธีการให้แรงแบบดั้งเดิมจะเหมาะสมที่สุด⁽²⁷⁾ สามารถสรุปแนวทางที่ควรปฏิบัติของการให้แรงแบบ

ดั้งเดิม^(28,65-68) และแบบก่อนกำหนด/แบบทันที^(43,69) เพื่อให้เกิดการเชื่อมประสานของกระดูกที่ดีได้ดังตารางที่ 3 สามารถสรุปข้อบ่งชี้ในการให้แรงแบบดั้งเดิม⁽⁶⁸⁾ และ การให้แรงแบบก่อนกำหนด/แบบทันที^(27,69) ได้ดังตารางที่ 4

ตารางที่ 3 แนวทางปฏิบัติทางคลินิกสำหรับช่วงเวลาให้แรงแบบดั้งเดิมและการให้แรงแบบก่อนกำหนด/แบบทันที เพื่อให้เกิดการเชื่อมประสานของกระดูกที่ดี^(28,43,65-69)

Table 3 Clinical guideline for conventional load and early/immediate load for successful osseointegration^(28,43,65-69)

การให้แรงแบบดั้งเดิม	การให้แรงแบบก่อนกำหนด/แบบทันที
<ul style="list-style-type: none"> • ใช้วัสดุและอุปกรณ์ที่มีความเข้ากับเนื้อเยื่อดี • ใช้กระบวนการรักษาแบบ 2 ขั้นตอน • ไม่มีแรงใด ๆ มากกว่า 3-6 เดือนหลังฝังรากเทียม • ทำการผ่าตัดให้ได้รับบาดเจ็บน้อยที่สุด (atraumatic surgery) โดยใช้ความเร็วต่ำในการเจาะ (low-speed drilling) • หลีกเลี่ยงการลงมัตที่ยอดกระดูกเบ้าฟัน (alveolar crest) • การทำหัตถการในสภาพปราศจากเชื้อ • งดการถ่ายภาพรังสีก่อนที่จะสิ้นสุดช่วงการหายของแผล 	<ul style="list-style-type: none"> • ใช้วัสดุและอุปกรณ์ที่มีความเข้ากับเนื้อเยื่อดี • ใช้กระบวนการรักษาแบบ 1 ขั้นตอน • ใช้การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (computerized tomography) ช่วยในการเลือกฝังรากเทียมในบริเวณที่มีความหนาแน่นของกระดูกมาก เพื่อต้านทานการขยับของรากเทียม • สิ่งบ่งชี้ชั่วคราวบนรากเทียมควรมีการอยู่เฉยที่ดี • ใช้รากเทียมที่มีผิวขรุขระพบว่ามียึดตรากการอยู่รอดที่มากกว่า • แนะนำให้ใช้รากเทียมที่มีความยาวอย่างน้อย 10 มิลลิเมตร • ควรมีระยะปลอดการสบที่เพียงพอ มีการสบฟันที่สม่ำเสมอ • ไม่ควรมีการสบที่เป็นลักษณะคานยื่น (cantilever) เกินระยะของฟันกรามน้อยหนึ่งซี่ • ไม่ควรถอดสิ่งบ่งชี้เฉพาะกาลขณะกำลังอยู่ในช่วงการหายของแผลที่กำลังเกิดกระดูกประสาน • ควรแนะนำผู้ป่วยให้ทานอาหารเหลวหรืออาหารอ่อน

ตารางที่ 4 ข้อบ่งชี้ในการให้แรงแบบดั้งเดิม⁽⁶⁸⁾ และการให้แรงแบบก่อนกำหนด/แบบทันที^(27,69)

Table 4 Indication for conventional loading⁽⁶⁸⁾ and early/immediate loading^(27,69)

การให้แรงแบบดั้งเดิม	การให้แรงแบบก่อนกำหนด/แบบทันที
<ul style="list-style-type: none"> • ควรทำในผู้ป่วยที่มีปริมาณของกระดูกที่ไม่มากและมีคุณภาพของกระดูกที่ไม่ดี • มีรูปร่างรากเทียมไม่เหมาะสม เช่น รากเทียมชนิดสั้น (short implant) • ใช้เทคนิคการผ่าตัดที่ไม่ปกติ เช่น มีการปลูกกระดูกร่วมด้วย • มีตำแหน่งของรากเทียมที่ไม่ดี เช่น เอียงมากเกินไปทำให้สิ่งบ่งชี้ มีลักษณะที่ไม่ดีทางชีวกลศาสตร์ อาทิ มีแนวแรงบิดเคี้ยวอยู่นอกแนวแกนฟัน 	<ul style="list-style-type: none"> • มีเสถียรภาพปฐมภูมิของรากเทียม (primary implant stability) โดยต้องมีค่าทอร์กขณะฝังรากเทียม (insertion torque) มากกว่าหรือเท่ากับ 20 จนถึง 45 นิวตันเซนติเมตร (Ncm)⁽²⁷⁾ หรือมีปริมาณค่าเสถียรภาพของรากเทียม (implant stability quotient, ISQ) มากกว่าหรือเท่ากับ 60 ถึง 65⁽²⁷⁾ • ไม่มีโรคทางระบบหรือปัจจัยเฉพาะที่เป็นข้อห้ามเช่น นิ่วทำงานนอกหน้าที่ความผิดปกติของกระดูก (bone defect) หรือต้องมีการผ่าตัดยกพื้นโพรงอากาศ (sinus lift) • กระดูกรองรับควรมีคุณภาพดีเพื่อการพยากรณ์โรคที่ดีนำมาซึ่งความสำเร็จของการรักษา • ขากรรไกรคู่สบควรมีจำนวนฟันเหลือมากพอที่ทำให้การสบฟันมั่นคง

ปัจจัยเสี่ยงของการให้แรงก่อนกำหนดต่อความล้มเหลวของรากเทียม

สิ่งที่เป็นปัจจัยเสี่ยงที่อาจก่อให้เกิดความล้มเหลวของการรักษาโดยการให้แรงแบบก่อนกำหนดและแบบทันทีที่สามารถจำแนกได้หลายปัจจัยคือ การมีแรงบดเคี้ยวสูงหรือมีนิสัยทำงานนอกหน้าที่ การมีปริมาณและความหนาแน่นของกระดูกน้อย ความมีชีวิตของกระดูกไม่ดี (poor bone vitality) และการติดเชื้อ ซึ่งความล้มเหลวของการรักษาอาจเกิดจากหลายปัจจัยดังกล่าวร่วมกันได้⁽³⁰⁾

เครื่องมือการวินิจฉัยเสถียรภาพของรากเทียมที่ให้แรงแบบทันทีและแบบก่อนกำหนด

ปริมาณค่าเสถียรภาพของรากเทียม คือผลของการวิเคราะห์ความถี่คลื่นวิทยุที่ใช้วัดค่าเสถียรภาพของรากเทียมที่เวลาใดเวลาหนึ่งโดยมีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง 100⁽²⁹⁾ การวินิจฉัยเสถียรภาพของรากเทียมสามารถทำได้สองวิธีคือการใช้ Periotest[®] (Siemens-Gulden, Bensheim, Germany) และการวิเคราะห์ความถี่เรโซแนนซ์ (resonance frequency analysis, RFA)⁽⁷⁰⁾ ในส่วนของเครื่อง Periotest[®] นั้นใช้หลักการเคาะที่รากเทียมหรือฟันเพื่อวิเคราะห์ปริมาณความต้านทานของเอ็นยึดปริทันต์⁽⁷¹⁾ เมื่อเครื่องมือแตะที่ผิวของรากเทียมแล้วทำการเดินเครื่องจะเกิดการเคาะต่อเนื่องโดยใช้แรงที่ถูกควบคุมไว้ 16 ครั้ง การประเมินเสถียรภาพจะวัดได้จากช่วงเวลาระหว่างการเคาะแต่ละครั้ง โดยจะให้ค่าที่เป็นตัวเลขซึ่งรายงานค่าอยู่ระหว่าง -8 ถึง 50 ตัวเลขที่มีค่าน้อยจะบ่งบอกถึงเสถียรภาพที่ดี ถ้ารากเทียมมีการขยับภายในกระดูกจะทำให้ช่วงเวลาห่างของการเคาะนานขึ้นเป็นผลให้ค่าตัวเลขที่มากตามมา⁽⁷²⁾ ในส่วนของวิธีการวิเคราะห์ความถี่เรโซแนนซ์เป็นวิธีที่นำเสนอโดย Meredith ในช่วงปี 1990 โดยมีแนวคิดอยู่บนพื้นฐานการบันทึกการสั่นของตัวแปลงสัญญาณ (transducer) ที่ติดอยู่กับรากเทียมเมื่อรากเทียมถูกกระตุ้นด้วยความถี่ที่ทราบค่า ตัวแปลงสัญญาณจะอยู่ติดกับเครื่องวิเคราะห์ความถี่ (frequency analyzer) ซึ่งจะเป็นตัวบันทึกการสั่นของตัวแปลงสัญญาณเป็นหน่วยเฮิรตซ์ (Hz) ยิ่งรากเทียมยึดติดกับกระดูกแน่นค่าความถี่ก็จะมีค่ามากขึ้น หมายถึงรากเทียมมีเสถียรภาพมาก⁽⁷³⁾

อัตราความอยู่รอดและความล้มเหลวของการให้แรงแบบทันทีในการบูรณะฟันเทียมติดแน่นที่รองรับโดยรากเทียม

จากการวิเคราะห์ห่อภิมาณ (meta-analysis) ของ Papaspyridakos และคณะ⁽⁷⁴⁾ พบว่าการให้แรงแบบทันทีในการบูรณะฟันเทียมติดแน่นที่รองรับโดยรากเทียมมีผลในแง่ของอัตราความอยู่รอด ความล้มเหลวและภาวะแทรกซ้อนไม่แตกต่างจากการให้แรงแบบก่อนกำหนดและแบบดั้งเดิมทั้งในชาครรไกรบนและล่างซึ่งสอดคล้องกับการวิเคราะห์ห่อภิมาณอื่นๆ^(75,76) และยังมีการศึกษาที่พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างการให้แรงแบบทันทีและแบบอื่นในแง่ของความล้มเหลว ระดับขอบกระดูกเข้าฟันและปริมาณค่าเสถียรภาพของรากเทียม อีกทั้งยังพบว่าการให้แรงแบบทันทีมีผลทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงระดับของขอบกระดูกเข้าฟันที่น้อยกว่าการให้แรงแบบดั้งเดิมจากการติดตามเป็นเวลาอย่างน้อย 6 เดือน⁽⁷⁷⁾ อย่างไรก็ตามก็ยังคงมีการศึกษาที่ขัดแย้งที่รายงานว่า การให้แรงแบบทันทีทำให้เกิดความเสี่ยงที่จะเกิดความล้มเหลวของรากเทียมได้มากกว่าการให้แรงแบบดั้งเดิม^(78,79) จากการวิเคราะห์ห่อภิมาณอัตราความอยู่รอดของรากเทียมโดยการให้แรงแบบทันที แบบก่อนกำหนดและแบบดั้งเดิมในชาครรไกรบนคือ ร้อยละ 90.43-100 ร้อยละ 94.7-100 และร้อยละ 94.95-100 ตามลำดับ จากช่วงระยะเวลาในการติดตามการรักษา 1 ถึง 10 ปี⁽⁸⁰⁻⁸⁹⁾ ส่วนอัตราความอยู่รอดของรากเทียมโดยการให้แรงแบบทันที แบบก่อนกำหนดและแบบดั้งเดิมในชาครรไกรล่างคือ ร้อยละ 90-100 ร้อยละ 98.51-100 และร้อยละ 96.47-100 ตามลำดับจากช่วงระยะเวลาในการติดตามการรักษา 1 ถึง 10 ปี^(74,83,90-96) อย่างไรก็ตามยังมีสิ่งที่เป็นปัจจัยที่ทำให้การศึกษาต่างๆ มีผลที่แตกต่างกัน เช่น ช่วงเวลาการให้แรงที่ไม่เท่ากัน ตำแหน่งของรากเทียม จำนวนรากเทียมในผู้ป่วยหนึ่งคน ชนิดของสิ่งบูรณะ แนวคิดของการสบฟัน การติดตามผลการรักษาและทักษะประสบการณ์ของทันตแพทย์^(74,77)

ปัจจัยที่ส่งผลต่อการพยากรณ์โรคของรากเทียมที่ให้แรงก่อนกำหนด

ปัจจัยสำคัญที่ก่อให้เกิดความสำเร็จของการรักษาด้วยรากเทียมโดยการให้แรงแบบทันทีคือการเลือกผู้ป่วยที่เหมาะสม⁽⁷⁴⁾ โดยสิ่งที่สำคัญที่สุดของการฝังรากเทียมคือต้องได้เสถียรภาพขั้นต้น (primary stability) ที่ดี⁽⁷⁴⁾ ซึ่งนำมา

สู่ความสำเร็จในการเกิดกระดูกเชื่อมประสาน นอกจากนี้การปรับแต่งผิวรากเทียม (surface modification of implant) ก็เป็นสิ่งที่มีความสำคัญโดยมีการศึกษาที่รายงานการตอบสนองของกระดูกต่อผิวรากเทียมที่ปรับแต่งแล้วโดยเกิดการเจริญของกระดูกที่รวดเร็วและแข็งแรง⁽⁹⁷⁾

ความหนาแน่นของกระดูกรอบรากเทียมที่ให้แรงก่อน

กำหนด

ความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณรากเทียมจากการให้แรงแบบทันทีที่มีปริมาณเกินพิคกิ้งเพียงเล็กน้อย ส่งผลให้กระบวนการหายของแผลที่กระดูกเกิดเร็วขึ้น⁽¹²⁾ อย่างไรก็ตามกระดูกที่กำลังเกิดกระบวนการหายของแผลเสี่ยงต่อการแตกหักจากแรงที่มากเกินไปส่งผลให้เพิ่มโอกาสการรับแรงเกินพิคกิ้งจนถึงขั้นแตกหักได้มากกว่ากระดูกปกติ⁽¹²⁾ แรงบดเคี้ยวในช่วงแรกหลังจากเริ่มทำการให้แรงกับสิ่งบูรณะบนรากเทียมนั้นเพียงพอที่จะทำให้เกิดความเสียหายในระดับไมครอน (micro-damage) ที่กระดูกรอบรากเทียมได้ ถึงแม้ว่าแรงในปริมาณเท่ากันนี้จะไม่สามารถทำให้เกิดความล้มเหลวของรากเทียมหลังจากแผลมีการหายสมบูรณ์และกระดูกมีการปรับตัวเรียบร้อยแล้ว⁽¹²⁾ เพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงแรงเค้นและแรงเครียดบริเวณกระดูกรอบรากเทียมในช่วงที่เกิดการปรับตัวจึงแนะนำให้ทำการให้แรงสปนแบบก้าวหน้าแก่รากเทียม⁽⁹⁸⁾ Appleton และคณะ ทำการศึกษาทางคลินิกโดยการให้แรงสปนแบบก้าวหน้าในรากเทียมหลังจากที่ฝังรากเทียมแล้ว 5 เดือน ทำการให้แรงโดยเพิ่มความสูงของด้านสปนให้สูงขึ้นเรื่อยๆ เริ่มจากไม่สปนที่ระยะเวลา 5 เดือนหลังฝังรากเทียมจนไปถึงสปนเต็มที่ที่ระยะเวลา 11 เดือนหลังฝังรากเทียมโดยใช้วิธีการเติมเรซินอะคริลิกบนครอบฟันเรซินอะคริลิก ผลการศึกษาด้วยวิธีการวิเคราะห์ภาพรังสีโดยใช้ระบบดิจิทัลพบว่า รากเทียมที่ให้แรงสปนแบบก้าวหน้ามีการสูญเสียตัวของขอบกระดูกเข้าพินน้อยกว่ารากเทียมที่ให้แรงแบบดั้งเดิม นอกจากนี้ยังแสดงให้เห็นถึงการเพิ่มขึ้นของความหนาแน่นของกระดูกรอบรากเทียมมากขึ้นตามเวลาที่ผ่านไปอย่างต่อเนื่อง⁽⁹⁹⁾ Barone และคณะ รายงานถึงการเพิ่มขึ้นของการสะสมแร่ธาตุของกระดูกรวมถึงความหนาแน่นของกระดูกรอบรากเทียมกลุ่มที่ให้แรงแบบทันทีมากกว่ากลุ่มที่ไม่ให้แรงโดยใช้การศึกษาจากการประเมินภาพรังสี⁽¹⁰⁰⁾ นอกจากนี้การศึกษานี้ยังได้ทดลอง โดยใช้วิธีส่องกล้องจุลทรรศน์ดูลักษณะ

ทางจุลชีววิทยาของเนื้อเยื่อ (histomorphometry) หลังจากฝังรากเทียมแล้ว 4 เดือน พบว่ากลุ่มรากเทียมที่ให้แรงแบบทันทีแสดงอัตราการสร้างกระดูกรอบรากเทียมและเกิดการปรับรูปกระดูกสูงกว่ากลุ่มรากเทียมที่ไม่ให้แรงและยังพบการเรียงตัวของเนื้อเยื่อเกี่ยวพันในลักษณะแนวขวางในกระดูกรอบรากเทียมในกลุ่มรากเทียมที่ให้แรงแบบทันที⁽¹⁰¹⁾

สรุป

โดยสรุป จากการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกระบวนการปรับรูปกระดูกรอบรากเทียมมีความสัมพันธ์กับแรงที่กระทำกับกระดูก โดยจะเป็นไปในทิศทางของการสร้างหรือสลายกระดูกขึ้นอยู่กับปริมาณของแรงที่กระทำกับกระดูก ดังนั้นหากมีการควบคุมแรงที่ถ่ายทอดลงสู่กระดูกรอบรากเทียมเหมาะสมอาจส่งผลต่อการปรับรูปกระดูกที่รวดเร็วทำให้รอบรากเทียมมีกระดูกเชื่อมประสานที่สมบูรณ์เกิดขึ้นเร็วขึ้นทันตแพทย์สามารถควบคุมแรงที่ถ่ายทอดลงสู่กระดูกโดยควบคุมปัจจัยต่างๆ ได้แก่ การออกแบบรูปร่างและรูปแบบการสบของสิ่งบูรณะบนรากเทียม รวมไปถึงวัสดุของสิ่งบูรณะ อีกทั้งยังสามารถทำได้โดยการเลือกช่วงเวลาที่เหมาะสมในการให้แรงแก่รากเทียม เป็นต้น อย่างไรก็ตามการที่จะเลือกให้แรงในช่วงเวลาใด ๆ นั้นต้องมีการคำนึงถึงปัจจัยหลายด้าน เช่น วิธีการผ่าตัด เสถียรภาพเริ่มต้นของรากเทียม ปัจจัยเกี่ยวกับตัวผู้ป่วยเอง ปัจจัยด้านระบบรากเทียม ปัจจัยด้านการสพพินของผู้ป่วย

เอกสารอ้างอิง

1. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dent* 1999; 8(1): 90.
2. Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. *Implant Dent* 2004; 13(3): 207-217.
3. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003; 67(8): 932-949.
4. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 2004; 74(1): 3-15.

5. Ruff C, Holt B, Trinkaus E. Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 2006; 129(4): 484-498.
6. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64(3): 175-188.
7. Taylor R, Zheng C, Jackson R, et al. The phenomenon of twisted growth: humeral torsion in dominant arms of high performance tennis players. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2009; 12(1): 83-93.
8. Oppenheimer AJ, Tong L, Buchman SR. Craniofacial bone grafting: Wolff's law revisited. *Craniofacial Trauma Reconstr* 2008; 1(1): 49-61.
9. Wolff J. *The Law of Bone Remodeling* (translation of the German 1892 edition). Berlin, Heidelberg, New York: Springer 1986.
10. Ridzwan M, Shuib S, Hassan A, Shokri A, Ibrahim MM. Problem of stress shielding and improvement to the hip implant designs: a review. *J Med Sci* 2007; 7(3): 460-467.
11. Frost HM. The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs. *J Bone Miner Metab* 2000; 18(6): 305-316.
12. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17(suppl2): 8-18.
13. Huang C, Ogawa R. Mechanotransduction in bone repair and regeneration. *FASEB J* 2010; 24(10): 3625-3632.
14. Turner C, Forwood M, Otter M. Mechanotransduction in bone: do bone cells act as sensors of fluid flow? *FASEB J* 1994; 8(11): 875-878.
15. Chen JH, Liu C, You L, Simmons CA. Boning up on Wolff's Law: mechanical regulation of the cells that make and maintain bone. *J Biomech* 2010; 43(1): 108-118.
16. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5): 553-561.
17. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49(6): 843-848.
18. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(1): 57-64.
19. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76(6): 633-640.
20. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg* 2001; 29(2): 100-105.
21. Eazhil R, Swaminathan SV, Gunaseelan M, Kannan GV, Alagesan C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *J Int Soc Prevent Community Dent* 2016; 6(6): 590-596.
22. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992; 1(1): 24-28.
23. Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(3): 391-403.

24. Piattelli A, Ruggeri A, Franchi M, Romasco N, Trisi P. An histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. *J Oral Implantol* 1993; 19(4): 314-320.
25. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical loading of brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(3): 345-360.
26. 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.
27. Gallucci GO, Benic GI, Eckert SE, et al. Consensus statements and clinical recommendations for implant loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 287-290.
28. Brånemark P, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 16: 1-132.
29. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017; 117(5s): e1-e105.
30. 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 Relat Res* 2003; 5(1): 57-60.
31. Attard NJ, Zarb GA. Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent* 2005; 94(3): 242-258.
32. Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: part II. *Implant Dent* 2004; 13(4): 310-321.
33. Fischer K, Stenberg T. Early loading of ITI implants supporting a maxillary full-arch prosthesis: 1-year data of a prospective, randomized study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(3): 374-381.
34. Lai HC, Zhang ZY, Zhuang LF, Wang F, Liu X, Pu YP. Early loading of ITI implants supporting maxillary fixed full-arch prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(11): 1129-1134.
35. Collaert B, Wijnen L, De Bruyn H. A 2-year prospective study on immediate loading with fluoride-modified implants in the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(10): 1111-1116.
36. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A. Immediate loading of All-on-4 maxillary prostheses using trans-sinus tilted implants without sinus bone grafting: a retrospective study reporting the 3-year outcome. *Eur J Oral Implantol* 2013; 6(3): 273-283.
37. Rocci A, Rocci M, Rocci C, et al. Immediate loading of brånemark system TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible, Part II: a randomized open-ended 9-year follow-up clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(3): 891-895.
38. Crespi R, Capparé P, Gherlone E, Romanos GE. Immediate versus delayed loading of dental implants placed in fresh extraction sockets in the maxillary esthetic zone: a clinical comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(4): 753-758.
39. den Hartog L, Raghoobar GM, Stellingsma K, Vissink A, Meijer HJ. Immediate non-occlusal loading of single implants in the aesthetic zone: a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2011; 38(2):186-194.

40. Donati M, Botticelli D, La Scala V, Tomasi C, Berglundh T. Effect of immediate functional loading on osseointegration of implants used for single tooth replacement. a human histological study. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(7): 738-745.
41. Rocci A, Martignoni M, Gottlow J. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5(suppl 1): 29-36.
42. Vervaeke S, Collaert B, De Bruyn H. Immediate loading of implants in the maxilla: survival and bone loss after at least 2 years in function. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(1): 216-221.
43. Derbabian K, Simonian K. Immediate loading of dental implants: overview and rationale. *Calif Dent Assoc J* 33: 337-341.
44. 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.
45. Curtis D, Sharma A, Finzen F, Kao R. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous patient. *J Calif Dent Assoc* 2000; 28(10): 771-779.
46. 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.
47. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. part I. *J Oral Implantol* 2001; 27(6): 293-301.
48. 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.
49. Degidi M, Piattelli A, Shibli JA, Perrotti V, Iezzi 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.
50. Vogl S, Stopper M, Hof M, Wegscheider WA, Lorenzoni M. Immediate occlusal versus non-occlusal loading of implants: a randomized clinical pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015; 17(3): 589-597.
51. 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.
52. Cannizzaro 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.
53. Degidi M, Piattelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2-to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *J Periodontol* 2003; 74(2): 225-241.
54. Ashby MF, Shercliff H, Cebon D. *Materials*. 3rd ed. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann; 2013: 52-63.
55. Askeland DR, Webster P. *The science and engineering of materials*. 3rd ed. London: Chapman and Hall; 1996: 197-248.
56. 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.
57. Tioosi R, Lin L, Conrad HJ, et al. A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res* 2012; 56(1): 25-31.

58. Çiftçi Y. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(4): 571-582.
59. Sertgöz A, Güvener 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.
60. Hobkirk J, Psarros K. 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.
61. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 1992; 67(3): 361-364.
62. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(3): 425-431.
63. Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. Timing of implant placement after tooth extraction: immediate, immediate-delayed or delayed implants? a cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2010; 3(3): 189-205.
64. Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2013; (3): Cd003878.
65. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am* 1986; 30(1): 151-174.
66. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52(2): 155-170.
67. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10(6): 387-416.
68. Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(1): 12-25.
69. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Implants Res*. 2006; 17(suppl 2): 19-34.
70. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(3): 261-267.
71. Kaneko T. Dynamics of the Periotest method of diagnosing the dental implant-bone interface. *J Mater Sci Mater Med* 1993; 4(3): 256-259.
72. Olivé J, Aparicio C. The periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4): 390-400.
73. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998; 11(5): 491-501.
74. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29 :256-270.
75. Engelhardt S, Papacosta P, Rathe F, Özen J, Jansen JA, Junker R. Annual failure rates and marginal bone-level changes of immediate compared to conventional loading of dental implants. a systematic review of the literature and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(6): 671-687.

76. Moraschini V, Barboza EP. Immediate versus conventional loaded single implants in the posterior mandible: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016; 45(1): 85-92.
77. Zhang S, Wang S, Song Y. Immediate loading for implant restoration compared with early or conventional loading: a meta-analysis. *J Cranio-maxillofac Surg* 2017; 45(6): 793-803.
78. Sanz-Sánchez I, Sanz-Martín I, Figuero E, Sanz M. Clinical efficacy of immediate implant loading protocols compared to conventional loading depending on the type of the restoration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(8): 964-982.
79. Atieh MA, Atieh AH, Payne AG, Duncan WJ. Immediate loading with single implant crowns: a systematic review and meta-analysis. *Int J Prosthodont*. 2009; 22(4): 378-387.
80. Agliardi EL, Pozzi A, Stappert CF, Benzi R, Romeo D, Gherlone E. Immediate fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: a prospective clinical and radiological study after 3 years of loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16(2): 292-302.
81. Barbier L, Abeloos J, De Clercq C, Jacobs R. Peri-implant bone changes following tooth extraction, immediate placement and loading of implants in the edentulous maxilla. *Clin Oral Investig* 2012; 16(4): 1061-1070.
82. Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(2): 428-434.
83. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. 10-year follow-up of immediately loaded implants with TiUnite porous anodized surface. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14(6): 828-838.
84. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14(5): 646-654.
85. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012; 14: e139-e50.
86. Ji TJ, Kan JY, Rungcharassaeng K, Roe P, Lozada JL. Immediate loading of maxillary and mandibular implant-supported fixed complete dentures: a 1-to 10-year retrospective study. *J Oral Implantol* 2012; 38(suppl 1): 469-477.
87. Bergkvist G, Nilner K, Sahlholm S, Karlsson U, Lindh C. Immediate loading of implants in the edentulous maxilla: use of an interim fixed prosthesis followed by a permanent fixed prosthesis: a 32-month prospective radiological and clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009; 11(1): 1-10.
88. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(3): 227-232.
89. Tealdo T, Bevilacqua M, Menini M, et al. Immediate versus delayed loading of dental implants in edentulous maxillae: a 36-month prospective study. *Int J Prosthodont* 2011; 24(4): 294-302.
90. Cannizzaro G, Felice P, Giorgi A, et al. Immediate loading of 2 (all-on-2) flapless-placed mandibular implants supporting cross-arch fixed prostheses: interim data from a 1-year follow-up prospective single cohort study. *Eur J Oral Implantol* 2012; 5(1): 49-58.

91. Hatano N, Yamaguchi M, Yaita T, Ishibashi T, Sennerby L. New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: a retrospective study. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(11): 1265-1269.
92. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *JADA* 2011; 142(3): 310-320.
93. Strietzel FP, Karmon B, Lorean A, Fischer PP. Implant-prosthetic rehabilitation of the edentulous maxilla and mandible with immediately loaded implants: preliminary data from a retrospective study, considering time of implantation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(1): 139-147.
94. De Bruyn H, Van de Velde T, Collaert B. Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous mandibles: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(7): 717-723.
95. Testori T, Meltzer A, Fabbro MD, et al. Immediate occlusal loading of Osseotite implants in the lower edentulous jaw: a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(3): 278-284.
96. Cooper LF, Rahman A, Moriarty J, Chaffee N, Sacco D. Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(4): 517-525.
97. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007; 23(7): 844-854.
98. Misch CE, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant Dent* 1998; 7(1): 35-44.
99. 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.
100. Barone A, Covani U, Cornelini R, Gherlone E. Radiographic bone density around immediately loaded oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14(5): 610-615.
101. Neugebauer J, Traini T, Thams U, Piattelli A, Zöller JE. Peri-implant bone organization under immediate loading state. circularly polarized light analyses: a minipig study. *J Periodontol* 2006; 77(2): 152-160.