

# ปัจจัยที่มีผลต่อการกระจายแรงในกรณีฟันเทียมบางส่วนถอดได้ ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม

## Factors Affecting the Force Distribution of Implant-assisted Distal-extension Removable Partial Denture

กัลยา คู่เจริญถาวร<sup>1</sup>, ชาย รังสิยากุล<sup>2</sup>, กุลภพ สุทธิอาจ<sup>3</sup>, พิมพ์เดือน รังสิยากุล<sup>3</sup>  
<sup>1</sup>โรงพยาบาลม่วงสามสิบ จ.อุบลราชธานี

<sup>2</sup>ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

<sup>3</sup>ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Kallaya Kujarearntaworn<sup>1</sup>, Chaïy Rungsiyakul<sup>2</sup>, Kullapop Suttat<sup>3</sup>, Pimduen Rungsiyakul<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Muang Sam Sip Hospital, Ubon Ratchathani

<sup>2</sup>Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chiang Mai University

<sup>3</sup>Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2560; 38(2) : 27-38

CM Dent J 2017; 38(2) : 27-38

### บทคัดย่อ

ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ถือเป็นหนึ่งในการรักษาทดแทนซี่ฟันในสันเหงือกไร้ฟันที่มีการสูญเสียฟันธรรมชาติแบบที่หนึ่งตามการจำแนกของเคนเนดี อย่างไรก็ตาม จากความแตกต่างระหว่างความยืดหยุ่นของเนื้อเยื่อบริเวณสันเหงือกด้านท้าย และฟัน ทำให้ฟันเทียมเกิดการเคลื่อนแบบหมุน ส่งผลให้เกิดการบิดเจ็บบริเวณฟันหลักยึดเนื้อเยื่ออ่อน รวมทั้งมีการละลายตัวของสันเหงือก จึงแนะนำให้ใช้รากเทียมร่วมในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน เพื่อลดความแตกต่างของความยืดหยุ่นในอวัยวะที่ให้การรองรับและเพิ่มเสถียรภาพฟันเทียม งานรวบรวมวรรณกรรมชิ้นนี้ได้อภิปรายถึงการกระจายความเค้น และความเครียดในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม โดยมีปัจจัยที่เกี่ยวข้อง ดังนี้ (1) ตำแหน่งของรากเทียม (2) ตำแหน่งของส่วนพักด้านบดเคี้ยวบน

### Abstract

Removable partial denture (RPD) is considered as one of the treatment of choices to replace missing teeth in Kennedy Class I partial edentulous patient. However, a mismatch support between tissue resiliency at the distal extension base and teeth causes a rotational movement of the RPD, resulting in tooth damage, soft tissue ulceration, and eventually a residual ridge resorption. Placing dental implants at the distal extension area has been proposed as treatment protocol for implant retained RPD overdenture to equalize the supporting structure to stabilize the denture. This present review discusses about the stress-strain distributions in the implant assisted RPD related to the follow-

Corresponding Author:

พิมพ์เดือน รังสิยากุล

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์  
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50200

Pimduen Rungsiyakul

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

ฟันหลักยึด (3) รูปแบบการให้แรงกด (4) ความยาวและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม (5) รูปแบบการเชื่อมต่อระหว่างฟันเทียมและรากเทียม (6) การเอียงตัวของรากเทียม และ (7) ลักษณะสันกระดูกขากรรไกรที่ให้การรองรับ

**คำสำคัญ:** รากเทียม ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชีวกลศาสตร์ ความเค้น ความเครียด

ing aspects: (1) implant location, (2) occlusal rest position at the abutment teeth, (3) loading patterns, (4) implant length and diameter, (5) connection type between prostheses and implants, (6) implant inclination and (7) alveolar ridge shape and quality of bone.

**Keywords:** dental implant, distal extension removable partial denture, biomechanics, stress, strain

## บทนำ

การสูญเสียฟันธรรมชาติเป็นปัญหาที่พบได้ในทุกกลุ่มอายุ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกลุ่มวัยผู้สูงอายุ ผลการสำรวจสภาวะสุขภาพช่องปากระดับประเทศ ครั้งที่ 7 ในปี พ.ศ. 2555 ระบุว่า ประชากรในช่วงอายุ 60 ถึง 74 ปี มีภาวะสูญเสียฟันธรรมชาติบางส่วนถึงร้อยละ 88.3 ในขณะที่ภาวะสูญเสียฟันทั้งหมดในขากรรไกรมีเพียงร้อยละ 7.2 โดยร้อยละของการสูญเสียฟันธรรมชาติมีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นตามอายุของกลุ่มตัวอย่างที่สำรวจ<sup>(1-3)</sup> เป็นที่ทราบกันดีว่าการลดจำนวนของฟันธรรมชาติในขากรรไกรเป็นปัจจัยสำคัญประการหนึ่งที่ทำให้ประสิทธิภาพการบดเคี้ยวของผู้ป่วยลดลง<sup>(4)</sup> เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว ผู้ป่วยมักได้รับคำแนะนำให้ทดแทนซี่ฟันที่สูญเสียด้วยฟันเทียมรูปแบบต่างๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการทดแทนซี่ฟันที่สูญเสียไปด้วยฟันเทียมบางส่วนชนิดถอดได้ เนื่องจากฟันเทียมรูปแบบนี้มีข้อดีหลายประการเป็นต้นว่า สูญเสียเนื้อฟันในขั้นตอนการกรอเตรียมซี่ฟันน้อย ผู้ป่วยสามารถทดแทนฟันที่สูญเสียไปหลายซี่ด้วยฟันเทียมขึ้นเดียว ขั้นตอนการทำไม่ยุ่งยาก การดูแลไม่ซับซ้อน อีกทั้งค่าใช้จ่ายในการรักษาไม่สูงเมื่อเทียบกับการใส่ฟันเทียมชนิดติดแน่น<sup>(5)</sup>

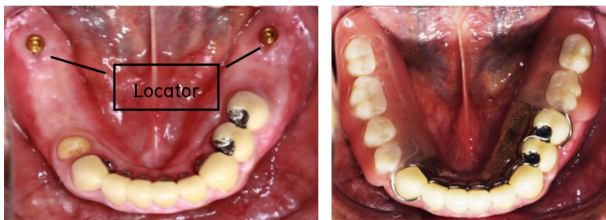
อย่างไรก็ตาม ในกรณีที่ผู้ป่วยมีฟันธรรมชาติเหลือน้อย ปริมาณแรงกระทำต่อซี่ฟันหลักยึด (abutment tooth) ที่ทำหน้าที่รองรับฟันเทียม ย่อมมีปริมาณมาก จนอาจก่อให้เกิดแรงกระทำต่อซี่ฟันที่เหลือในปริมาณที่เกินความสามารถที่ซี่ฟันจะรองรับได้ เป็นสาเหตุให้เกิดการบาดเจ็บของฟันหลักยึดหรืออวัยวะรองรับฟันเทียม เช่น อาจพบฟันธรรมชาติที่เหลือน้อยโยก เนื้อฟันสึกกร่อน หรือมีการแตกหักของวัสดุ

บูรณะฟันได้<sup>(6)</sup> ปัญหาที่กล่าวมาข้างต้นสามารถแก้ไขได้หลายวิธี เป็นต้นว่า การเพิ่มความเสถียรให้แก่ฟันหลักยึด การปรับปรุงสันเหงือกให้มีความสามารถในการรองรับเพิ่มขึ้น การลดปริมาณแรงกระทำที่ถ่ายทอดลงสู่สันเหงือกไร้ฟัน การกระจายแรงกระทำจากฟันเทียมให้ลงสู่ฟันหลักยึดและสันเหงือกอย่างเหมาะสม รวมถึงการนำรากเทียมมาใช้ร่วมในฟันเทียม<sup>(7-9)</sup> Mijiritsky และคณะ<sup>(10)</sup> รายงานว่าการนำรากเทียมมาใช้ร่วมในฟันเทียม สามารถช่วยปรับปรุงประสิทธิภาพการบดเคี้ยว และเพิ่มความพึงพอใจของผู้ป่วย นอกจากนี้ยังเป็นการเปลี่ยนสันเหงือกไร้ฟันชนิดขยายฐานให้เป็นสันเหงือกไร้ฟันที่มีรากเทียมรองรับบริเวณด้านท้าย ซึ่งการมีรากเทียมรองรับด้านท้ายของขากรรไกร ส่งผลให้จุดสัมผัสระหว่างฟันในขากรรไกรบนและล่าง รวมทั้งแรงดันบดเคี้ยวที่เกิดขึ้นขณะผู้ป่วยกัดแน่น มีค่าสูงกว่ากรณีบูรณะด้วยฟันเทียมที่ไม่มีรากเทียมรองรับอย่างมีนัยสำคัญ<sup>(9,11)</sup>

ในการออกแบบฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม (Implant-assisted distal extension removable partial denture) (รูปที่ 1) เพื่อให้เกิดเสถียรภาพและความสำเร็จในระยะยาว ทั้งในแง่ของขึ้นฟันเทียม รากเทียม รวมถึงอวัยวะปริทันต์ และเนื้อเยื่อรองรับที่เกี่ยวข้อง ประกอบด้วยปัจจัยที่ต้องคำนึงถึงหลายประการ ด้วยเหตุนี้ผู้เขียนจึงรวบรวมวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องเพื่ออธิบายปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการกระจายแรง ความเค้น (stress) และความเครียด (strain) เพื่อเป็นข้อมูลเบื้องต้นสำหรับทันตแพทย์ในการพิจารณาประยุกต์ใช้ข้อมูลดังกล่าวในกรณีบูรณะสันเหงือกไร้ฟันบางส่วนด้วยฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม

## หลักชีวกลศาสตร์กับการบูรณะด้วยฟันเทียม บางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม

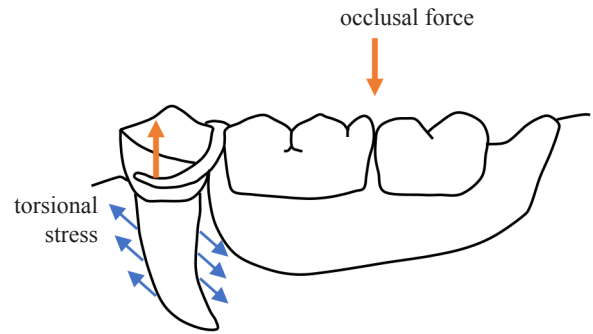
เมื่อพิจารณาฟันเทียมบางส่วนถอดได้สำหรับบูรณะ สันเหงือกไร้ฟันที่มีการสูญเสียฟันธรรมชาติแบบที่หนึ่งตาม การจำแนกของเคนเนดี (Kennedy classification I) พบว่า ฟันเทียมรูปแบบนี้ได้รับการรองรับทั้งจากฟันและเนื้อเยื่ออ่อน ซึ่งอวัยวะรองรับทั้งสองมีการเคลื่อนขยับในแนวตั้งที่แตกต่างกัน แม้ได้รับแรงบดเคี้ยวในปริมาณเท่ากัน โดยจากการศึกษา พบว่า การเคลื่อนขยับในแนวตั้งของเนื้อเยื่ออ่อนมีค่าอยู่ในช่วง 350-500 ไมครอน ขณะที่ฟันธรรมชาติมีค่าประมาณ 20 ไมครอน<sup>(12)</sup> ความแตกต่างของการเคลื่อนที่ในแนวตั้ง ดังกล่าว ส่งผลให้ฐานฟันเทียมที่วางอยู่บนเนื้อเยื่อเกิดการ ยุบตัวในแนวตั้งมากกว่าฟันเทียมบริเวณที่ได้รับการรองรับ จากฟันธรรมชาติ เป็นผลให้ฐานฟันเทียมเคลื่อนยุบตัวลง สู้นเนื้อเยื่ออ่อนมากกว่าตำแหน่งอื่นๆ ทำให้เกิดการบาดเจ็บ ของเนื้อเยื่ออ่อนที่อยู่ใต้ต่อฐานฟันเทียมจากแรงเค้นบิด (torsional stress) และยิ่งก่อให้เกิดแรงบิดงัดที่ฟันหลักยึด ดังแสดงในรูปที่ 2



**รูปที่ 1** สันเหงือกไร้ฟันที่มีการสูญเสียฟันธรรมชาติแบบ ที่หนึ่งตามการจำแนกของเคนเนดี และได้รับการ บูรณะด้วยฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่ได้ รับการยึดติดโดยรากเทียม

**Figure 1** Mandibular Kennedy class I partially edentulous which is restored with implant-retained distal extension removable partial denture

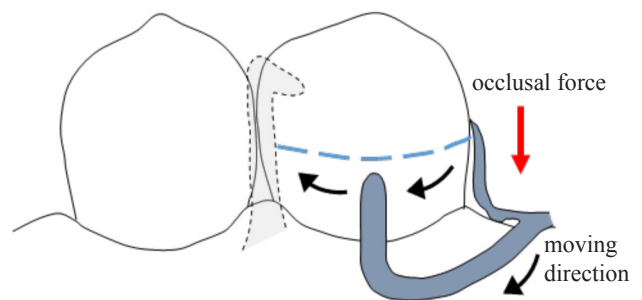
เพื่อความคุมปริมาณการเคลื่อนขยับบริเวณฐานฟันเทียม และลดความเค้นที่เกิดขึ้นต่อฟันหลักยึด รวมทั้งปรับเปลี่ยนให้ แนวแรงกระทำต่อเนื้อเยื่อปกคลุมสันเหงือกไร้ฟันด้านท้ายมี ทิศทางตั้งฉากกับสันเหงือกกว้างที่รองรับฟันเทียมมากขึ้น Kratochvil<sup>(13)</sup> จึงแนะนำให้สร้างแอ่งรับบนฟันหลักยึดบริเวณสัน



**รูปที่ 2** เมื่อแรงบดเคี้ยวกระทำลงบนด้านท้ายของฟันเทียม จะเกิดแรงบิดงัดที่ฟันหลักยึด

**Figure 2** When applied masticatory force to distal end of denture, abutment teeth are wedged.

ริมฟันทางด้านใกล้กลาง (Mesial rest) ร่วมกับสร้างแผ่น ระบายน้ำ (Guiding plane) ที่สัมผัสผิวฟันเพียงเล็กน้อย บริเวณด้านใกล้กลาง และออกแบบตะขอยึดชนิดเอเคอร์สหรือ รูปตัวไอ (ระบบ RPA หรือ RPI) ดังแสดงในรูปที่ 3 เพื่อ ย้ายจุดหมุนของฐานฟันเทียมมาทางด้านใกล้กลางมากยิ่งขึ้น ลักษณะดังกล่าวช่วยเพิ่มรัศมีจากจุดหมุนกับปลายของฐาน ฟันเทียม และเปลี่ยนตำแหน่งของจุดหมุนจากสันริมฟันด้าน ใกล้กลาง มาเป็นที่ตำแหน่งสันริมฟันด้านใกล้กลาง ส่งผลให้ ขณะที่ฐานฟันเทียมยุบตัวลงในแนวตั้งเนื่องจากแรงบดเคี้ยว ตะขอยึดจะสามารถเคลื่อนหลุดและพ้นจากส่วนคอดบนของ ฟันหลักยึดได้โดยไม่ก่อให้เกิดแรงบิดงัดกระทำต่อฟันหลักยึด



**รูปที่ 3** การสร้างแอ่งรับบนฟันหลักยึดบริเวณสันริมฟัน ทางด้านใกล้กลาง ร่วมกับสร้างแผ่นระบายน้ำ และ ออกแบบตะขอยึดชนิดเอเคอร์สหรือรูปตัวไอ ส่งผล ต่อการย้ายจุดหมุน และลดแรงบิดงัดที่เกิดขึ้น ต่อฟันหลักยึด

**Figure 3** Mesial rest concept changes the fulcrum location and reduces stress on abutment teeth.

อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Seong-Kyun Kim และคณะ<sup>(14)</sup> พบว่า แม้ตะขอยึดระบบ RPA จะถูกเลือกใช้ แต่ก็ยังพบความเครียดเกิดขึ้นที่ฟันหลักยึดได้ แสดงให้เห็นว่ายังคงมีแรงบิดงัดกระทำต่อซี่ฟันหลักยึดอยู่ เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว Chikunov และคณะ<sup>(15)</sup> จึงแนะนำให้ฝังรากเทียมบริเวณด้านท้ายของสันเหงือกไร้ฟัน เพื่อเพิ่มการรองรับให้กับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน และช่วยเปลี่ยนการสูญเสียฟันจากแบบที่หนึ่ง เป็นแบบที่สามตามการจำแนกของเคนเนดี<sup>(16-18)</sup> นอกจากนี้การเพิ่มการรองรับด้วยการฝังรากเทียมร่วมกับการใช้ระบบการยึดติด (attachment) รูปแบบต่าง ๆ บริเวณด้านท้ายในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานยังส่งผลทางกลศาสตร์ต่อฟันเทียม กล่าวคือ เป็นการลดความยาวของแขนคานยึด (lever arm) ของฟันเทียม จะเห็นได้ว่าการเพิ่มรากเทียมบริเวณด้านท้ายของสันเหงือกไร้ฟันที่ไม่มีฟันธรรมชาติทางด้านท้ายจะช่วยเพิ่มทั้งการรองรับ ลดแรงบิดงัดบนซี่ฟันหลักยึด และช่วยลดการเคลื่อนขยับของฐานฟันเทียมในแนวตั้งอีกด้วย<sup>(19-21)</sup>

**ปัจจัยที่เกี่ยวข้องต่อการกระจายแรง ความเค้น และความเครียดในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม**

จากที่กล่าวมาข้างต้น จะเห็นว่าทันตแพทย์ที่ให้การบูรณะสันเหงือกไร้ฟันบางส่วนที่ไม่มีฟันธรรมชาติรองรับด้านท้ายด้วยฟันเทียมบางส่วนถอดได้ที่มีรากเทียมร่วม จำเป็นต้องทำความเข้าใจหลักกลศาสตร์ที่มีความสัมพันธ์และส่งผลต่ออวัยวะที่ให้การรองรับฟันเทียม รากเทียม และฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน เพื่อนำข้อมูลเหล่านี้มาประยุกต์ใช้ในการออกแบบฟันเทียมที่ให้ผลสำเร็จระยะยาว กล่าวคือ ช่วยคงสภาพอวัยวะที่เหลืออยู่ และบูรณะการทำหน้าที่ของช่องปากให้คืนกลับมาใกล้เคียงสภาวะปกติให้มากที่สุดจากการทบทวนวรรณกรรม สามารถจำแนกปัจจัยที่สัมพันธ์กับลักษณะการกระจายแรง ความเค้น และความเครียดที่เกิดขึ้นในกรณีของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม ได้ดังนี้คือ ตำแหน่งของรากเทียม<sup>(3,16,22-25)</sup> ตำแหน่งของส่วนพักด้านบดเคี้ยว (occlusal rest) บนฟันหลักยึด<sup>(26)</sup> รูปแบบการให้แรงกด<sup>(27,28)</sup> ความยาวและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม<sup>(29)</sup> รูปแบบการเชื่อมต่อ (connection type) ระหว่างฟันเทียมกับรากเทียม<sup>(30,31)</sup> การ

เอียงตัวของรากเทียม (implant inclination)<sup>(32,33)</sup> และรูปร่างและคุณภาพของสันกระดูกขากรรไกร (alveolar ridge shape and quality) ที่ให้การรองรับ<sup>(34,35)</sup>

เพื่อให้เกิดความเข้าใจถึงคำศัพท์ที่ใช้ในงานทบทวนวรรณกรรมนี้ จึงขออธิบายเพิ่มเติมเกี่ยวกับชนิดของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม ซึ่งจำแนกตามวัตถุประสงค์ในการนำรากเทียมเข้ามาร่วมในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ กล่าวคือหากรากเทียมมีวัตถุประสงค์เพื่อให้การรองรับเพียงอย่างเดียว เรียกฟันเทียมรูปแบบดังกล่าวว่า ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่ได้รับการรองรับโดยรากเทียม (Implant-supported distal extension removable partial denture) แต่หากรากเทียมทำหน้าที่ให้การยึดติดแก่ฟันเทียม จะเรียกฟันเทียมชนิดนี้ว่า ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่ได้รับการยึดติดโดยรากเทียม (Implant-retained distal extension removable partial denture)

**ตำแหน่งของรากเทียม**

ตำแหน่งของรากเทียมเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อการกระจายแรง ความเค้น และความเครียดบริเวณฟันหลักยึด อวัยวะที่ให้การรองรับฟันเทียม และฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน จากการศึกษาเชิงทฤษฎี พบว่า ตำแหน่งฟันหลักยึดในแบบจำลองฟันเทียมที่ไม่มีรากเทียมรองรับ มีค่าแรงเฉือนสูงสุด (peak shear force) มากที่สุด ขณะที่แบบจำลองฟันเทียมที่ได้รับการรองรับโดยรากเทียม แรงเฉือนสูงสุด และโมเมนต์ดัดสูงสุด (peak bending moment) มีค่าน้อยลง<sup>(3)</sup> ทั้งนี้แรงเฉือนที่เกิดขึ้นบ่งบอกถึงค่าความเค้นของฟันเทียมในแนวขวางกับระนาบสบ ซึ่งตำแหน่งของฟันเทียมที่พบแรงเฉือนปริมาณมาก อาจสัมพันธ์กับการงอ หรือแตกหักของฟันเทียมในตำแหน่งดังกล่าว<sup>(36)</sup> สำหรับค่าโมเมนต์ดัดนั้นเป็นผลของแรงเฉือนคูณกับความยาวของฐานฟันเทียม โดยค่าโมเมนต์ดัดที่เพิ่มขึ้นส่งผลด้านลบต่อเสถียรภาพของฟันเทียม กล่าวคือ เมื่อความยาวของฐานฟันเทียมเพิ่มขึ้น ค่าโมเมนต์ดัดจะมีค่าสูงขึ้น ส่งผลให้เกิดการหมุน งอ หรือเคลื่อนขยับของฐานฟันเทียมเพิ่มมากขึ้น ลักษณะดังกล่าวส่งผลให้เกิดการสูญเสียเสถียรภาพของอวัยวะปริทันต์ที่ฟันหลักยึด<sup>(37)</sup> พบว่าแรงเฉือนและโมเมนต์ดัดจะมีค่าน้อยสุด เมื่อรากเทียมอยู่ที่ตำแหน่งฟันกรามซี่ที่สอง หรือตำแหน่งท้ายสุด สอดคล้องกับการ

ศึกษารูปแบบการกระจายแรงด้วย สเตอรนเกจ ที่เปรียบเทียบตำแหน่งของรากเทียมระหว่างฟันกรามน้อยซี่ที่ 1 และฟันกรามซี่แรก<sup>(23)</sup> ที่พบว่า เมื่อรากเทียมอยู่ในตำแหน่งด้านไกลกลาง ความเค้นที่เกิดบนฟันหลักยึดและรากเทียมจะมีค่าน้อยกว่ากรณีการฝังรากเทียมทางด้านใกล้กลาง ดังแสดงในผลการศึกษาแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element) ที่พบว่า การฝังรากเทียมทางด้านใกล้กลาง ส่งผลให้เกิดความเค้นสูงบริเวณเอ็นยึดปริทันต์ของฟันหลักยึด กระดูกครอบรากเทียม และเนื้อเยื่อใต้ฟันเทียม รวมทั้งก่อให้เกิดการเคลื่อนขยับของเนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียมสูงสุดอีกด้วย<sup>(16,24)</sup> อธิบายได้ว่าการฝังรากเทียมด้านใกล้กลาง ช่วยลดความยาวของคานยื่น และลดการเคลื่อนขยับของฟันเทียมในแนวตั้งลงสู่ตำแหน่งสันเข้าฟัน<sup>(23)</sup> อย่างไรก็ตามมีผลการศึกษาที่ขัดแย้งแนวคิดดังกล่าว โดยพบว่า การฝังรากเทียมใกล้ฟันหลักยึดช่วยให้มีการกระจายความเค้นที่ฟันหลักยึดได้ดี ส่งผลให้ตำแหน่งจุดหมุนย้ายจากฟันหลักยึด มาเป็นที่รากเทียม ลักษณะดังกล่าวช่วยลดการเคลื่อนขยับของฟันเทียมในแนวตั้ง และลดการถ่ายทอดแรงกระทำลงสู่ฟันหลักยึด<sup>(25)</sup> อีกทั้งลดการจับตะขอบริเวณฟันหลักยึด ซึ่งส่งผลด้านความสวยงาม และลดแรงบิดงัดต่อฟันหลักยึดได้อีกด้วย<sup>(18)</sup>

ดังนั้นการเลือกตำแหน่งการฝังรากเทียมจึงควรพิจารณาถึงสภาวะปริทันต์ของฟันหลักยึด โดยหากฟันหลักยึดมีการสูญเสียการยึดติดของอวัยวะปริทันต์ หรือในกรณีผู้ป่วยต้องการฟันเทียมที่ไม่มีตะขอจับที่ฟันหลักยึดด้านหน้า การฝังรากเทียมทางด้านใกล้กลางอาจเป็นทางเลือกที่ดีในการแก้ไขปัญหาดังกล่าว ขณะที่การฝังรากเทียมทางด้านไกลกลาง เป็นการลดความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกครอบ รากเทียม เนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียม และลดการเคลื่อนขยับทางด้านท้ายของฟันเทียม แต่ทั้งนี้การฝังรากเทียมทางด้านไกลกลางยังควรคำนึงถึงปัจจัยแวดล้อมอื่นๆ เป็นต้นว่า ตำแหน่งของเส้นประสาทแมนดิบิวลาร์ (mandibular nerve) ปริมาณของกระดูกเข้าฟัน และระยะระหว่างด้านสบฟัน (interocclusal space) อีกด้วย<sup>(11)</sup>

### ตำแหน่งของส่วนพักด้านบดเคี้ยว

ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วมบริเวณสันเหงือกทางด้านท้าย เป็นการเปลี่ยนรูปแบบการรองรับจากเดิมที่ขึ้นฟันเทียมได้รับจากฟันหลักยึดและ

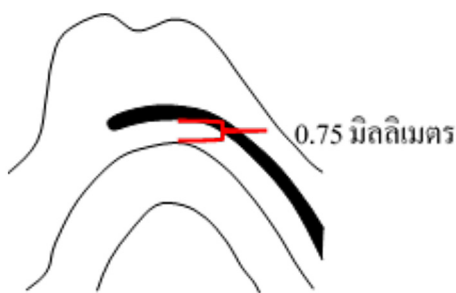
สันเหงือกไร้ฟัน (tooth-tissue supported) ไปเป็นการรองรับจากฟันหลักยึด รากเทียม และเนื้อเยื่ออ่อน (tooth-implant-tissue supported)<sup>(10)</sup> การเปลี่ยนแปลงดังกล่าว ทำให้การออกแบบตำแหน่งของส่วนพัก อาจแตกต่างจากฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานแบบดั้งเดิม ซึ่งแนะนำให้สร้างส่วนพักบริเวณด้านใกล้กลางบนฟันหลักยึดที่สุดท้าย เพื่อลดการบิดงัดที่เกิดขึ้นกับฟันหลักยึดขณะฐานฟันเทียมยุบตัวในแนวตั้งเนื่องจากแรงบดเคี้ยว<sup>(38)</sup> Shahmiri และคณะ<sup>(26)</sup> ได้ศึกษาผลของตำแหน่งส่วนพักด้านบดเคี้ยว ที่มีต่อการกระจายความเค้นในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมฝังอยู่ที่ตำแหน่งฟันกรามซี่ที่สอง พบว่าการเปลี่ยนตำแหน่งของส่วนพักจากด้านใกล้กลาง เป็นด้านใกล้กลาง ทำให้ความเค้นที่โครงโลหะเพิ่มขึ้น ขณะที่ความเค้นของเรซินอะคริลิก (acrylic resin) จะลดลง โดยเมื่อส่วนพักอยู่ด้านใกล้กลาง ตำแหน่งที่เกิดแรงเค้นมากที่สุดในโครงโลหะจะอยู่ห่างจากรอยต่อระหว่างโครงโลหะกับเรซินอะคริลิกมากกว่ากรณีออกแบบส่วนพักบริเวณด้านใกล้กลาง

เมื่อพิจารณาคุณสมบัติทางวัสดุศาสตร์เปรียบเทียบระหว่างโลหะและเรซินอะคริลิก พบว่าโลหะมีความสามารถต้านทานต่อแรงดึง (tension) ได้ดีกว่า เนื่องจากมีความทนแรงดึง (tensile strength) สูง ในขณะที่เรซินอะคริลิกซึ่งมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น (elastic modulus) ที่ต่ำกว่า จึงทนแต่แรงดึงได้ต่ำกว่า ดังนั้นการออกแบบให้ส่วนพักอยู่ด้านใกล้กลางบนฟันหลักยึด จะทำให้โครงโลหะมีประสิทธิภาพในการรับแรงมากขึ้น สามารถรองรับเรซินอะคริลิกได้ดี นอกจากนี้ยังช่วยลดการแตกหักที่อาจเกิดขึ้นบริเวณรอยต่อระหว่างโครงโลหะกับเรซินอะคริลิก เพิ่มความทนทาน และอายุการใช้งานของเรซินอะคริลิกได้อีกด้วย

### รูปแบบการให้แรงกด

รากเทียมมีความแตกต่างจากฟันธรรมชาติในแง่ของระบบรับสัมผัส การมีแรงกระทำต่อรากเทียมที่มากเกินไปเป็นสาเหตุสำคัญประการหนึ่งที่เกิดการละลายของขอบกระดูก (marginal bone loss) หรือสูญเสียการเชื่อมประสานระหว่างรากเทียมและกระดูกโดยรอบ (loss of osseointegration)<sup>(39)</sup> ในกรณีฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม การมีแรงสบฟันที่มากเกินไปหรือมีการกระจายแรงที่ไม่สม่ำเสมอ นอกจากจะส่งผลเสียต่อรากเทียมแล้ว ยัง

อาจก่อให้เกิดความเสียหายต่อชิ้นฟันเทียมอีกด้วย Shahmiri และคณะ<sup>(27)</sup> พบว่าการให้แรงกดเพียงข้างเดียว (unilateral loading) กระทำต่อชิ้นฟันเทียม จะทำให้ความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณโครงโลหะมีลักษณะเป็นแรงกด (compression) ส่วนความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณเรซินอะคริลิกมีลักษณะเป็นแรงดึง ส่งผลให้เกิดการแตกหักที่เรซินอะคริลิกได้ง่าย นอกจากนี้การได้รับแรงกดเพียงข้างเดียวยังทำให้ฟันเทียมเคลื่อนขยับทั้งในแนวด้านข้างและแนวตั้ง ขณะที่เมื่อให้แรงกดทั้งสองข้าง (bilateral loading) กระทำต่อฟันเทียม จะเกิดรูปแบบความเครียดที่เหมาะสมกับคุณสมบัติทางวัสดุศาสตร์ของทั้งโครงโลหะและเรซินอะคริลิก อย่างไรก็ตามแม้ว่าการให้แรงกดทั้งสองข้างแก่ฟันเทียม จะส่งผลดีต่อรูปแบบความเครียดที่โครงโลหะ และเรซินอะคริลิก แต่จากการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติที่ศึกษาถึงการผิดรูป (deformation) ของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วมเมื่อได้รับแรงกดทั้งสองข้าง<sup>(28)</sup> พบว่าแรงในลักษณะดังกล่าวก่อให้เกิดการผิดรูปทั้งในส่วนของเรซินอะคริลิกและโครงโลหะ ด้วยเหตุที่เรซินอะคริลิกมีความสามารถในการทนต่อแรงดึงได้ต่ำ เนื่องจากมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นต่ำ จึงมีโอกาสเกิดการแตกหักได้ง่ายกว่าเมื่อเทียบกับโลหะซึ่งมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นสูงกว่า เพื่อลดปัญหาดังกล่าว Shahmiri และคณะ<sup>(28)</sup> จึงแนะนำให้มีส่วนที่สำหรับเป็นที่อยู่ของเรซินอะคริลิกใต้ต่อโครงโลหะเท่ากับ 0.75 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 4 เพื่อให้โครงโลหะทำหน้าที่ช่วยเสริมแรงและรองรับเรซินอะคริลิก



**รูปที่ 4** ภาพตัดขวางฟันเทียมบางส่วนถอดได้ที่มีพื้นที่ใต้โครงโลหะ 0.75 มิลลิเมตร

**Figure 4** The cross-section of removable partial denture shows 0.75 mm space under the framework.

จากข้อมูลข้างต้นสรุปได้ว่า การออกแบบฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม ควรสร้างฟันเทียมให้มีการสบแบบทั้งสองข้าง ร่วมกับมีความหนาของโครงโลหะ และเรซินอะคริลิกที่เพียงพอ รวมทั้งมีพื้นที่ใต้ต่อโครงโลหะประมาณ 0.75 มิลลิเมตร เพื่อให้โครงโลหะช่วยรองรับและกระจายแรงที่เกิดจากการบิดเคี้ยว ซึ่งเป็นสาเหตุของการแตกหักของเรซินอะคริลิก

### ความยาวและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม

ความยาวและขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางรากเทียม มีผลต่อปริมาณพื้นที่ผิวสัมผัสของรากเทียม พบว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมที่เพิ่มขึ้น สัมพันธ์กับการเพิ่มของปริมาณพื้นที่ผิวสัมผัสของรากเทียม ซึ่งส่งผลให้ประสิทธิภาพในการกระจายความเค้นของรากเทียมจากแรงบิดเคี้ยวดีขึ้น โดยในรากเทียมที่มีขนาด 3.3 ถึง 5.3 มิลลิเมตร ที่มีความกว้างเพิ่มขึ้นทุก ๆ 0.5 มิลลิเมตร จะมีพื้นที่ผิวสัมผัสเพิ่มขึ้นร้อยละ 10 ถึง 15<sup>(11)</sup> ทั้งนี้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมที่เพิ่มขึ้น จะช่วยลดความเค้นรอบรากเทียมมากกว่าการเพิ่มขึ้นของความยาวรากเทียม<sup>(40,41)</sup> โดยความยาวของรากเทียมจะมีผลต่อการลดความเค้นที่บริเวณกระดูกโดยรอบก็ต่อเมื่อรากเทียมมีความยาวมากกว่า 10 มิลลิเมตรขึ้นไป<sup>(42)</sup> ในกรณีฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม Verri และคณะ<sup>(29)</sup> พบว่าความยาวของรากเทียมมีผลต่อค่าความตึงเครียด (von Mises tension) และการเคลื่อนขยับขององค์ประกอบที่รองรับฟันเทียม มากกว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม ผลการศึกษานี้ขัดแย้งกับการศึกษาในรากเทียมเดี่ยว ทั้งนี้อาจเนื่องมาจาก การศึกษานี้ให้แรงเฉพาะในแนวตั้ง และเป็นการศึกษาด้วยวิธีแบบวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์สองมิติ ทำให้ความยาวของรากเทียมได้รับผลของการกระจายความเค้นโดยตรง ซึ่งในความเป็นจริงแรงที่เกิดจากการบิดเคี้ยวส่วนใหญ่เป็นแรงในแนวเฉียง หรือแนวอน ทำให้ตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดคือ คอของรากเทียม<sup>(43)</sup>

จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมา เห็นได้ว่าทั้งปัจจัยในแง่ของความยาวและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียมต่างล้วนมีอิทธิพลต่อการกระจายแรงในกรณีฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม แม้ว่าขนาด

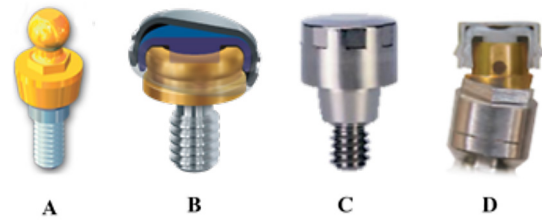
เส้นผ่านศูนย์กลางรากเทียมจะมีอิทธิพลต่อความเค้น และความเครียด มากกว่าความยาวของรากเทียม ทันตแพทย์ควรเลือกรากเทียมที่มีขนาดใหญ่ และความยาวมากที่สุดเท่าที่ลักษณะทางกายวิภาคเอื้อต่อการฝังรากเทียม เพื่อประโยชน์ในแง่การกระจายแรง ความเค้น และความเครียดลงสู่อวัยวะที่ให้การรองรับฟันเทียม และรากเทียม

### รูปแบบการเชื่อมต่อระหว่างฟันเทียมกับรากเทียม

ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานมีการเชื่อมต่อกับรากเทียมหลายรูปแบบ แบ่งได้เป็น 3 กลุ่ม คือ (1) รูปแบบครอบฟันชั้นนอก (telescopic crown) มีทั้งแบบแข็ง (rigid) และแบบไม่แข็ง (nonrigid) (2) รูปแบบครอบฟันที่มีรากเทียมรองรับ (implant supported crown) ร่วมกับการจับตะขอ และ (3) รูปแบบระบบยึดติด (attachment) เช่น ระบบยึดติดรูปบอล (ball attachment) ระบบยึดติดโลเคเตอร์ (locator attachment) ระบบยึดติดแม่เหล็ก (magnet attachment) และ ระบบยึดติดอีรา (ERA attachment) ดังแสดงในรูปที่ 5

จากการศึกษาของ Xiao และคณะ<sup>(30)</sup> เปรียบเทียบรูปแบบครอบฟันชั้นนอก รูปแบบครอบฟันที่มีรากเทียมรองรับ ร่วมกับการจับตะขอ และรูปแบบระบบยึดติดอีรา พบว่ารูปแบบระบบยึดติดอีรา มีการเคลื่อนขยับของเนื้อเยื่อใต้ฐานฟันเทียม และฟันเทียมน้อยที่สุด<sup>(44)</sup> ส่งผลให้เกิดความเค้นต่ำ ที่กระดูกทึบ (cortical bone) รอบรากเทียม เอ็นยึดปริทันต์ของฟันหลักยึด เนื้อเยื่อรองรับฐานฟันเทียม เนื่องจากความสามารถในการดูดซับแรงของยางที่คั่นระหว่างส่วนที่ติดกับรากเทียม (male part) และส่วนที่ติดกับฟันเทียม (female part)<sup>(31)</sup> ทำให้ลดความยาวของขอบฟันเทียมบริเวณแผ่นนมท้ายฟันกรามล่าง (retromolar pad) และทางด้านลิ้นให้สั้นได้ ขณะที่รูปแบบครอบฟันที่มีรากเทียมรองรับร่วมกับการจับตะขอ เกิดความเค้นสูงสุด เนื่องจากมีการเชื่อมยึดแบบแน่น (tight connection) ระหว่างครอบฟันกับรากเทียม ทำให้แรงสับฟันที่ลงสู่ครอบฟันถูกส่งผ่านไปยังรากเทียมที่รองรับครอบฟันโดยตรง

ฉะนั้นในการเลือกรูปแบบการเชื่อมต่อระหว่างฟันเทียมกับรากเทียม จึงควรเลือกรูปแบบที่มีระบบยึดติดเชื่อมต่อกับรากเทียม เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการยึดติดฟันเทียม และลดความเค้นที่เกิดขึ้นบริเวณรากเทียม และอวัยวะรองรับ โดย



**รูปที่ 5** รูปแบบการเชื่อมต่อระหว่างรากเทียมกับฟันเทียม บางส่วนถอดได้ขยายฐาน (A) ระบบยึดติดรูปบอล (B) ระบบยึดติดโลเคเตอร์ (C) ระบบยึดติดแม่เหล็ก (D) ระบบยึดติดอีรา

**Figure 5** Connection type between dental implants and distal extension mandibular removable partial dentures (A) Ball attachment (B) Locator attachment (C) Magnet attachment (D) ERA attachment.

(Modified from Xiao W, Li Z, Shen S, Chen S, Chen S, Wang J. Influence of connection type on the biomechanical behavior of distal extension mandibular removable partial dentures supported by implants and natural teeth. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2015: 1-8<sup>(30)</sup>)

ในฟันเทียมทั้งปากที่รองรับโดยรากเทียม พบว่าระบบยึดติดโลเคเตอร์ มีเสถียรภาพ และประสิทธิภาพในการยึดติดเหนือกว่า ระบบยึดติดรูปบอล และแม่เหล็ก<sup>(45)</sup> เนื่องจากคุณสมบัติยึดติดสองชั้น (dual retention) ที่ได้จากความฝืด (friction) ระหว่างพื้นผิวด้านในและด้านนอกของโลเคเตอร์<sup>(46)</sup> ทั้งนี้ควรหลีกเลี่ยงการใช้รูปแบบครอบฟันที่มีรากเทียมรองรับร่วมกับการจับตะขอ เนื่องจากรูปแบบนี้ทำให้เกิดความเค้นสูงสุด

### การเอียงตัวของรากเทียม

แนวการเอียงตัวของรากเทียมส่งผลต่อปริมาณและรูปแบบการกระจายความเค้นบริเวณรอยต่อระหว่างรากเทียม และกระดูกเข้าฟัน โดยรากเทียมที่เอียงทำมุมกับระนาบสับเมื่อได้รับแรงกระทำในแนวตั้ง จะเกิดแรงกดในด้านที่เอียง และเกิดแรงดึงในด้านตรงกันข้าม<sup>(47)</sup> ดังแสดงในรูปที่ 6 ส่งผลต่อโมเมนต์ดัด และเกิดแรงเค้นบิดที่รากเทียม ทำให้ปริมาณความเค้นมีค่าเพิ่มสูงขึ้น โดยเฉพาะบริเวณคอคของรากเทียม รากเทียมที่เอียงทำมุมกับระนาบสับจึงมีความเสี่ยงต่อการละลายของกระดูกบริเวณคอคของรากเทียมมากกว่ารากเทียมที่ตั้งฉากกับระนาบสับ<sup>(48)</sup>

ในกรณีฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม ปัจจัยที่มีผลต่อแนวการฝังรากเทียมประกอบด้วย แนวแกนของฟันหลักยึด แนวลาดเอียงของสันกระดูกขากรรไกร และทิศทางของแรงที่กระทำต่อรากเทียม ทัศนแพทย์ควรฝังรากเทียมให้มุมการเอียงตัวขนานกับแนวแกนของฟันหลักยึด<sup>(33)</sup> เมื่อพิจารณาแนวลาดเอียงของสันกระดูกขากรรไกรพบว่า หากแนวสันกระดูกขากรรไกรตั้งฉากกับระนาบสลับและแนวแกนของฟันหลักยึด ความเค้นรอบรากเทียมจะกระจายตัวดีที่สุด กรณีฝังรากเทียมที่เอียงทำมุม 5 องศากับระนาบสลับและเกิดความเค้นสูงสุดกรณีฝังรากเทียมที่เอียงทำมุม 30 องศากับระนาบสลับ<sup>(32)</sup> สอดคล้องกับการศึกษาของ Watanabe และคณะ<sup>(47)</sup> ที่เปรียบเทียบระหว่างรากเทียมเดี่ยวที่ตั้งตรง กับรากเทียมที่เอียงทำมุม 5 องศากับระนาบสลับพบว่าเมื่อให้แรงกระทำในแนวตั้ง ความเค้นที่รากเทียมที่เอียงทำมุม 5 องศา มีค่าน้อยกว่ารากเทียมที่ตั้งตรงเล็กน้อย

ทิศทางของแรงที่กระทำต่อรากเทียมก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อความเค้นของรากเทียม โดยหากแรงกระทำที่เอียงทำมุมกับแนวแกนของรากเทียมมาก จะยิ่งก่อให้เกิดความเครียดบริเวณรอบรากเทียมเพิ่มขึ้น<sup>(33)</sup>

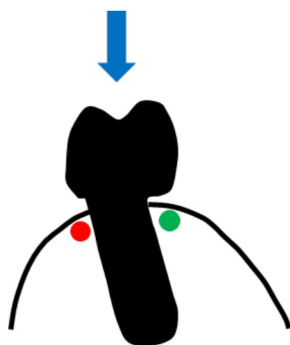
โดยสรุปการฝังรากเทียมนอกจากคำนึงถึงแนวการเอียงตัวของรากเทียมแล้ว ยังควรพิจารณาถึงแนวแกนของฟัน

หลักยึด แนวลาดเอียงของสันกระดูกขากรรไกร และทิศทางของแรงที่กระทำต่อรากเทียม โดยควรออกแบบการเอียงตัวของรากเทียมให้ทิศทางของแรงบดเคี้ยวที่ถ่ายทอดลงสู่รากเทียมมีทิศทางขนานกับแนวแกนของรากเทียมให้มากที่สุด และควรฝังรากเทียมให้เอียงตัวได้ไม่เกิน 5 องศา กับระนาบสลับ เพื่อหลีกเลี่ยงการละลายของกระดูกเบ้าฟันที่อาจเกิดขึ้น

### รูปร่างและคุณภาพของสันกระดูกขากรรไกรที่ให้การรองรับ

ในกรณีฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่มีรากเทียมร่วม รูปร่างของสันกระดูกขากรรไกรไม่มีผลต่อการกระจายความเค้นบริเวณกระดูกรอบรากเทียม<sup>(34)</sup> โดยรากเทียมที่ฝังบริเวณด้านท้ายของสันเหงือกไร้ฟัน ช่วยลดความเค้นบริเวณเส้นใยเยื่อเมือก (fibromucosa) และกระดูกรองรับฟันเทียมซึ่งขัดแย้งกับการศึกษาในฟันเทียมทั้งปากในขากรรไกรล่างพบว่า รูปร่างของสันกระดูกขากรรไกร เป็นปัจจัยที่มีอิทธิพลอย่างยิ่งต่อรูปแบบการกระจายความเค้นของฟันเทียมลงสู่อวัยวะรองรับฟันเทียม โดยพบความเค้นสูงสุดที่บริเวณเยื่อเมือกรองรับฟันเทียมในขากรรไกรที่สันกระดูกมีการละลายตัวมาก<sup>(49)</sup>

ความหนาแน่นของกระดูก (bone density) รอบรากเทียมเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่อคุณสมบัติเชิงกลบริเวณรอยต่อระหว่างรากเทียมและกระดูก<sup>(35)</sup> พบว่าอัตราความสำเร็จของการฝังรากเทียมในขากรรไกรบนซึ่งโดยมากมีลักษณะของกระดูกชนิดที่ 3 (Quality bone type 3) มีค่าต่ำกว่าอัตราความสำเร็จในขากรรไกรล่าง ซึ่งมักมีกระดูกชนิดที่ 2 (Quality bone type 2) (ร้อยละ 82.9 และ 91.5 ตามลำดับ)<sup>(50,51)</sup>



**รูปที่ 6** เมื่อมีแรงกระทำในแนวตั้งลงสู่รากเทียมที่เอียงทำมุมกับระนาบสลับ จะเกิดแรงกดในด้านที่เอียง (วงกลมด้านซ้ายของภาพ) และเกิดแรงดึงในด้านตรงกันข้าม (วงกลมด้านขวาของภาพ)

**Figure 6** When vertical force is applied to angled implant, compressive stresses occur on the crestal cortical bone towards the side of inclination (left side) and tensile stresses on the opposite side (right side).

### สรุป

การนำรากเทียมเข้ามาใช้ร่วมกับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน สามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการบดเคี้ยวเสถียรภาพของฟันเทียม และความพึงพอใจในผู้ป่วยได้อย่างมีนัยสำคัญ<sup>(9,52)</sup> อีกทั้งยังช่วยลดความเค้น และความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณฟันหลักยึด และอวัยวะปริทันต์ที่เหลื่ออยู่ โดยมีปัจจัยหลายประการที่มีอิทธิพลต่อรูปแบบการกระจายแรงของรากเทียม อวัยวะที่ให้การรองรับฟันเทียม และฟันเทียม



บางส่วนถอดได้ขยายฐาน ซึ่งจากการทบทวนวรรณกรรมสรุปได้ดังนี้

1. ตำแหน่งของรากเทียม พบว่า ไม่สามารถสรุปได้ชัดเจนว่าตำแหน่งรากเทียมใด ที่ทำให้เกิดรูปแบบการกระจายความเค้น และความเครียดที่สุดในฟันหลักยึด รากเทียม และอวัยวะรองรับฟันเทียม แต่พบว่าฝังรากเทียมที่ตำแหน่งท้ายสุดของสันเหงือกกว้าง ช่วยลดความยาวของคานยื่นที่เกิดขึ้นได้

2. ตำแหน่งของส่วนพัก พบว่า ควรออกแบบให้ส่วนพักอยู่ทางด้านไกลกลาง เพื่อลดโอกาสการแตกหักของฐานฟันเทียม

3. รูปแบบการให้แรงกด พบว่า ควรให้มีการสบแบบทั้งสองข้าง และมีพื้นที่ใต้ต่อโครงโลหะประมาณ 0.75 มิลลิเมตร

4. ความยาวและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากเทียม พบว่า ควรเลือกรากเทียมที่มีขนาดใหญ่ และความยาวมากที่สุดเท่าที่ลักษณะทางกายวิภาคเอื้อต่อการฝังรากเทียม เนื่องจากการเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสของรากเทียม ช่วยในการกระจายความเค้นจากแรงบดเคี้ยวได้ดีขึ้น

5. รูปแบบการเชื่อมต่อระหว่างฟันเทียมกับรากเทียม พบว่า ควรเลือกรูปแบบที่มีระบบยึดติดเชื่อมต่อกับรากเทียม เพื่อลดความเค้นที่ถ่ายทอดผ่านจากฟันเทียมมาสู่รากเทียม

6. การเอียงตัวของรากเทียม แนะนำให้ฝังรากเทียมตั้งฉากกับระนาบสบ หรือเอียงตัวได้เล็กน้อย ไม่เกิน 5 องศา กับระนาบสบ และอยู่ในแนวขนานกับแนวแกนของฟันหลักยึด ซึ่งสุดท้าย เพื่อให้แรงที่ถ่ายทอดลงตามแนวแกนของรากเทียม และมีการกระจายอย่างสม่ำเสมอ

7. รูปร่างของสันกระดูกขากรรไกรที่ให้การรองรับ พบว่า รูปร่างของสันกระดูกขากรรไกรไม่มีบทบาทต่อการกระจายความเค้นบริเวณกระดูกครอบรากเทียม

### กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณบริษัท เอ็กซา ซีแลม จำกัด ที่ให้การอนุเคราะห์วัสดุเพื่อทำการศึกษา

### เอกสารอ้างอิง

1. กรมอนามัย ส. รายงานผลการสำรวจสภาวะสุขภาพช่องปากระดับประเทศ ครั้งที่ 7 ประเทศไทย พ.ศ. 2555: สำนักงานกิจการ โรงพิมพ์องค์การสงเคราะห์ทหารผ่านศึก; 2556.

2. Islas-Granillo H, Borges-Yanez A, Medina-Solis CE, et al. Tooth-Loss Experience and Associated Variables among Adult Mexicans 60 Years and Older. *P R Health Sci J* 2016; 35(2): 88-92.
3. Oh WS, Oh TJ, Park JM. Impact of implant support on mandibular free-end base removable partial denture: theoretical study. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(2): 87-90.
4. Friedman PK, Lamster IB. Tooth loss as a predictor of shortened longevity: exploring the hypothesis. *Periodontol 2000* 2016; 72(1): 142-152.
5. Carr AB, Brown DT. CHAPTER 2 - Considerations for Managing Partial Tooth Loss: Tooth Replacements From the Patient Perspective. *McCracken's Removable Partial Prosthodontics*. 12<sup>th</sup> ed. Saint Louis: Mosby; 2011: 8-15.
6. Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO. The removable partial denture equation. *Br Dent J* 2000; 189(8): 414-424.
7. Sajjan C. An altered cast procedure to improve tissue support for removable partial denture. *Contemp Clin Dent* 2010; 1(2): 103-106.
8. Suenaga H, Kubo K, Hosokawa R, Kuriyagawa T, Sasaki K. Effects of occlusal rest design on pressure distribution beneath the denture base of a distal extension removable partial denture-an in vivo study. *Int J Prosthodont* 2014; 27(5): 469-471.
9. Ohkubo C, Kobayashi M, Suzuki Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: in vivo assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(6): 1095-1101.
10. Mijiritsky E, Ormianer Z, Klinger A, Mardinger O. Use of dental implants to improve unfavorable removable partial denture design. *Compend Contin Educ Dent* 2005; 26(10): 744-746.

11. Misch CE, Bidez MW. *Contemporary implant dentistry*. 3<sup>rd</sup> ed. St Louis: Mosby; 1999: 147.
12. R.D. Manderson DJW, D.C.A. Picton, editor Biomechanics of denture-supporting tissues. Proceedings of the Second International Prosthodontic Congress; 1979; St. Louis: The C. V. Mosby Co.
13. Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1963; 13(1): 114-124.
14. Seong-Kyun Kim S-JH, Jai-Young Koak, Jeong-Taek Lee, et al. Biomechanics of abutments supporting removable partial dentures under unilateral loading. *J Korean Acad Prosthodont* 2007; 45(6): 753-759.
15. Chikunov I, Doan P, Vahidi F. Implant-retained partial overdenture with resilient attachments. *J Prosthodont* 2008; 17(2): 141-148.
16. Xiao W, Li Z, Shen S, Chen S, Wang Y, Wang J. Theoretical role of adjunctive implant positional support in stress distribution of distal-extension mandibular removable partial dentures. *Int J Prosthodont* 2014; 27(6): 579-581.
17. Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo H, Suzuki Y, Kokubo Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *J Oral Rehabil* 2007; 34(1): 52-56.
18. Mijiritsky E. Implants in conjunction with removable partial dentures: a literature review. *Implant Dent* 2007; 16(2):146-154.
19. Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4(2): 99-105.
20. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992; 18(3): 264-274.
21. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7(1): 555-563.
22. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 2002; 30(7-8): 271-282.
23. Hegazy SA, Elshahawi IM, Elmotayam H. Stress-es induced by mesially and distally placed implants to retain a mandibular distal-extension removable partial overdenture: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(2): 403-407.
24. Memari Y, Geramy A, Fayaz A, Rezvani Habib Abadi S, Mansouri Y. Influence of Implant Position on Stress Distribution in Implant-Assisted Distal Extension Removable Partial Dentures: A 3D Finite Element Analysis. *J Dent (Tehran)* 2014; 11(5): 523-530.
25. Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dent* 2008; 17(3): 278-287.
26. Shahmiri R, Das R, Aarts JM, Bennani V. Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture during bilateral loading: occlusal rests position. *J Prosthet Dent* 2014; 112(5): 1126-1133.
27. Shahmiri R, Aarts JM, Bennani V, Das R, Swain MV. Strain Distribution in a Kennedy Class I Implant Assisted Removable Partial Denture under Various Loading Conditions. *Int J Dent* 2013; 2013: 351279.

28. Shahmiri R, Aarts JM, Bennani V, Atieh MA, Swain MV. Finite element analysis of an implant-assisted removable partial denture. *J Prosthodont* 2013; 22(7): 550-555.
29. Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dent* 2007; 16(3): 270-280.
30. Xiao W, Li Z, Shen S, Chen S, Chen S, Wang J. Influence of connection type on the biomechanical behavior of distal extension mandibular removable partial dentures supported by implants and natural teeth. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2015: 1-8.
31. Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Retention and stress distribution in distal extension removable partial dentures with and without implant association. *J Prosthodont Res* 2013; 57(1): 24-29.
32. de Freitas Santos CM, Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcon-Antenucci RM. Influence of implant inclination associated with mandibular class I removable partial denture. *J Craniofac Surg* 2011; 22(2): 663-668.
33. Hirata K, Takahashi T, Tomita A, Gonda T, Maeda Y. The Influence of Loading Variables on Implant Strain When Supporting Distal-Extension Removable Prosthesis: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont* 2015; 28(5): 484-486.
34. Junior MM, Anchieta RB, Rocha EP, Pereira JA, Archangelo CM, Freitas-Junior AC, et al. The influence of the alveolar ridge shape on the stress distribution in a free-end saddle removable partial denture supported by implant. *Acta Odontol Latinoam* 2011; 24(2): 168-175.
35. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23(3): 104-111.
36. Brunski JB. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ* 1988; 52(12): 775-787.
37. Tandlich M, Ekstein J, Reisman P, Shapira L. Removable prostheses may enhance marginal bone loss around dental implants: a long-term retrospective analysis. *J Periodontol* 2007; 78(12): 2253-2259.
38. DeBoer J. The effects on function of distal-extension removable partial dentures as determined by occlusal rest position. *J Prosthet Dent* 1988; 60(6): 693-696.
39. Chang M, Chronopoulos V, Mattheos N. Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *J Investig Clin Dent* 2013; 4(3): 142-150.
40. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1): 20-25.
41. Miyamoto I, Tsuboi Y, Wada E, Suwa H, Iizuka T. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery--clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. *Bone* 2005; 37(6): 776-780.
42. Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: a 2-D finite element analysis. *J Oral Implantol* 2007; 33(5): 243-256.
43. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(2):232-44.
44. Sato M, Suzuki Y, Kurihara D, Shimpo H, Ohkubo C. Effect of implant support on mandibular distal extension removable partial dentures: relationship between denture supporting area and stress distribution. *J Prosthodont Res* 2013; 57(2): 109-112.

45. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int* 2009; 40(4): 313-319.
46. MA EL, Elhaddad AA, Khirallah AS. Retentive Properties of O-Ring and Locator Attachments for Implant-Retained Maxillary Overdentures: An In Vitro Study. *J Prosthodont* 2016.
47. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; 91(1): 31-36.
48. Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent* 1998; 79(3): 328-334.
49. Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge--three-dimensional behaviour of a lower complete denture. *J Oral Rehabil* 2001; 28(10): 950-957.
50. Becker W, Becker BE, Alsuwyed A, Al-Mubarak S. Long-term evaluation of 282 implants in maxillary and mandibular molar positions: a prospective study. *J Periodontol* 1999; 70(8): 896-901.
51. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55(12 Suppl 5): 38-45.
52. Goncalves TM, Campos CH, Garcia RC. Implant retention and support for distal extension partial removable dental prostheses: satisfaction outcomes. *J Prosthet Dent* 2014; 112(2): 334-339.