

INFLUENCE OF IMPLANT HEIGHT ON PERI-IMPLANT BONE STRAINS IN 2-IMPLANT-RETAINED MANDIBULAR OVERDENTURES WITH LOCATOR ATTACHMENTS: AN IN VITRO STUDY

Suphatcha SAKOLSUJIN¹ and Krid KAMONKHANTIKUL^{1*}

¹ Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University, Thailand; Krid.k@chula.ac.th (Corresponding Author)

ARTICLE HISTORY

Received: 10 April 2026

Revised: 24 April 2026

Published: 16 May 2026

ABSTRACT

This study aimed to investigate the influence of implant height on peri-implant bone strain in 2-implant-retained mandibular overdentures using the LOCATOR attachment system. Two implants were placed in the canine regions of a mandibular model, divided into three groups based on implant depth. The right implant was placed at the bone crest in all groups, while the left implant was placed at the bone crest (Model 1), 2 mm subcrestally (Model 2), and 4 mm subcrestally (Model 3). Attachment heights (2, 4, and 6 mm) were selected to align all attachment heads at the same vertical level. A bilateral static load of 0-100 N was applied to the first molars, and bone strains were recorded using strain gauges and analyzed with two-way mixed ANOVA at a significance level of .05. The results showed that as the left implant depth increased, peri-implant bone strain on the left side also increased. No significant differences were found between Model 1 and Model 2, nor between the left and right sides within these models. However, Model 3 exhibited significantly higher strain on the left side compared to the right side and Models 1 and 2 ($p < .05$). This study concludes that different implant depths affect peri-implant bone strain. While a height discrepancy of up to 2 mm maintains balanced strain distribution, a 4-mm difference leads to a marked accumulation of strain on the deeper implant side.

Keywords: Biomechanics, Dental Implant, Mandibular Overdenture, LOCATOR

CITATION INFORMATION: Sakolsujin, S., & Kamonkhantikul, K. (2026). Influence of Implant Height on Peri-Implant Bone Strains in 2-Implant-Retained Mandibular Overdentures with Locator Attachments: An in Vitro Study. *Procedia of Multidisciplinary Research*, 4(5), 51

อิทธิพลของความสูงรากเทียมต่อความเครียดบริเวณกระดูกรอบรากเทียม ในฟันเทียมทั้งปากล่างชนิดถอดได้ทับรากเทียม 2 ตัว ร่วมกับสิ่งยึด โลหะเตเตอร์: การศึกษาในห้องปฏิบัติการ

สุพัชชา สกลสุจินต์¹ และ กฤษฎา กมลขันติกุล^{1*}

1 คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; Krid.k@chula.ac.th (ผู้ประพันธ์บรรณกิจ)

บทคัดย่อ

การวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาอิทธิพลของความสูงรากเทียมต่อความเครียดบริเวณกระดูกรอบรากเทียมในฟันเทียมทั้งปากล่างชนิดถอดได้ทับรากเทียม 2 ตัว ร่วมกับสิ่งยึดโลหะเตเตอร์ โดยทำการฝังรากเทียม 2 ตัว ที่บริเวณฟันเขี้ยวในแบบจำลองขากรรไกรล่าง แบ่งกลุ่มการทดลองเป็น 3 กลุ่มตามระดับความลึกของรากเทียม ในด้านขวาฝั่งระดับขอบกระดูกในทุกกลุ่ม และด้านซ้ายฝั่งที่ระดับขอบกระดูก (แบบจำลองที่ 1), ต่ำกว่าขอบกระดูก 2 มม. (แบบจำลองที่ 2) และ 4 มม. (แบบจำลองที่ 3) เลือกใช้สิ่งยึดความสูง 2, 4 และ 6 มม. ตามลำดับ เพื่อปรับระนาบของสิ่งยึดให้เท่ากัน ให้แรงกด 0-100 นิวตัน ที่ฟันกรามแท้ซี่แรกทั้งสองข้าง บันทึกค่าความเครียดด้วยเกจวัดความเครียด และวิเคราะห์ผลด้วยสถิติ Two-way mixed ANOVA ที่ระดับนัยสำคัญ .05 ผลการวิจัยพบว่า เมื่อความลึกของรากเทียมด้านซ้ายเพิ่มขึ้น ค่าความเครียดในกระดูกด้านซ้ายมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น โดยในแบบจำลองที่ 1 และ 2 ไม่พบความแตกต่างของค่าความเครียดระหว่างแบบจำลอง และ ไม่พบความแตกต่างในด้านซ้ายและด้านขวา อย่างไรก็ตาม ในแบบจำลองที่ 3 พบค่าความเครียดในด้านซ้ายสูงกว่าด้านขวา และ สูงกว่าแบบจำลองที่ 1 และ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ.05 งานวิจัยนี้จึงสรุปได้ว่าระดับความลึกของรากเทียมที่แตกต่างกันส่งผลต่อความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมเมื่อใช้สิ่งยึดโลหะเตเตอร์ ในกรณีที่รากเทียมต่างระดับกันไม่เกิน 2 มม. ยังคงสามารถกระจายแรงได้สมดุลระหว่างสองข้าง แต่ความแตกต่างที่ระดับ 4 มม. จะส่งผลให้เกิดความเครียดสะสมในกระดูกด้านที่รากเทียมอยู่ลึกกว่าอย่างชัดเจน

คำสำคัญ: ชีวกลศาสตร์, รากเทียม, ฟันเทียมทั้งปากล่างชนิดถอดได้ทับรากเทียม, โลหะเตเตอร์

ข้อมูลการอ้างอิง: สุพัชชา สกลสุจินต์ และ กฤษฎา กมลขันติกุล. (2569). อิทธิพลของความสูงรากเทียมต่อความเครียดบริเวณกระดูกรอบรากเทียมในฟันเทียมทั้งปากล่างชนิดถอดได้ทับรากเทียม 2 ตัว ร่วมกับสิ่งยึด โลหะเตเตอร์: การศึกษาในห้องปฏิบัติการ. *Procedia of Multidisciplinary Research*, 4(5), 51

บทนำ

ในปัจจุบันประชากรโลกเข้าสู่สังคมผู้สูงอายุ ส่งผลให้ความต้องการในการรักษาการสูญเสียฟันทั้งปาก มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น (Petersen & Yamamoto, 2005) ในทางทันตกรรม การบูรณะผู้ป่วยกลุ่มนี้มักใช้วิธีฟันเทียมทั้งปากแบบดั้งเดิม (Conventional complete dentures) อย่างไรก็ตาม ฟันเทียมชนิดนี้ มักประสบปัญหาในด้านการยึดอยู่โดยเฉพาะในขากรรไกรล่าง เนื่องจากการละลายอย่างต่อเนื่องของกระดูกสันเหงือก ทำให้ความสูงและรูปร่างของสันเหงือกเปลี่ยนแปลงไป (Allen & McMillan, 2003) รวมถึงฐานฟันเทียมขากรรไกรล่างมีพื้นที่สัมผัสน้อยกว่าขากรรไกรบน มีการเคลื่อนไหวของลิ้นและกล้ามเนื้อขณะบดเคี้ยว ซึ่งส่งผลต่อประสิทธิภาพการใช้งานของฟันเทียม เพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว จึงมีการนำรากเทียมมาใช้เพื่อช่วยในการยึดอยู่และรองรับฟันเทียม โดยพบว่ารากเทียมมีอัตราความสำเร็จสูงกว่าร้อยละ 90 เมื่อใช้งานเป็นเวลา 10 ปี (Nagasawa et al., 2013) และมีอัตราความสำเร็จสูงถึงร้อยละ 95 ในบริเวณขากรรไกรล่าง (Burns, 2000) แต่ภาวะแทรกซ้อนและความล้มเหลวยังคงเกิดขึ้นได้ โดยสาเหตุสำคัญคือการได้รับความเครียดรอบรากเทียมที่มากเกินไปซึ่งส่งผลให้เกิดการละลายตัวของกระดูกรอบรากเทียม ซึ่งเป็นหนึ่งในเกณฑ์ตัดสินความสำเร็จในการรักษาที่สำคัญ (Papaspnyridakos et al., 2012) ในสถานการณ์จริงการละลายของสันเหงือกเป็นสิ่งที่พบได้บ่อย และส่งผลให้ระดับความสูงของสันเหงือกในขากรรไกรด้านขวาและด้านซ้ายไม่เท่ากัน ทำให้ในบางครั้งไม่สามารถฝังรากเทียมในตำแหน่งอุดมคติได้ การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของความแตกต่างของระดับความสูงรากเทียมที่ 0, 2 และ 4 มม. ในฟันเทียมถอดได้ทั้งปากล่างยึดด้วยรากเทียม 2 ตำแหน่งร่วมกับสิ่งยึดโลหะเตตระ โดยทดสอบด้วยแรงกดที่ 0-100 นิวตัน บันทึกค่าความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมแต่ละด้านด้วยเกจวัดความเครียด และนำผลมาวิเคราะห์เพื่อใช้เป็นข้อมูลและแนวทางแก่ทันตแพทย์ ในการตัดสินใจเลือกใช้ความสูงสิ่งยึดของรากเทียมที่เหมาะสมที่มีการละลายของกระดูกขากรรไกรแบบไม่สมมาตร และหวังเป็นอย่างยิ่งว่าวิจัยนี้ จะช่วยลดโอกาสการเกิดภาวะแทรกซ้อน ส่งเสริมความสำเร็จของการรักษาในระยะยาว และยกระดับคุณภาพการดูแลรักษาผู้ป่วยให้ดียิ่งขึ้น

การทบทวนวรรณกรรม

การใส่ฟันเทียมถอดได้ทั้งปากล่างยึดด้วยรากเทียม 2 ตำแหน่ง ได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวางว่าเป็นทางเลือกแรกในการรักษาผู้ป่วยที่สูญเสียฟันทั้งปาก เนื่องจากช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการบดเคี้ยวและส่งเสริมคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยได้อย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับฟันเทียมทั้งปากแบบดั้งเดิม (Thomason et al., 2012) โดยตำแหน่งในการฝังรากเทียมทั้ง 2 ตัวนั้นนิยมฝังที่บริเวณระหว่างช่องประสาทคางทั้งสองข้าง (Interforaminal area) ของขากรรไกรล่าง เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีความหนาแน่นของกระดูกสูง มีเส้นประสาทมาเลี้ยงน้อย และไม่มีโครงสร้างทางกายภาพที่สำคัญขวางกั้นการปักรากเทียม สำหรับตำแหน่งที่สามารถเลือกฝังรากเทียมในบริเวณนี้มี 3 ทางเลือกหลัก ได้แก่ บริเวณฟันตัดข้าง ฟันเขี้ยว และฟันกรามน้อย การฝังในตำแหน่งฟันตัดข้างมักไม่ได้รับความนิยมเนื่องจากมักมีขนาดความกว้างของกระดูกสันเหงือกไม่เพียงพอ จากการศึกษา (ELsyad et al., 2019) พบว่า รากเทียมที่ใช้สิ่งยึดโลหะเตตระที่วางในตำแหน่งฟันเขี้ยวและฟันกรามน้อยเป็นเวลา 1 ปี มีอัตราการรอดชีวิตสูงโดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของดัชนีคราบลุนทรีย์ ดัชนีเหงือกอักเสบ หรือความมั่นคงของรากเทียม แต่พบว่าตำแหน่งฟันกรามน้อยมีแนวโน้มการเพิ่มขึ้นของความถี่ร่องลึกปริทันต์และการละลายของกระดูกรอบรากเทียมที่มากกว่าตำแหน่งฟันเขี้ยว หลังการใช้งานในระยะยาว การละลายของกระดูกที่เพิ่มขึ้นในตำแหน่งฟันกรามน้อยนั้นสามารถอธิบายได้ด้วยหลักการทางชีวกลศาสตร์ โดยปกติฟันเทียมถอดได้จะมีการหมุนรอบแนวแกนหมุน (Fulcrum line) ซึ่งลากผ่านตำแหน่งของรากเทียมทั้งสองข้าง ในกรณีนี้วางรากเทียมในตำแหน่งฟันกรามน้อย แนวแกนหมุนจะขยับไปทางด้านหลังมากขึ้น ในทางตรงกันข้าม การวางรากเทียมในตำแหน่งฟันเขี้ยวจะทำให้แนวแกนหมุนขยับมาทางด้านหน้า ซึ่งช่วยลดระยะของแขนคานดีดส่วนหน้า (Anterior lever arm) และลดแรงกระดก (Tipping forces) ที่กระทำต่อฟันเทียม ส่งผลให้

ฟันเทียมสามารถหมุนได้อย่างอิสระในขณะที่ใช้งาน และแรงบิดเคี้ยวส่วนใหญ่จะถูกส่งผ่านไปยังสันเหงือกขากรรไกรล่างส่วนหลัง ทำให้เกิดการกระจายแรงที่สมดุลมากขึ้น (Hong et al., 2012)

ในทางอุดมคติ ทันตแพทย์จะวางตำแหน่งรากเทียม 2 ตัวให้มีความสูงเท่ากัน ขนานกัน และตั้งฉากกับระนาบการสบฟันเพื่อให้เกิดการกระจายแรงที่สมดุล (Ogawa et al., 2010) หากรากเทียมตัวใดตัวหนึ่งอยู่สูงกว่าอีกตัวหนึ่ง จะก่อให้เกิดปัญหาในการใช้งาน เช่น การสึกที่เร็วขึ้นของส่วนยึดบนรากเทียมตัวที่ต่ำกว่า และแรงบิดเคี้ยวที่มากเกินไปบนรากเทียมตัวที่สูงกว่า ซึ่งนำไปสู่การสูญเสียกระดูกสันเหงือกที่เพิ่มขึ้น (Misch, 2004) ในสถานการณ์จริง ลักษณะการละลายของสันเหงือกในผู้ป่วยแต่ละรายมีความแตกต่างกันและมักไม่สมมาตร ทำให้ไม่สามารถฝังรากเทียมในตำแหน่งอุดมคติได้เสมอไป เพื่อชดเชยความแตกต่างนี้และควบคุมให้ระนาบรากเทียมอยู่ในระดับเดียวกัน รากเทียมที่ถูกฝังลึกกว่าจึงจำเป็นต้องใช้สิ่งยึดที่มีความสูงปลูกเหงือก (Cuff height) ที่ยาวขึ้น

ในปัจจุบันมีสิ่งยึดหลากหลายรูปแบบที่ใช้เชื่อมต่อระหว่างรากเทียมและฟันเทียม ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทหลัก ได้แก่ สิ่งยึดแบบเชื่อมโยง (Splinted attachments) และสิ่งยึดแบบอิสระ (Non-splinted attachments) สิ่งยึดแบบเชื่อมโยง เป็นการเชื่อมต่อรากเทียมด้วยบาร์ ซึ่งโดดเด่นในด้านความแข็งแรง แต่ก็พบข้อจำกัดหลายประการ เช่น ต้องการพื้นที่ในการบูรณะมาก การสะสมของคราบจุลินทรีย์ใต้บาร์ ขั้นตอนการผลิตและซ่อมแซมมีความซับซ้อน (Stoker et al., 2007) สิ่งยึดแบบอิสระ สิ่งยึดประเภทนี้ทำงานโดยอาศัยแต่ละหน่วยแยกจากกันอย่างเป็นอิสระ ได้แก่ สิ่งยึดแบบหัวบอล, แม่เหล็ก รวมถึง ระบบโลเคเตอร์ ที่เริ่มออกสู่ตลาดในปี ค.ศ. 2001 ได้รับความนิยมและใช้กันอย่างแพร่หลายในทางคลินิก ประกอบด้วย ส่วนต่อ (Abutment) ที่ทำจากโลหะผสมไทเทเนียมระดับ 5 เคลือบด้วยไทเทเนียมไนไตรด์ และส่วนยึดพลาสติกภายในที่ทำจากไนลอน โดยระบบมาตรฐาน จะมีกลไกการยึดแบบคู่ ซึ่งรองรับความไม่ขนานของรากเทียมได้ไม่เกิน 20 องศา ในขณะที่รุ่นขยายขีดความสามารถ ถูกออกแบบมาให้ยึดเฉพาะพื้นผิวภายนอกของส่วนต่อ ทำให้สามารถรองรับความไม่ขนานได้สูงสุดถึง 40 องศา (Zest Dental Solutions, 2020) สิ่งยึดโลเคเตอร์ มีค่าความสูงในแนวตั้ง เพียง 3.17 มม. ซึ่งต่ำกว่าสิ่งยึดประเภทอื่นๆ ช่วยให้สามารถใช้งานได้ในกรณีที่ผู้ป่วยมีพื้นที่ว่างระหว่างขากรรไกรจำกัด และช่วยลดพื้นที่ที่ใช้สำหรับสิ่งยึดใต้ฐานฟันเทียม ส่งผลให้ลดความเสี่ยงต่อการแตกหักของฐานฟันเทียม โดยมีความสูงให้เลือกใช้ได้ ตั้งแต่ 1 ถึง 6 มิลลิเมตร

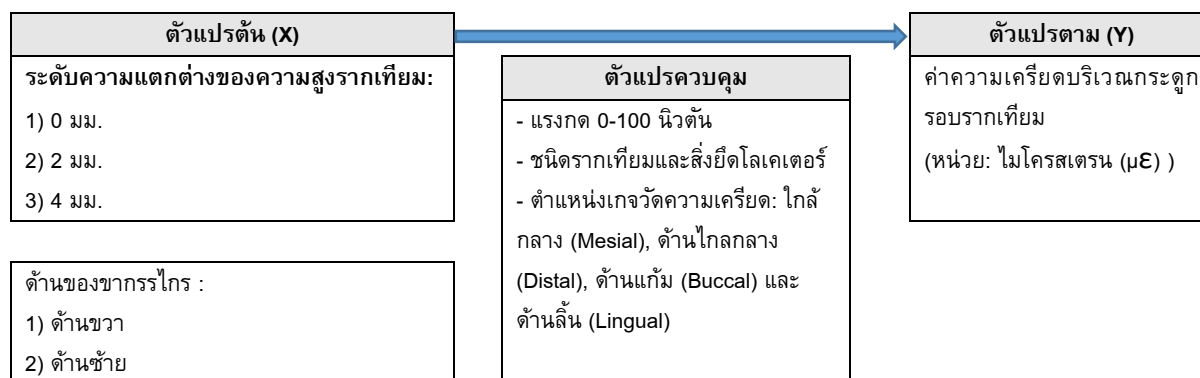
ผลการศึกษาในปัจจุบันพบว่าความสูงของสิ่งยึดส่งผลอย่างมากต่อรูปแบบของความเครียด ความสูงที่เพิ่มขึ้นจะทำให้หน้าที่เป็นแกนของโมเมนต์ที่ยาวขึ้น จะส่งผ่านความเครียดที่สูงขึ้นไปยังกระดูกรอบรากเทียม โดยทั่วไปจึงแนะนำให้เลือกใช้สิ่งยึดที่สั้นเพื่อลดความเครียดรอบรากเทียม (Bergendal & Engquist, 1998) การศึกษาพบว่า ความเครียดที่สูงกว่า 3000 ไมโครสเตรน นั้นเกินขีดความสามารถในการรองรับทางสรีรวิทยาของกระดูก สิ่งจะนำไปสู่การเกิดความเสียหายระดับจุลภาค และกระตุ้นให้เกิดการละลายของกระดูกรอบรากเทียมตามมาได้ (Pesqueira et al., 2014)

สำหรับการประเมินความเครียดรอบรากเทียมสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การวิเคราะห์ด้วยแสงโพลาไรซ์ (Photoelastic analysis) การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element analysis) รวมถึงวิธีการใช้เกจวัดความเครียด (Strain gauge) ซึ่งเป็นวิธีที่ได้รับการยอมรับและน่าเชื่อถือสูง โดยทำงานผ่านการวัดการเปลี่ยนค่าความต้านทานไฟฟ้าจากการเปลี่ยนรูปของพื้นผิวแล้วส่งสัญญาณไปยังเครื่องบันทึกข้อมูลเพื่อวิเคราะห์เป็นค่าดิจิทัล ซึ่งมีวิจัยจำนวนมาก (Elsyad et al., 2016; Pham et al., 2019; Pham et al., 2021) นิยมนำมาใช้เพื่อวัดความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมของฟันเทียมถอดได้ทั้งปากล่าง

สมมติฐานการวิจัย

การศึกษาในห้องปฏิบัติการนี้ ไม่มีความแตกต่างกันของค่าความเครียดรอบรากเทียม ระหว่างระดับความสูงของรากเทียมทั้ง 3 ระดับ (0, 2 และ 4 มม.) ในฟันเทียมถอดได้ทั้งปากล่างที่ยึดด้วยรากเทียม 2 ตัว ร่วมกับสิ่งยึดชนิด โลเคเตอร์ รวมถึงไม่มีความแตกต่างของค่าความเครียดในรากเทียมด้านซ้ายและด้านขวา และไม่มีอิทธิพลร่วมกัน ระหว่างปัจจัยด้านระดับความสูงและด้านของขากรรไกรอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ.05

กรอบแนวคิดการวิจัย



ภาพที่ 1 กรอบแนวคิด

วิธีดำเนินการวิจัย

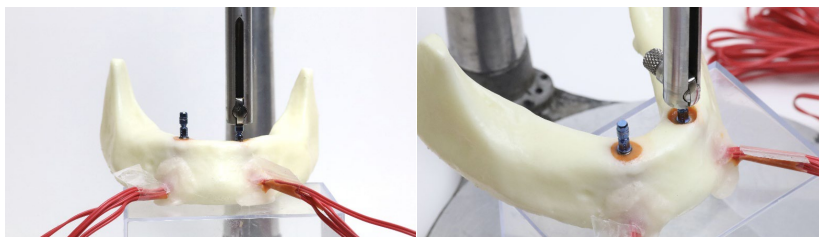
1) การเตรียมแบบจำลอง

การศึกษานี้เป็นการวิจัยในห้องปฏิบัติการ โดยใช้แบบจำลองขากรรไกรล่างชนิดไร้ฟันแบบสามมิติ ซึ่งผลิตจาก เรซินพอลิยูรีเทน และคลุมด้วยซิลิโคน ความหนา 2 มม. เพื่อจำลองเนื้อเยื่ออ่อนในช่องปาก สำหรับฟันเทียมขากรรไกรล่างผลิตด้วยซีฟันเรซินอะคริลิก และเรซินอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนโดยใช้เทคนิคการอัดแบบมาตรฐาน ตำแหน่งรากเทียมถูกกำหนดและวางแผนผ่านซอฟต์แวร์เอกซเรย์แคด (Exocad) โดยใช้ฟันเทียมเป็นต้นแบบ เพื่อกำหนดตำแหน่งรากเทียมและเตรียมพื้นที่สำหรับรากเทียมในแบบจำลอง จากนั้นจะทำการติดเกจวัดความเครียดบนผิวของรากเทียมไทเทเนียมจำลองชนิด Bone Level Tapered (RC, BLT; Straumann) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.1 มม. และความยาว 10 มม. โดยนำรากเทียมเคลือบด้วยเรซินอีพ็อกซี ให้มีความหนาสม่ำเสมอ 1 มม. โดยรอบ เพื่อเตรียมพื้นผิวให้เรียบสำหรับการติดตั้งเกจวัดความเครียด ทำการติดตั้งเกจวัดความเครียด (KFGS-1-120-C1-11-L3M2R; Kyowa Electronic Instruments) จำนวน 4 ตัวที่บริเวณพื้นผิวของเรซินซึ่งจำลองกระดูกโดยรอบรากเทียมที่ตำแหน่งด้านไกล่กลาง (Mesial), ด้านไกล่กลาง (Distal), ด้านแก้ม (Buccal) และด้านลิ้น (Lingual) ของรากเทียมแต่ละตัวด้วยกาวสำหรับติดเกจวัดความเครียด



ภาพที่ 2 แสดงการเคลือบเรซินรอบรากเทียม และตำแหน่งของเกจวัดความเครียด

ทำการฝังรากเทียมพร้อมเกจวัดความเครียดที่ตำแหน่งบริเวณฟันซี่ข้างทั้งสองข้าง โดยใช้เครื่องสำรวจขนาด และอุปกรณ์ช่วยโอนย้ายตำแหน่งรากเทียมเพื่อควบคุมตำแหน่งและให้รากเทียมทั้งสองขนานกัน จากนั้นจึงทำการผนึกให้คงที่ด้วยเรซินชนิดเดียวกัน ทิ้งไว้เพื่อให้เกิดกระบวนการพอลิเมอไรเซชันอย่างสมบูรณ์เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ณ อุณหภูมิห้อง

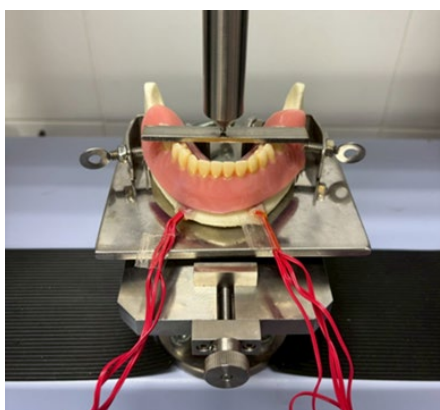


ภาพที่ 3 แสดงการฝังรากเทียมที่ตำแหน่งฟันเขี้ยวทั้งสองข้างด้วยเครื่องสำรวจขนาดและการฝึกด้วยเรซิน

แบ่งกลุ่มทดลองเป็น 3 กลุ่ม โดยกำหนดให้รากเทียมด้านขวาอยู่ในระดับขอบกระดูกสันเหงือก ในทุกแบบจำลอง และติดตั้งสิ่งยึดชนิดโลเคเตอร์ (Zest Dental Solutions) ที่มีความสูงปลูกเหงือก ขนาด 2 มม. ส่วนรากเทียมด้านซ้ายถูกกำหนดให้มีระดับความลึกต่ำกว่าขอบกระดูก ที่แตกต่างกัน 3 ระดับ ได้แก่ 0 มม. ในแบบจำลองที่ 1, 2 มม. ในแบบจำลองที่ 2 และ 4 มม. ในแบบจำลองที่ 3 จากนั้นจึงทำการติดตั้งสิ่งยึดที่มีความสูงปลูกเหงือก ขนาด 2, 4 และ 6 มม. ตามลำดับ เพื่อชดเชยความแตกต่างของระดับความลึกและควบคุมให้ระดับความสูงของส่วนยึดอยู่ในระนาบเดียวกันทำการขันส่วนยึดโลเคเตอร์เข้ากับรากเทียมด้วยแรง 35 นิวตันเซนติเมตร ตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิต จากนั้นจึงทำการยึดส่วนรับแรงโลหะ (Metal housings) เข้ากับฐานฟันเทียม โดยใช้เรซินอะคริลิกชนิดบ่มตัวได้ด้วยตัวเอง ด้วยเทคนิคการยึดโดยตรง (Direct pick-up technique) ภายหลังการเกิดกระบวนการพอลิเมอร์ไรเซชัน ได้ทำการกำจัดเรซินส่วนเกินออกและติดตั้งส่วนยึดพลาสติกภายใน (Retentive inserts) สีส้ม ซึ่งผ่านการแช่ในน้ำปราศจากไอออน ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 7 วันก่อนการใช้งาน เพื่อจำลองสภาวะแวดล้อมที่เหมาะสม

2) กระบวนการทดสอบ

ฟันเทียมแต่ละชุดถูกยึดเข้ากับแท่นทดสอบของเครื่องทดสอบวัสดุอเนกประสงค์ (Universal testing machine; EZ-S, Shimadzu) โดยจัดวางให้ระนาบการสบฟันอยู่ในแนวราบ ก่อนการบันทึกข้อมูลจริง ได้ทำการปรับเทียบเกจวัดความเครียดโดยการให้แรงกดซ้ำจำนวน 5 รอบ เพื่อกระตุ้นการทำงานของเกจและลดความคลาดเคลื่อนจากความร้อนรวมถึงความผิดพลาดจากการวัด โดยข้อมูลในช่วงการปรับเทียบนี้ไม่ถูกนำมาวิเคราะห์ผล การทดสอบใช้แรงกดในแนวตั้ง ตั้งแต่ 0 ถึง 100 นิวตัน ลงบนแบบจำลองด้วยความเร็วของหัวกด 1 มม./นาที เพื่อจำลองแรงบดเคี้ยว โดยแรงขนาด 100 นิวตัน ถูกเลือกใช้เนื่องจากเป็นค่าเฉลี่ยของแรงบดเคี้ยวสูงสุดในฟันเทียมทับรากเทียม สำหรับการให้แรงในฟันหลังทั้งสองข้าง (Bilateral posterior loading) ได้ใช้แท่งโลหะวางพาดบนฐานฟันเทียมบริเวณฟันกรามแท้ซี่แรกซึ่งเป็นบริเวณที่มักเกิดการเคลื่อนตัวของฟันเทียมและมีแรงบดเคี้ยวสูง (Tokuhsa et al., 2003) โดยแรงจะถูกกดที่บริเวณกึ่งกลางของแท่งโลหะดังกล่าว ทั้งนี้ได้ทำการเตรียมร่อง ไว้ที่จุดกึ่งกลางของแท่งโลหะ เพื่อความแม่นยำในการทดสอบซ้ำและป้องกันการลื่นไถลของหัวกด การทดลองทั้งหมดถูกควบคุมสภาวะแวดล้อม ณ อุณหภูมิห้องและความชื้นสัมพัทธ์ปกติ



ภาพที่ 4 แสดงการทดสอบใช้แรงกดในแนวตั้งบนแท่งโลหะ

3) การบันทึกข้อมูลและการวิเคราะห์ทางสถิติ

สัญญาณไมโครสเตรน (μE) ถูกบันทึกผ่านเครื่องบันทึกสัญญาณดิจิทัล (UCAM-550A; Kyowa Electronic Instruments) และซอฟต์แวร์จัดเก็บข้อมูล (DCS-110A; Kyowa) ที่เชื่อมต่อกับเครื่องทดสอบวัสดุอเนกประสงค์ โดยทำการเก็บข้อมูลที่มีความถี่ 10 เฮิรตซ์ และเว้นระยะห่างระหว่างรอบการทดสอบ 5 นาที เพื่อให้เกิดการระบายความร้อนโดยมีการเปลี่ยนส่วนยึดพลาสติกภายในชุดใหม่ทั้งด้านซ้ายและขวาก่อนการวัดทุกครั้ง กระบวนการนี้ถูกทดสอบซ้ำในชิ้นงานจำนวน 10 ครั้งต่อกลุ่ม รวมกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 30 ชิ้นงาน ซึ่งขนาดตัวอย่างนี้ถูกกำหนดผ่านซอฟต์แวร์วิเคราะห์อำนาจการทดสอบ (G*Power) อ้างอิงจากการศึกษาเบื้องต้น (Pilot study) โดยกำหนดขนาดอิทธิพลที่ 0.5, ระดับความเชื่อมั่น $\alpha = .05$ และอำนาจการทดสอบ 80% ซึ่งระบุว่า จำนวนตัวอย่างขั้นต่ำที่ต้องการคือ 3 ตัวอย่างต่อกลุ่ม ค่าความเครียดรอบรากเทียมจะถูกบันทึก ณ แรงกด 100 นิวตัน โดยบันทึกค่าจากทั้ง 4 ด้าน ได้แก่ ไกลกลาง (Mesial), ด้านไกลกลาง (Distal), ด้านแก้ม (Buccal) และด้านลิ้น (Lingual) จากนั้นนำค่าความเครียดที่ได้จากทั้ง 4 ตำแหน่งมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยเพื่อใช้เป็นตัวแทนของความเครียดรอบรากเทียมแต่ละตัวในการวิเคราะห์ผล ข้อมูลทั้งหมดจะถูกวิเคราะห์ด้วยซอฟต์แวร์ IBM SPSS Statistics โดยเริ่มจากการตรวจสอบการแจกแจงปกติด้วย Shapiro-Wilk test จากนั้นจึงวิเคราะห์ความแปรปรวนด้วยสถิติ การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบผสมสองทาง (Two-way mixed ANOVA) และเปรียบเทียบความแตกต่างรายคู่ด้วยวิธีบอนเฟอรโรนี (Bonferroni) โดยกำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติที่ .05

ผลการวิจัย

จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางชนิดผสม (Two-way mixed ANOVA) (ตารางที่ 1) เพื่อทดสอบอิทธิพลของระดับความสูงรากเทียมและด้านของรากเทียม ที่มีต่อค่าความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมในฟันเทียมถอดได้ทั้งปากล่างที่ยึดด้วยรากเทียม 2 ตัว ร่วมกับสิ่งยึดชนิดโลหะเดือ พบว่าความสูงรากเทียม ด้านในขากรรไกรของรากเทียม มีอิทธิพลต่อความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 นอกจากนี้ยังพบปฏิสัมพันธ์ระหว่างด้านและความสูงรากเทียมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ .05 ด้วยเช่นกัน

ตารางที่ 1 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนของความเครียดในกระดูกรอบรากเทียม

แหล่งความแปรปรวน (Source)	องศาอิสระ (df)	ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (MS)	ค่าสถิติ F	ค่า P
ความสูงรากเทียม	2	192.694	13.280	<.001*
ด้าน	1	883.618	63.364	<.001*
ปฏิสัมพันธ์ระหว่างด้านและความสูงรากเทียม	2	532.472	38.183	<.001*

* p < .05

เมื่อพิจารณาค่าความเครียดในแต่ละตำแหน่งของแบบจำลองในรากเทียมด้านขวา (ตารางที่ 2) และ รากเทียมด้านซ้าย (ตารางที่ 3) พบว่า ความเครียดสูงสุดปรากฏที่บริเวณ ด้านไกลกลาง (Distal) ในทุกๆแบบจำลอง และพบมากที่สุดที่ในแบบจำลองที่ 3 ด้านซ้าย ซึ่งมีค่าความเครียดสูงสุดเท่ากับ 78.5 ± 11.2 ไมโครสเตรน ตามด้วยด้านไกลกลาง (Mesial) และจะพบความเครียดต่ำสุดที่บริเวณด้านแก้ม (Buccal) และด้านลิ้น (Lingual)

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยและความคลาดเคลื่อนมาตรฐานในแต่ละตำแหน่งของความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมด้านขวา (หน่วย: ไมโครสเตรน)

แบบจำลอง	ด้านแก้ม (Buccal)	ด้านใกล้กลาง (Mesial)	ด้านลิ้น (Lingual)	ด้านไกลกลาง (Distal)
1	15.6 ± 4.6	28.1 ± 5.6	17.2 ± 4.1	47.2 ± 4.7
2	11.7 ± 3.7	32.6 ± 10.5	12.9 ± 4.2	50.7 ± 10.7
3	12.3 ± 3.6	22.6 ± 4.4	15.6 ± 6.1	42.6 ± 6.6

ตารางที่ 3 ค่าเฉลี่ยและความคลาดเคลื่อนมาตรฐานในแต่ละตำแหน่งของความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมด้านซ้าย (หน่วย: ไมโครสเตรน)

แบบจำลอง	ด้านแก้ม (Buccal)	ด้านใกล้กลาง (Mesial)	ด้านลิ้น (Lingual)	ด้านไกลกลาง (Distal)
1	14.6 ± 5.3	26.5 ± 4.2	18.9 ± 4.0	45.7 ± 4.7
2	9.6 ± 3.5	46.5 ± 9.6	13.5 ± 8.0	55.8 ± 8.2
3	20.0 ± 7.1	42.6 ± 9.9	28.9 ± 9.7	78.5 ± 11.2

เมื่อนำค่าเฉลี่ยทั้ง 4 ด้านของรากเทียมของทุกแบบจำลองมาทำการเปรียบเทียบ (ตารางที่ 4) พบว่า ในรากเทียมด้านรากเทียมด้านขวาของทั้ง 3 แบบจำลองมีค่าความเครียดไม่แตกต่างกัน ในขณะที่ค่าเฉลี่ยความเครียดรอบรากเทียมด้านซ้าย ในแบบจำลองที่ 1 และ 2 ไม่มีความแตกต่างกัน แต่ในแบบจำลองที่ 3 มีค่าความเครียดเพิ่มสูงขึ้นถึง 42.5 ± 5.1 และมากกว่าแบบจำลองที่ 1 และ 2 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.05 นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบค่าความเครียดระหว่างรากเทียมด้านขวาและด้านซ้าย พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในระหว่างด้านในแบบจำลองที่ 1 และ 2 แต่ในแบบจำลองที่ 3 พบความเครียดในรากเทียมด้านซ้ายสูงกว่าด้านขวาอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ 0.05

ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ยและความคลาดเคลื่อนมาตรฐานของความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมจากทั้ง 4 ตำแหน่ง ของรากเทียมด้านซ้ายและด้านขวา (หน่วย: ไมโครสเตรน)

แบบจำลอง	ด้านขวา	ด้านซ้าย
1	27.0 ± 3.2 ^{A,a}	26.4 ± 3.0 ^{A,a}
2	27.0 ± 4.0 ^{A,a}	31.4 ± 4.5 ^{A,a}
3	23.3 ± 2.0 ^{A,a}	42.5 ± 5.1 ^{B,b}

หมายเหตุ: * ตัวอักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่ต่างกันในแต่ละแถว แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างแบบจำลอง ($p < 0.05$) ตัวอักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กที่ต่างกันในแต่ละแถว แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างด้าน ($p < 0.05$)

สรุปและอภิปรายผลการวิจัย

การศึกษาวิจัยในห้องปฏิบัติการครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาอิทธิพลของระดับความสูงรากเทียมที่ต่างกันต่อความเครียดในกระดูกรอบรากเทียมของฟันเทียมทั้งปากล่างชนิดถอดได้ทั้งรากเทียม 2 ตัว ร่วมกับสิ่งยึดโลหะเคเตอร์ จากผลการทดสอบสมมติฐานด้วยสถิติ Two-way mixed ANOVA พบว่า ปัจจัยด้านความสูงรากเทียมและตำแหน่งของรากเทียมมีปฏิสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ซึ่งนำไปสู่การปฏิเสธสมมติฐานหลัก เนื่องจากระดับความสูงของรากเทียมส่งผลต่อการเกิดความเครียดในกระดูกที่ต่างกันไปในแต่ละด้าน ซึ่งสื่อถึงสภาวะการละลาย

ตัวของกระดูกขากรรไกรที่ไม่สมมาตรกัน ในการวิเคราะห์ข้อมูลงานวิจัยนี้เลือกใช้ ค่าสัมบูรณ์ของสเตรนเพื่อให้สามารถพิจารณาขนาดของแรงรวมที่เกิดขึ้นได้อย่างเหมาะสม เนื่องจากค่าที่ได้รับจากเกจวัดความเครียดจะปรากฏเป็นค่าบวก ซึ่งแสดงถึง แรงดึง (Tensile force) และค่าลบซึ่งแสดงถึง แรงอัด (Compressive force) การใช้ค่าสัมบูรณ์จึงช่วยให้การเปรียบเทียบแรงรวมที่กระดูกต้องรองรับและไม่ถูกทิศทางของแรงบิดเป็นผลการศึกษา เมื่อพิจารณารูปแบบการกระจายตัวของความเครียดพบลักษณะที่สอดคล้องกันในทุกแบบจำลอง คือความเครียดสูงสุดจะปรากฏที่บริเวณ ด้านไกลกลาง (Distal) ของรากเทียมเสมอ โดยเฉพาะในแบบจำลองที่ 3 ด้านซ้าย ที่จำลองกระดูกละลายมากที่สุด และพบค่าไมโครสเตรนรองลงมาที่ด้านใกล้กลาง (Mesial) ในขณะที่ด้านแก้ม (Buccal) และด้านลิ้น (Lingual) มีค่าต่ำสุด ผลดังกล่าวสะท้อนว่า บริเวณด้านไกลกลาง (Distal) และด้านใกล้กลาง (Mesial) เป็นด้านที่ได้รับภาระแรงที่มากกว่า และด้านไกลกลาง (Distal) เป็นตำแหน่งวิกฤตที่ต้องรับภาระแรงสูงที่สุด ซึ่งสอดคล้องกับพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ของฟันเทียมที่มีการเคลื่อนที่หรือหมุนในแนวหน้า-หลัง (Antero-posterior rotation) รอบสิ่งยึดเมื่อได้รับแรงบิดเคี้ยว รวมถึงงานวิจัยก่อนหน้านี้ (Hong et al., 2012; Unsal et al., 2019)

ผลการทดลองในแบบจำลองที่ 1 และ 2 ไม่พบความแตกต่างของความเครียดอย่างมีนัยสำคัญทั้งด้านซ้ายและด้านขวา ซึ่งเป็นผลมาจากกลไก การเคลื่อนที่แบบจุดหมุน (Pivot action) อันเป็นเอกลักษณ์ของสิ่งยึดโลหะเดือที่ช่วยในการกระจายแรง โดยส่วนฝาครอบฟันเทียมถูกออกแบบมาให้สามารถขยับได้ในทุกทิศทางรอบส่วนยึด ช่วยเพิ่มความยืดหยุ่น ในระหว่างการบดเคี้ยว ยอมให้ฟันเทียมขยับตัวตามแรงและช่วยให้แรงกระจายลงสู่เนื้อเยื่ออ่อนได้อย่างเหมาะสม ลักษณะดังกล่าวสอดคล้องผลการศึกษาก่อนหน้า (Heckmann et al., 2001) ที่พบว่า หากเลือกใช้ สิ่งยึดที่มีความยืดหยุ่น จะส่งผลให้มีการผ่อนปรนแรงไปยังเนื้อเยื่ออ่อน เกิดการกระจายแรงได้มากกว่าอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับสิ่งยึดที่มีความแข็งเกร็งที่แรงบดเคี้ยวทั้งหมดถูกส่งผ่านไปยังรากเทียมโดยตรง ซึ่งสภาวะดังกล่าวส่งผลให้เกิดความเครียดสะสมในกระดูกรอบรากเทียมในระดับที่สูงกว่า และเพิ่มความเสี่ยงต่อการสูญเสียกระดูกรอบรากเทียม อย่างไรก็ตาม พบว่ามีค่าความเครียดที่เพิ่มขึ้นมากกว่าในแบบจำลองที่ 2 และเกิดความแตกต่างของแรงในด้านซ้ายและขวาที่มากกว่า แม้ไม่แตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญจากแบบจำลองที่ 1 ดังนั้นการวางรากเทียมทั้งสองตัวควรอยู่ในระดับความสูงกระดูกที่เท่ากัน จะให้แรงเคี้ยวรอบรากเทียมน้อยและให้การกระจายแรงที่สมดุลที่สุด

สำหรับในแบบจำลองที่ 3 ที่มีความต่างของระดับกระดูกสูงถึง 4 มิลลิเมตร พบความไม่สมมาตรของแรงอย่างชัดเจน โดยความเครียดในรากเทียมด้านซ้ายสูงขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ .05 ปรากฏการณ์นี้สามารถอธิบายผ่านหลักการทางฟิสิกส์ตามสูตรคำนวณ $T = F * L$ โดยที่ T คือ แรงบิด (Torque), F คือ แรงบดเคี้ยว (Force) และ L คือ ความยาวของแขนคาน (Length of Lever arm) จากสูตรดังกล่าวจะเห็นได้ว่า เมื่อความยาวของสิ่งยึดเพิ่มขึ้น แรงบิดที่เกิดขึ้นย่อมเพิ่มสูงขึ้นตามไปด้วย การเพิ่มขึ้นของแขนคานในแบบจำลองที่ 3 จึงสร้างแรงบิดที่สูงเกินกว่าขีดความสามารถของสิ่งยึดโลหะเดือจะชดเชยได้ จึงควรเลือกใช้สิ่งยึดที่มีความยาวน้อยที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้เพื่อลดค่าความเครียดสอดคล้องกับผลการศึกษาก่อนหน้าที่ระบุว่า การเพิ่มขึ้นของความสูง ทุกๆ 1 มิลลิเมตร จะส่งผลให้แรงกระทำรอบรากเทียมและส่วนครอบรากเทียมเพิ่มขึ้นประมาณร้อยละ 3.6 สำหรับฟันเทียมชนิดถอดได้ทับรากเทียม (Misch, 2004) อย่างไรก็ตาม เมื่อพิจารณาในแง่ของความปลอดภัยทางสรีรวิทยา การศึกษานี้ไม่พบค่าความเครียดในตำแหน่งใดที่สูงเกินกว่า 3000 ไมโครสเตรน ซึ่งเป็นจุดวิกฤตที่ก่อให้เกิดความเสียหายระดับจุลภาคและการละลายของกระดูกรอบรากเทียม

ข้อเสนอแนะเชิงคลินิก

ในการวางแผนรักษาผู้ป่วยฟันเทียมทั้งปากล่างชนิดถอดได้ทับรากเทียม ทันตแพทย์ควรพิจารณาประเมินความแตกต่างของระดับกระดูกสันเหงือกทั้งสองข้าง เนื่องจากส่งผลต่อการเลือกความสูงของสิ่งยึดรากเทียม โดยในกรณีที่ระดับกระดูกมีความแตกต่างกันไม่เกิน 2 มิลลิเมตร การเลือกใช้สิ่งยึดโลหะเดือ ยังคงมีประสิทธิภาพในการกระจายแรงที่สมดุล เนื่องจากคุณสมบัติ การเคลื่อนที่แบบจุดหมุน (Pivot action) และการขยับตัวได้อย่างอิสระ ซึ่งช่วยชดเชยแรงบิดที่เกิดขึ้นจากความต่างระดับของกระดูกได้ดี อย่างไรก็ตาม ในกรณีที่ผู้ป่วยมีการละลายของกระดูกแตกต่างกันตั้งแต่ 4 มิลลิเมตรขึ้นไป ทันตแพทย์พึงระมัดระวังการใช้สิ่งยึดที่มีความสูงเพิ่มขึ้นตามระดับกระดูกเพียงอย่างเดียว

เนื่องจากสิ่งยึดที่ยาวขึ้นจะทำหน้าที่เป็นแกนของโมเมนต์ ที่ส่งผ่านความเครียดไปยังกระดูกอบรากเทียมด้านนั้นสูงกว่าปกติจนเกิดความไม่สมมาตรของแรงอย่างชัดเจน และอาจพิจารณาทางเลือกอื่นเพิ่มเติม เช่น การปรับแต่งระดับกระดูก ลดความต่างระดับของกระดูกก่อนการฝังรากเทียม เพื่อรักษาระดับกระดูกอบรากเทียมและสามารถใช้งานของรากเทียมได้ในระยะยาว

ข้อจำกัดของการศึกษาและข้อเสนอแนะสำหรับวิจัยในอนาคต

- 1) การศึกษานี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการ จึงยังขาดความซับซ้อนของปัจจัยในช่องปาก เช่น น้ำลาย และความยืดหยุ่นของเนื้อเยื่ออ่อนที่รองรับฟันเทียม ซึ่งปัจจัยเหล่านี้ อาจส่งผลต่อการคืนตัวของฐานฟันเทียมและการกระจายความเครียดรอบรากเทียม
- 2) การศึกษานี้ให้แรงกดเฉพาะในแนวตั้งที่บริเวณพื้นหลังของฟันเทียม แต่ในสภาวะการใช้งานจริงมีแรงในแนวราบและแนวเอียงร่วมด้วย การวิจัยในอนาคตอาจพิจารณาการให้แรงแบบเคลื่อนที่จำลองการใช้งานจริงเพื่อประเมินผลกระทบและความคงทนในระยะยาว
- 3) ควรมีการศึกษาเปรียบเทียบกับสิ่งยึดฟันชนิดอื่นเพื่อเป็นข้อมูลพื้นฐานที่หลากหลายสำหรับทันตแพทย์ในการเลือกใช้ทางคลินิกให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละราย

เอกสารอ้างอิง

- Allen, P. F., & McMillan, A. S. (2003). A review of the functional and psychosocial outcomes of edentulousness treated with complete replacement dentures. *Journal of the Canadian Dental Association*, 69(10), 662.
- Bergendal, T., & Engquist, B. (1998). Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2), 253.
- Burns, D. R. (2000). Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont*, 9(1), 37-46.
- ELsyad, M. A., Maryod, W. H., & Mostafa, A. Z. (2019). Effect of implant position on clinical and radiographic outcomes of locator-retained mandibular overdentures: a 1-year prospective study. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e699-e704.
- Elsyad, M. A., Setta, F. A., & Khirallah, A. S. (2016). Strains around distally inclined implants retaining mandibular overdentures with Locator attachments: an in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(2), 116-124.
- Heckmann, S. M., Wichmann, M. G., Winter, W., Meyer, M., & Weber, H. P. (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clinical oral implants research*, 12(6), 640-647.
- Hong, H. R., Pae, A., Kim, Y., Paek, J., Kim, H. S., & Kwon, K. R. (2012). Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(5), e69-76.
- Misch, C. E. (2004). *Dental implant prosthetics-E-book*. Elsevier Health Sciences.
- Nagasawa, M., Takano, R., Maeda, T., & Uoshima, K. (2013). Observation of the bone surrounding an overloaded implant in a novel rat model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 109-116.

- Ogawa, T., Dhaliwal, S., Naert, I., Mine, A., Kronstrom, M., Sasaki, K., & Duyck, J. (2010). Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6), 566-573.
- Papaspyridakos, P., Chen, C. J., Singh, M., Weber, H. P., & Gallucci, G. (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of dental research*, 91(3), 242-248.
- Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Gennari Filho, H., Monteiro, D. R., Dos Santos, D. M., Haddad, M. F., & Pellizzer, E. P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 217-228.
- Petersen, P. E., & Yamamoto, T. (2005). Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community dentistry and oral epidemiology*, 33(2), 81-92.
- Pham, N. Q., Gonda, T., Takahashi, T., & Maeda, Y. (2019). The influence of bone loss on peri-implant bending strain under overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(4), 900-906.
- Pham, N. Q., Gonda, T., Takahashi, T., Maeda, Y., & Ikebe, K. (2021). Effect of the Features of Mandibular Implant Overdenture Attachments on the Bending Strain Around Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 36(1), 94-102.
- Stoker, G. T., Wismeijer, D., & Van Waas, M. A. J. (2007). An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of aftercare and cost-analysis with three types of mandibular implant-retained overdentures. *Journal of dental research*, 86(3), 276-280.
- Thomason, J. M., Kelly, S. A. M., Bendkowski, A., & Ellis, J. S. (2012). Two implant retained overdentures—A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of dentistry*, 40(1), 22-34.
- Tokuhisa, M., Matsushita, Y., & Koyano, K. (2003). In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 128-134.
- Unsal, G. S., Erbasar, G. N. H., Aykent, F., Ozyilmaz, O. Y., & Ozdogan, M. S. (2019). Evaluation of stress distribution on mandibular implant-supported overdentures with different bone heights and attachment types: a 3D finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 45(5), 363-370.
- Zest Dental Solutions. (2020). *LOCATOR® attachment system technique manual (Rev. D)*. Retrieved from https://www.zestdent.com/media/pdf/L8030-TM_LOCATOR_TECH%20MANUAL_Rev_D.pdf.

Data Availability Statement: The raw data supporting the conclusions of this article will be made available by the authors, without undue reservation.

Conflicts of Interest: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Publisher's Note: All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any

product that may be evaluated in this article, or claim that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.



Copyright: © 2026 by the authors. This is a fully open-access article distributed under the terms of the Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International (CC BY-NC-ND 4.0).