

EVALUATION OF PERIIMPLANT STRAIN WITH DIFFERENT SAGITTAL IMPLANT INCLINATION AND DENTURE ATTACHMENTS IN MANDIBULAR IMPLANT-RETAINED OVERDENTURE

Pichaya AMARALIKIT¹ 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 experimental study aimed to evaluate the periimplant strain with different sagittal implant inclination and denture attachment on mandibular periimplant strain under posterior loading. The results of the study revealed that: 1) at 0-degree angulation, the highest strain was observed at the lingual and distal sites, whereas at 15- and 30-degree angulations, the highest strain shifted to the labial site; 2) labial strain at 15- and 30-degrees were significantly higher than those at 0-degrees, while the lingual and distal sites exhibited the highest strain at 0-degree angulation; and 3) at 15-degree angulation, the Locator group showed the highest strain at the labial site, whereas at 30-degree angulation, the Locator R-Tx group demonstrated the highest strain at the labial site. These findings indicate that increasing implant inclination affects the pattern of periimplant strain distribution and is influenced by attachment design. Parallel implant placement remains the most favorable approach to minimize periimplant stress. However, when implant inclination is unavoidable, appropriate selection of attachment systems may help reduce stress transmission to the periimplant bone, the Locator R-Tx group should be considered for implants with a 15-degree angulation, as this configuration is associated with lower peri-implant strain compared to the Locator group. For implants inclined at 30-degree, caution is advised when using either attachment system, and alternative implant positioning that results in a reduced angulation of less than 30-degree should be considered.

Keywords: Implant Overdenture, Implant Inclination, Periimplant Bone Strain, Denture Attachment

CITATION INFORMATION: Amaralikit, P., & Kamonkhantikul, K. (2026). Evaluation of Periimplant Strain with Different Sagittal Implant Inclination and Denture Attachments in Mandibular Implant-Retained Overdenture. *Procedia of Multidisciplinary Research*, 4(5), 52

การวิเคราะห์ความเครียดของกระดูกขากรรไกรล่างรอบรากฟันเทียม ที่มีมุมเอียงของรากฟันเทียมและชนิดหลักยึดฟันเทียมที่แตกต่างกัน

พิชญา อัมราลิขิต¹ และ กฤช กมลขันติกุล^{1*}

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

บทคัดย่อ

การศึกษาทดลองนี้มีวัตถุประสงค์ เพื่อประเมินค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมในขากรรไกรล่างในระบบหลักยึดฟันเทียม 2 ชนิด โดยมีมุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบซาคิตัลที่แตกต่างกัน ในแบบจำลองฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียมภายใต้การลงแรงโดยออกแบบให้จำลองสถานการณ์การบดเคี้ยวจริง ได้แก่ การลงแรงด้านท้าย ผลการศึกษาพบว่า 1) มุม 0 องศา ค่าความเครียดสูงสุดพบที่ตำแหน่งด้านลิ้นและด้านไกลกลาง ขณะที่มุม 15 และ 30 องศา ค่าความเครียดสูงสุดเปลี่ยนไปอยู่ที่ด้านริมฝีปาก 2) ความเครียดที่ด้านริมฝีปากในมุม 15 และ 30 องศาสูงกว่ามุม 0 องศาอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่ด้านลิ้นและด้านไกลกลางแสดงค่าความเครียดสูงสุดที่มุม 0 องศา 3) มุม 15 องศา กลุ่มหลักยึดโลเคเตอร์ พบค่าความเครียดสูงสุดที่ตำแหน่งด้านริมฝีปาก ส่วนที่มุม 30 องศา กลุ่มหลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์ แสดงค่าความเครียดสูงสุดที่ตำแหน่งด้านริมฝีปาก ซึ่งผลการศึกษาชี้ให้เห็นว่าการเพิ่มมุมเอียงของรากฟันเทียมมีผลต่อรูปแบบการกระจายความเครียดรอบรากฟันเทียม และสัมพันธ์กับลักษณะของระบบหลักยึด โดยการวางรากฟันเทียมให้ขนานกันยังคงเป็นแนวทางที่เหมาะสมในการลดความเครียดรอบรากฟันเทียม แต่อย่างไรก็ตามในกรณีที่ไม่สามารถหลีกเลี่ยงการเอียงของรากฟันเทียมได้ ควรพิจารณาเลือกใช้ระบบหลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์ในกรณีที่รากฟันเทียมมีมุมเอียง 15 แต่ในรากเทียมที่เอียง 30 องศา มีข้อควรระวังในการใช้ระบบหลักยึดทั้ง 2 ระบบ หรือหาตำแหน่งในการฝังรากเทียมอื่นที่ทำให้เกิดการเอียงที่น้อยกว่า 30 องศา

คำสำคัญ: ฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียม, มุมเอียงของรากฟันเทียม, ความเครียดของกระดูกโดยรอบรากฟันเทียม, หลักยึดฟันเทียม

ข้อมูลการอ้างอิง: พิชญา อัมราลิขิต และ กฤช กมลขันติกุล. (2569). การวิเคราะห์ความเครียดของกระดูกขากรรไกรล่างรอบรากฟันเทียม ที่มีมุมเอียงของรากฟันเทียมและชนิดหลักยึดฟันเทียมที่แตกต่างกัน. *Procedia of Multidisciplinary Research*, 4(5), 52

บทนำ

ฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียมแบบยึดด้วยรากฟันเทียม 2 ตัว ได้รับการยอมรับให้เป็นทางเลือกแรกในการรักษาผู้ป่วยขากรรไกรล่างที่ไม่มีฟันตามข้อเสนองานของ Feine et al. (2002) และการสลายตัวของกระดูกโดยรอบรากฟันเทียมถือเป็นปัจจัยสำคัญที่ใช้ประเมินความสำเร็จของรากฟันเทียม ซึ่งสามารถเกิดได้จากทั้งปัจจัยทางชีวกลศาสตร์ เช่น แรงบดเคี้ยวที่มากเกินไป และปัจจัยทางจุลชีพ เช่น การติดเชื้อ โดยเมื่อมีการอักเสบเพิ่มขึ้นหรือมีความเครียดรอบรากฟันเทียมมากขึ้น จะส่งผลให้การสลายตัวของกระดูกเพิ่มมากขึ้น และมีรายงานว่า การเกิดแรงที่มากเกินไปจะสามารถเร่งกระบวนการสลายกระดูกได้ (Pham et al., 2021) ปัจจัยทางชีวกลศาสตร์ พบว่า ความเครียดดัดงอรอบรากฟันเทียมมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อกระดูกมีการสลายอย่างต่อเนื่อง และความเครียดที่มากเกินไปส่งผลต่อการสลายกระดูกให้เร็วขึ้น (Pham et al., 2019) ดังนั้นนอกจากการควบคุมการอักเสบรอบรากฟันเทียมแล้วการควบคุมความเครียดดัดงอก็มีความสำคัญอย่างยิ่ง เพื่อลดความเสี่ยงของการสูญเสียกระดูกในอนาคต (Kitamura et al., 2004) สำหรับการใช้รากฟันเทียมร่วมกับฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียม ควรมีการวางรากฟันเทียมให้ขนานกันเพื่อให้ได้แรงยึดอยู่ที่เหมาะสม รวมถึงการใส่ชิ้นส่วนหลักยึดได้อย่างสมบูรณ์ และลดการสึกหรอหรือความล้าของชิ้นส่วนหลักยึด (Wiemeyer et al., 2001) แต่อย่างไรก็ตามในทางคลินิกอาจมีข้อจำกัดจากโครงสร้างทางกายวิภาค และขั้นตอนการรักษา ซึ่งอาจทำให้ตำแหน่งของรากฟันเทียมเบี่ยงเบนจากตำแหน่งอุดมคติ (Walton et al., 2001) แม้ว่ารากฟันเทียมที่มีการเอียงจะมีอัตราความสำเร็จสูง (Peñarrocha Diago et al., 2013) แต่ก็อาจรบกวนแนวทางการใส่ฟันเทียม และเพิ่มการถ่ายทอดความเครียดไปยังกระดูกโดยรอบมากกว่าการวางแบบตั้งฉากกับแนวการสบฟัน ดังนั้นการเลือกใช้หลักยึดฟันเทียมอย่างเหมาะสมอาจช่วยลดความเสี่ยงของการสลายกระดูกรอบรากฟันเทียมได้ (Elsyad et al., 2016) อย่างไรก็ตามในปัจจุบันยังไม่มีข้อสรุปที่ชัดเจนว่าคุณลักษณะของหลักยึดฟันเทียมใดควรได้รับความสำคัญสูงสุดในการเลือกใช้งานเพื่อให้ได้ประสิทธิภาพทางชีวกลศาสตร์ที่ดีที่สุด

การทบทวนวรรณกรรม

ฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียมได้รับการแนะนำอย่างแพร่หลายให้เป็นวิธีการรักษามาตรฐานสำหรับผู้ป่วยที่ไม่มีฟันทั้งขากรรไกรล่างทั้งหมด โดยฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียมช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการบดเคี้ยวและความพึงพอใจของผู้ป่วยโดยรวม เมื่อเทียบกับฟันเทียมทั้งปากแบบดั้งเดิม (Thomason et al., 2003) ตัวหลักยึดฟันเทียมเป็นปัจจัยสำคัญต่อความสำเร็จเนื่องจากควรให้แรงยึดที่เพียงพอ กระจายแรงได้เหมาะสม ดูแลความสะดวกได้ง่าย และสามารถปรับแต่งหรือเปลี่ยนได้สะดวก (Chung et al., 2004) ระบบหลักยึดชนิดสแตต นิยมใช้อย่างแพร่หลายในทางคลินิกเนื่องจากยึดติดกับฟันเทียมได้ง่าย ราคาต่ำ การใช้งานไม่ซับซ้อน และมีความไวต่อเทคนิคน้อย ระบบหลักยึดหลายชนิดมีระดับแรงยึดที่แตกต่างกันเพื่อตอบสนองความต้องการของผู้ป่วยแต่ละราย อีกทั้งมีความสูงของเหงือกให้เลือกตามตำแหน่งรากฟันเทียม และสามารถรองรับมุมเอียงของรากฟันเทียมในระดับต่างๆ ได้ (Seo et al., 2016) ระบบหลักยึดโลเคเตอร์ (LOCATORS: LC) ผลิตจากไทเทเนียมอัลลอยเกรด 5 เคลือบด้วยไทเทเนียมไนไตรด์ และมีพื้นผิวยึดภายนอกแบบคู่ ส่วนในลอนมีทั้งแบบมาตรฐานและแบบขยาย ซึ่งสามารถซดเซมเบียงเบนได้สูงสุด 10 องศาต่อรากฟันเทียมในแบบมาตรฐาน และสูงสุด 20 องศาในแบบขยาย (Zest Dental Solutions, 2020) ระบบหลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์ (LOCATOR R-Tx: LR) ผลิตจากไทเทเนียมอัลลอย เคลือบด้วยไทเทเนียมคาร์บอนไนไตรด์เพื่อเพิ่มความแข็งแรงและความทนทานต่อการสึกหรอ มีลักษณะเป็นทรงพีระมิดแคบ พร้อมการยึดแบบคู่ และมีรูขนาดเล็กบนหัวหลักยึด เพื่อลดการสะสมของเศษอาหาร โดยในลอนแบบมาตรฐานสามารถรองรับการเอียงได้ถึง 30 องศาต่อรากฟันเทียม (Zest Dental Solutions, 2021) มีการศึกษาหลายงานที่ประเมินผลทางชีวกลศาสตร์ของจำนวนรากฟันเทียม ระบบหลักยึด และการออกแบบฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียม โดยแสดงให้เห็นว่า รากฟันเทียมจำนวน 2 ตัวเพียงพอสำหรับรองรับฟันเทียมในขากรรไกรล่างและฝังในแนวขนานในระนาบตั้งฉากกับแนวบดเคี้ยวถือว่าเหมาะสมต่อความสำเร็จในระยะยาว (Ogawa et al., 2010) อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดทางกายวิภาค เช่น การฟ่อของสันกระดูกและ

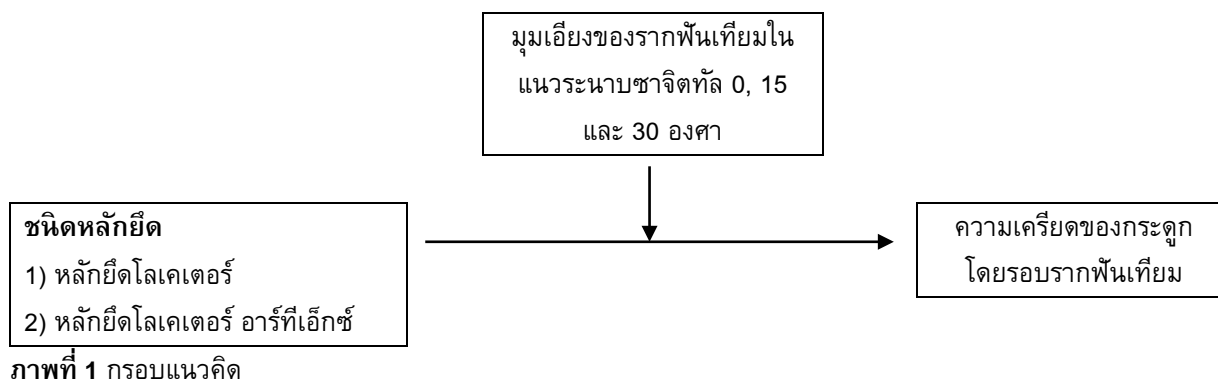
ความเว้าของด้านล้น มักทำให้ไม่สามารถวางรากฟันเทียมในตำแหน่งที่เหมาะสมได้ ส่งผลให้ต้องวางรากฟันเทียมในลักษณะเอียงแทนที่จะตั้งฉากกับระนาบดเคี้ยว (Alameldeen et al., 2020; Mericske-Stern, 1993; Ogawa et al., 2010; Srinivasan et al., 2016) มีรายงานว่า การเอียงของรากฟันเทียมไปทางด้านริมฝีปากหรือด้านล้นมีความสัมพันธ์กับความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งรากฟันเทียมและมีความซับซ้อนทางทันตกรรมประดิษฐ์ที่เพิ่มขึ้น นอกจากนี้มุมเอียงของรากฟันเทียมยังสามารถก่อให้เกิดแรงบดเคี้ยวที่มากเกินไป ส่งผลให้เกิดการกระตุ้นตัวของความเครียด (Watanabe et al., 2003) โดยเฉพาะบริเวณส่วนคอของรากฟันเทียม ซึ่งอาจทำให้เกิดรอยร้าวขนาดเล็กในกระดูกโดยรอบ เกิดการคลายตัวของสกรูยึดหลักยึดและอาจนำไปสู่การแตกหักของรากฟันเทียมได้ (Lombardi et al., 2019) ในฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียม การสลายตัวของสันกระดูกด้านหลังจะค่อยๆ ทำให้ฟันเทียมเคลื่อนไหวได้ และเกิดแรงดัดรอบเส้นจุดหมุนระหว่างรากฟันเทียมทั้งสอง ดังนั้น แม้ว่าระบบหลักยึดแบบยึดหยุ่นจะช่วยลดการถ่ายทอดแรงโดยตรง แต่การเคลื่อนของฟันเทียมยังคงสามารถก่อให้เกิดแรงเครียดจำนวนมากที่ถ่ายทอดไปยังกระดูกรอบรากฟันเทียม ซึ่งอธิบายถึงค่าความเครียดที่ค่อนข้างสูงที่พบในการศึกษา (Daas et al., 2008; Watanabe et al., 2003; Yoo et al., 2017) เมื่อรวมกับแรงบดเคี้ยวที่มากเกินไป ความเครียดที่กระตุ้นนี้อาจส่งเสริมการสลายของกระดูก เกิดหลุมยุบ เกิดภาวะเนื้อเยื่อรอบรากฟันเทียมอักเสบ และความล้มเหลวของรากฟันเทียม ตามทฤษฎี mechanostat ของ Frost การควบคุมค่าความเครียดให้อยู่ในช่วงทางสรีรวิทยาเป็นสิ่งสำคัญในการรักษาสสมดุลของกระดูกและป้องกันการสูญเสียกระดูกหรือการแตกหักได้ (Frost, 1994) แม้ว่าจะมีหลายเทคนิคในการวัดค่าความเครียดของกระดูก เช่น วิธีการวิเคราะห์ความเครียด/ความเครียดเชิงทดลองโดยใช้แสงและวัสดุโปร่งใส (Celik & Uludag, 2007; Machado et al., 2011) และการวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ (Daas et al., 2008; Hong et al., 2012; Hussein, 2013) แต่การใช้สเตรนเกจที่ติดกับพื้นผิวโดยตรงสามารถวัดค่าได้จากการทดลองจริง และถือเป็นมาตรฐานเนื่องจากมีความแม่นยำสูงและตอบสนองต่อความถี่ได้ดี (Elsyad et al., 2017; Elsyad et al., 2017; Elsyad et al., 2016; Grassi & Isaksson, 2015) การเปลี่ยนแปลงของความต้านทานไฟฟ้าที่ตรวจวัดได้จากสเตรนเกจจะถูกแปลงเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าและรายงานเป็นค่าไมโครสเตรน มีการศึกษาหลายงานเกี่ยวกับฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียมที่ประเมินผลของมุมเอียงของรากฟันเทียมต่อค่าความเครียดโดยใช้ สเตรนเกจ ซึ่งพบว่าค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมจะเพิ่มขึ้นเมื่อมุมเอียงของรากฟันเทียมเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับการวางในแนวตั้ง และยังมีรายงานว่าระบบหลักยึดโลเคเตอร์ ให้ค่าความเครียดบนรากฟันเทียมน้อยกว่าหลักยึดชนิดแท่งและคลิป (Elsyad et al., 2017; Elsyad et al., 2017; Elsyad et al., 2016; Yoo et al., 2017) อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีการศึกษาที่เปรียบเทียบระบบหลักยึดชนิดสตัดที่แตกต่างกันต่อค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมภายใต้มุมเอียงในระนาบขาคิตัลที่แตกต่างกัน

วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้ คือ เพื่อประเมินค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมในขากรรไกรล่างในระบบหลักยึดฟันเทียม 2 ชนิด โดยมีมุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบขาคิตัลที่แตกต่างกัน ในแบบจำลองฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียมภายใต้การลงแรงโดยออกแบบให้จำลองสถานการณ์การบดเคี้ยวจริง ได้แก่ การลงแรงด้านท้าย

สมมติฐานการวิจัย

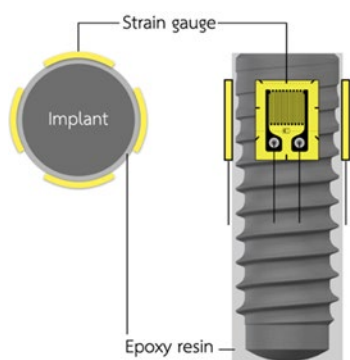
- 1) ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความเครียดของกระดูกรอบรากฟันเทียมในขากรรไกรล่าง ระหว่างมุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบขาคิตัลที่แตกต่างกันร่วมกับชนิดหลักยึดฟันเทียมที่แตกต่างกัน ภายใต้การลงแรงด้านท้าย
- 2) มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความเครียดของกระดูกรอบรากฟันเทียมในขากรรไกรล่าง ระหว่างมุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบขาคิตัลที่แตกต่างกันร่วมกับชนิดหลักยึดฟันเทียมที่แตกต่างกัน ภายใต้การลงแรงด้านท้าย

กรอบแนวคิดการวิจัย



วิธีดำเนินการวิจัย

ทำการสร้างแบบจำลองขากระดูกกรรไกรล่างไร้ฟันทั้งหมดจำนวน 3 แบบ โดยใช้วัสดุโพลีเอทิลีน (Axson F180; Axson, Modulus of elastic = 1.1 GPa) (Modulus of elastic ของกระดูกขากระดูกกรรไกรล่าง เท่ากับ 0.9 GPa) (O'Mahony et al., 2000) และจำลองความหนาของเหงือกด้วยวัสดุพิมพ์ชนิดโพลีไวนิลไซลอกเซนหนา 2 มม. (Express XT Light body; 3M ESPE, Shore hardness = 53) จากนั้นสร้างฟันเทียมทั้งปากบนแบบจำลองขากระดูกกรรไกรล่างโดยใช้เรซินอะคริลิกประเภทบ่มด้วยความร้อน (Vertex Rapid Simplified; 3D Systems) ด้วยเทคนิคแบบดั้งเดิม จากนั้นนำฟันเทียมและแบบจำลองติดด้วยเรซินคอมโพสิต (Filtek Z350 XT Universal Restorative; 3M ESPE) เพื่อใช้ในการกำหนดตำแหน่งของรากฟันเทียม และทำการสแกนด้วยเครื่องสแกนในห้องปฏิบัติการ (AutoScan-DS-MIX; Shining 3D Dental) นำข้อมูลเข้าสู่โปรแกรมออกแบบ (Exocad; Exocad GmbH) เพื่อวางแผนตำแหน่งรากฟันเทียมต่อไป รากฟันเทียมจำนวน 2 ตัว ถูกวางบริเวณตำแหน่งฟันเขี้ยวซ้ายและขวาของขากระดูกกรรไกรล่าง โดยวางให้ขนานกันและกำหนดมุมเอียงในแนวระนาบขาจิตทัล 3 ระดับได้แก่ 0°, 15°, และ 30° ไปทางด้านริมฝีปากในแนวตั้งฉากต่อระนาบสบฟันของฟันเทียม และทำอุปกรณ์นำทางสำหรับการฝังรากฟันเทียมด้วยเทคโนโลยี 3 มิติ (Anycubic Photon Mono X 6K; Anycubic Technology Co) เพื่อใช้กำหนดตำแหน่งการฝังรากฟันเทียมในแต่ละแบบจำลอง จากนั้นทำการเจาะรูทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 มม. ลึก 15 มม. เพื่อเตรียมตำแหน่งสำหรับวางรากฟันเทียมในขากระดูกกรรไกรจำลองในแต่ละแบบจำลอง ใช้รากฟันเทียมจำลองชนิดฝังลงไปกระดูกขากระดูกกรรไกรให้เสมอกับกระดูกเบ้าฟัน (เส้นผ่านศูนย์กลาง 4.1 มม. ความยาว 10 มม.; Straumann AG) เคลือบด้วยอีพอกซีเรซิน (Chockfast Orange; ITW Performance Polymers, Modulus of elastic = 5.9 GPa) และขัดด้วยกระดาษซิลิคอนคาร์ไบด์เพื่อให้ได้ผิวเรียบ จากนั้นติดตั้งสเตรนเกจจำนวน 4 ตัว (KFGS-1-120-C1-11-L1M2R; Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd.) บริเวณด้านริมฝีปาก, ด้านลิ้น, ด้านใกล้กลาง, และด้านไกลกลาง ของรากฟันเทียมแต่ละตัว โดยใช้กาวไซยาโนอะคริเลต (CC-33A; Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd.) ตำแหน่งของสเตรนเกจอยู่ต่ำกว่าระดับบ่าของรากฟันเทียม 1 มม. (ภาพที่ 2) เพื่อวัดความเครียดในบริเวณสันกระดูกรอบรากฟันเทียม ซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีการสะสมของความเครียดสูงสุดภายใต้แรงใช้งานการกำหนดตำแหน่งต่ำลงมา 1 มม. เพื่อช่วยลดผลกระทบจากบริเวณรอยต่อระหว่างรากฟันเทียมกับหลักยึด และเพิ่มความเสถียรในการยึดติดของสเตรนเกจ



ภาพที่ 2 ติดตั้งสเตรนเกจ 4 ตัวที่ตำแหน่งรอบรากฟันเทียม

รากฟันเทียมแต่ละตัวถูกยึดกับเครื่องวัดความชันของฟัน (Ney surveyor, Ney Tech) และใช้เครื่องวัดมุมอัตโนมัติ (Digital angle gauge, Milwaukee Tool) เพื่อตรวจสอบมุมเอียงให้ถูกต้อง จากนั้นเทอีพอกซีเรซินลงในรูที่เตรียมไว้เพื่อยึดรากฟันเทียมกับแบบจำลอง และปล่อยให้แข็งตัวสมบูรณ์ นำหลักยึดฟันเทียม 2 ชนิด ได้แก่ หลักยึดโลเคเตอร์ (LC) และ หลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์ (LR) ขึ้นยึดเข้ากับรากฟันเทียมตามคำแนะนำของผู้ผลิต ทำการยึดส่วนยึดโลหะให้ติดกับฟันเทียมในช่องปากด้วยอะคริลิกชนิดบ่มเอง (Unifast Trad; GC America) ส่วนเกินของอะคริลิกถูกกำจัดออกเพื่อลดการถ่ายเทแรงเพิ่มเติมไปยังรากฟันเทียม จากนั้นเปลี่ยนเป็นไนลอนตามแต่ละระบบ ได้แก่ สีส้มในระบบ LC และสีชมพูในระบบ LR ในการคำนวณขนาดตัวอย่างใช้โปรแกรม G*Power (v.3.1.9.4; Heinrich Heine University Düsseldorf) โดยกำหนดขนาดตัวอย่างดังกล่าวเพื่อให้ได้ค่าอำนาจการทดสอบ เท่ากับ 90% อ้างอิงจากผลการศึกษาก่อนหน้านี้ (Elsyad et al., 2017; Elsyad et al., 2017; Elsyad et al., 2016) โดยขึ้นไนลอนจะถูกเก็บในน้ำปราศจากไอออนที่อุณหภูมิ 37 ± 1 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 7 วันก่อนการทดสอบ สเตรนเกจ ถูกทำให้เสถียรโดยการให้แรงกดตั้งแต่ 0-100 นิวตัน เพิ่มทีละ 10 นิวตัน จำนวน 3 รอบ บนแท่งโลหะที่วางบนพื้นผิวด้านสบฟันของฟันเทียม บริเวณฟันกรามซี่ที่หนึ่งด้วยเครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์ (Autograph AGS-X; Shimadzu Corp) เพื่อลดความล่าช้าในการตอบสนองของสเตรนเกจ การทดลองจัดทำที่อุณหภูมิห้องและความชื้นห้อง ในแต่ละแบบจำลองให้แรงกดในแนวตั้งลงบนแท่งโลหะที่วางอยู่บนด้านบดเคี้ยวของฟันกรามซี่ที่หนึ่งของฟันเทียมทั้งสองข้าง เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีแรงบดเคี้ยวสูงที่สุดในช่องปาก อยู่ใกล้กล้ามเนื้อบดเคี้ยวและเป็นจุดหลักในการบดอาหาร โดยลงแรงขนาด 100 นิวตัน ซึ่งสอดคล้องกับแรงเฉลี่ยในผู้ป่วยที่ใส่ฟันเทียมทั้งปากที่ยึดอยู่ด้วยรากฟันเทียม (Cruz et al., 2003; Elsyad & Khairallah, 2017; Fontijn-Tekamp et al., 1998; Ogata & Satoh, 1995) (ภาพที่ 3)



ภาพที่ 3 การทดสอบบนเครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์ภายใต้การลงแรงด้านท้ายของฟันเทียม

โดยทำซ้ำ 3 ครั้ง ที่กึ่งกลางแท่งโลหะที่วางบนพื้นที่ยกบริเวณพื้นกรามซี่ที่หนึ่ง ด้วยความเร็ว 1 มม./นาทีก และเว้นระยะ 5 นาที ระหว่างการวัดเพื่อลดผลกระทบจากความร้อน นอกจากนี้ได้ทำหลุมบนแท่งโลหะเพื่อป้องกันการลื่นของหัวกดและเพิ่มความแม่นยำในการทดสอบ สัญญาณจากสเตรนเกจถูกบันทึกด้วยเครื่องบันทึกข้อมูล (UCAM-550A; Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd.) ที่เชื่อมต่อกับเครื่องทดสอบ และบันทึกข้อมูลด้วยซอฟต์แวร์ (DCS-110A) ที่ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์ โดยใช้ค่าไมโครสเตรนสูงสุดแบบค่าสัมบูรณ์ และนำค่าเฉลี่ยไปวิเคราะห์ทางสถิติ การวิเคราะห์ข้อมูลใช้โปรแกรม IBM SPSS Statistics (v28; IBM Corp) ที่ระดับนัยสำคัญ $\alpha = .05$ โดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบวัดซ้ำ 3 ปัจจัย (3-way repeated measures ANOVA) เพื่อตรวจสอบผลของระบบยึดพื้นที่ยกและมุมเอียงของรากฟันเทียม การทดสอบ Mauchly แสดงว่า ข้อมูลไม่เป็นไปตามสมมติฐาน sphericity จึงใช้การแก้ไขแบบ Huynh-Feldt และใช้การเปรียบเทียบแบบ Bonferroni สำหรับการเปรียบเทียบหลายกลุ่ม

ผลการวิจัย

ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนวัดซ้ำสามปัจจัย แสดงให้เห็นถึงปฏิสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญระหว่างหลักยึดพื้นที่ยกมุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบขาคีตล และตำแหน่งรอบรากฟันเทียมภายใต้การลงแรงด้านท้าย ($P < .001$) ดังแสดงในตารางที่ 1

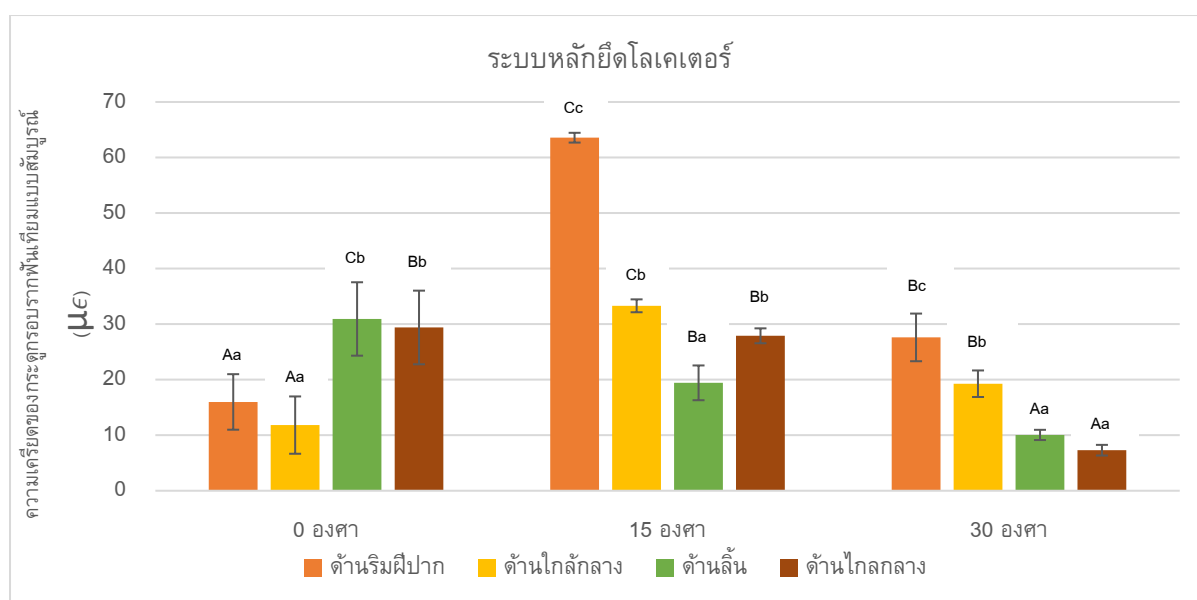
ตารางที่ 1 ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบวัดซ้ำสามปัจจัย เพื่อประเมินค่าความเครียดแบบสัมบูรณ์ของกระดูกรอบรากฟันเทียม ระหว่างระบบหลักยึดพื้นที่ยกและตำแหน่งรอบรากฟันเทียมที่มีมุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบขาคีตลที่แตกต่างกัน

แหล่งที่มาของความแปรปรวน	องศาอิสระ	ผลรวมกำลังสอง	ค่าเฉลี่ยกำลังสอง	F	ค่าระดับนัยสำคัญ
ระบบหลักยึด×มุมเอียงของรากฟันเทียม	2	2048.498	1024.249	88.556	<.001
ระบบหลักยึด	1	22.717	22.717	1.964	.174
มุมเอียงของรากฟันเทียม	2	2165.071	1082.536	93.595	<.001
ระบบหลักยึด×มุมเอียง×ตำแหน่งรอบรากฟันเทียม	6	2177.450	362.908	31.041	<.001
มุมเอียงของรากฟัน×ตำแหน่งรอบรากฟันเทียม	6	7534.645	1255.774	107.413	<.001
ระบบหลักยึด×ตำแหน่งรอบรากฟันเทียม	3	423.054	141.018	12.062	<.001
ตำแหน่งรอบรากฟันเทียม	3	3988.344	1329.448	113.714	<.001

และผลค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความเครียดของกระดูกรอบรากฟันเทียมในแต่ละระบบหลักยึดที่มีมุมรากฟันเทียมต่างกัน แสดงไว้ในตารางที่ 2, แผนภูมิแท่งที่ 1 และ 2

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ย $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความเครียดของกระดูกอบรากพื้เทียมแบบสมบูรณ์ (μE) ระหว่างระบบหลักยึดพื้เทียมที่มีมุมเอียงของรากพื้เทียมในระนาบซาคิตทลที่แตกต่างกันและตำแหน่งรอบรากพื้เทียมภายใต้การลงแรงด้านท้าย

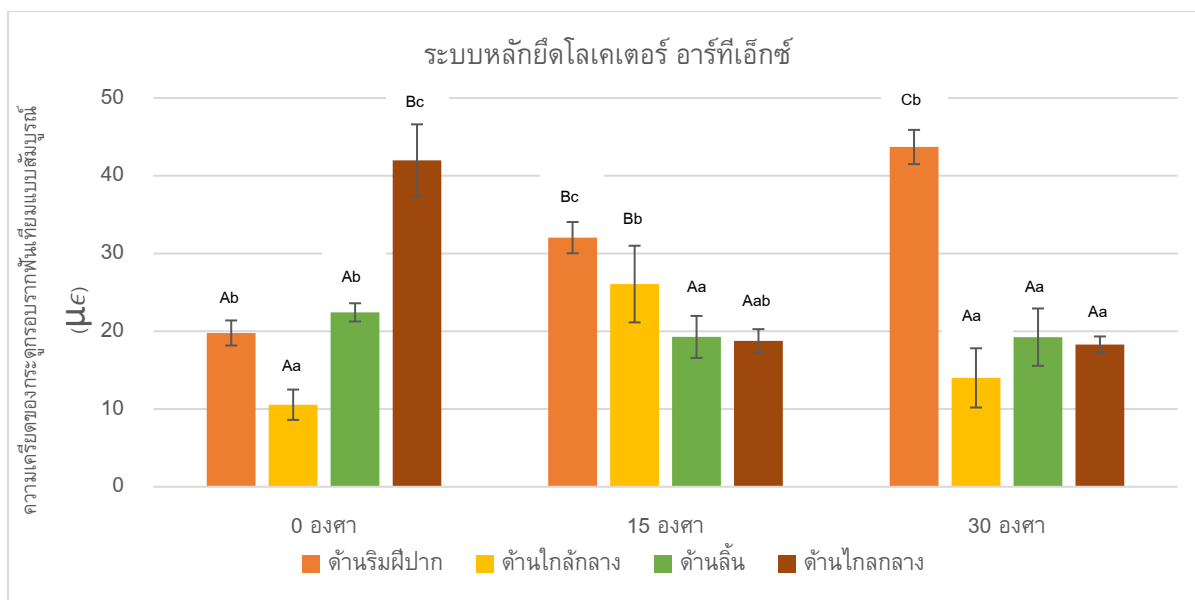
มุมเอียงของ รากพื้เทียม	ตำแหน่งรอบรากพื้ เทียม	ระบบหลักยึด		ค่าระดับ นัยสำคัญ
		หลักยึดโลเคเตอร์	หลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์	
0	ด้านริมฝีปาก	15.99 $\pm$ 5.00	19.78 $\pm$ 1.61	.061
	ด้านไกลกลาง	11.82 $\pm$ 5.16	10.55 $\pm$ 1.95	.580
	ด้านลิ้น	30.93 $\pm$ 6.61	22.43 $\pm$ 1.17	<.001
	ด้านไกลกลาง	29.40 $\pm$ 6.63	41.99 $\pm$ 4.62	<.001
15	ด้านริมฝีปาก	63.57 $\pm$ 0.88	32.04 $\pm$ 2.01	<.001
	ด้านไกลกลาง	33.30 $\pm$ 1.16	26.07 $\pm$ 4.93	.004
	ด้านลิ้น	19.43 $\pm$ 3.13	19.27 $\pm$ 2.70	.945
	ด้านไกลกลาง	27.90 $\pm$ 1.34	18.77 $\pm$ 1.50	<.001
30	ด้านริมฝีปาก	27.61 $\pm$ 4.29	43.70 $\pm$ 2.20	<.001
	ด้านไกลกลาง	19.27 $\pm$ 2.39	14.00 $\pm$ 3.81	.028
	ด้านลิ้น	10.05 $\pm$ 0.92	19.24 $\pm$ 3.69	<.001
	ด้านไกลกลาง	7.30 $\pm$ 0.96	18.29 $\pm$ 1.04	<.001



แผนภูมิแท่งที่ 1 การเปรียบเทียบความเครียดรอบรากพื้เทียม (ค่าเฉลี่ย $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ภายใต้ระบบหลักยึดโลเคเตอร์ ในมุมเอียงของรากพื้เทียมในระนาบซาคิตทลที่แตกต่างกันและตำแหน่งรอบรากพื้เทียมภายใต้การลงแรงด้านท้าย

ค่าที่กำกับอักษรตัวพิมพ์ใหญ่แตกต่างกัน แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างมุมเอียงของรากพื้เทียมที่แตกต่างกันภายใต้ระบบหลักยึดโลเคเตอร์และตำแหน่งรอบรากพื้เทียมเดียวกัน ($P < .05$)

ค่าที่กำกับอักษรตัวพิมพ์เล็กแตกต่างกัน แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างตำแหน่งรอบรากพื้เทียมที่แตกต่างกันภายใต้ระบบหลักยึดโลเคเตอร์และมุมเอียงของรากพื้เทียมเดียวกัน ($P < .05$)



แผนภูมิแท่งที่ 2 การเปรียบเทียบความเครียดรอบรากฟันเทียม (ค่าเฉลี่ย $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ภายใต้ระบบหลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์ ในมุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบซาคิตัลที่แตกต่างกันและตำแหน่งรอบรากฟันเทียมภายใต้การลงแรงด้านท้าย

ค่าที่กำกับอักษรตัวพิมพ์ใหญ่แตกต่างกัน แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างมุมเอียงของรากฟันเทียมที่แตกต่างกันภายใต้ระบบหลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์และตำแหน่งรอบรากฟันเทียมเดียวกัน ($P < .05$)

ค่าที่กำกับอักษรตัวพิมพ์เล็กแตกต่างกัน แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างตำแหน่งรอบรากฟันเทียมที่แตกต่างกันภายใต้ระบบหลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์และมุมเอียงของรากฟันเทียมเดียวกัน ($P < .05$)

เมื่อเปรียบเทียบระบบหลักยึด ที่มุม 0 องศา ในกลุ่ม LC และ LR แสดงค่าความเครียดสูงในตำแหน่งด้านลิ้น และด้านไกลกลาง ที่มุม 15 องศา LC พบค่าความเครียดสูงที่สุดที่ตำแหน่งด้านริมฝีปาก ส่วนที่มุม 30 องศา พบค่าความเครียดสูงที่สุดที่ตำแหน่งด้านริมฝีปากในกลุ่ม LR เมื่อเปรียบเทียบมุมของรากฟันเทียม ที่ตำแหน่งด้านริมฝีปากพบค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมที่มุม 15 และ 30 องศา สูงกว่าที่มุม 0 องศา อย่างมีนัยสำคัญ ในทางตรงกันข้าม ที่ตำแหน่งด้านลิ้นและด้านไกลกลางค่าความเครียดที่มุม 0 องศา สูงกว่าที่มุม 15 และ 30 องศา อย่างมีนัยสำคัญ สำหรับตำแหน่งด้านใกล้กลาง มุม 15 องศา ให้ค่าความเครียดสูงที่สุด รองลงมาคือ 30 และ 0 องศา ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบความเครียดที่ตำแหน่งรอบรากฟันเทียมภายใต้การลงแรงด้านท้าย ที่มุม 0 องศา ทั้ง 2 ระบบหลักยึดแสดงค่าความเครียดสูงที่สุดที่ตำแหน่งด้านลิ้นและด้านไกลกลาง อย่างไรก็ตาม ที่มุม 15 และ 30 องศา ค่าความเครียดสูงสุดเปลี่ยนไปอยู่ที่ตำแหน่งด้านริมฝีปากในทุกะบบหลักยึดอย่างมีนัยสำคัญ

สรุปและอภิปรายผลการวิจัย

ในการศึกษานี้ ใช้หลักยึดโลเคเตอร์ โดยใช้ในลอนสีส้ม และหลักยึดโลเคเตอร์ อาร์ทีเอ็กซ์ ใช้ในลอนสีชมพู ซึ่งมีแรงยึดเป็นค่ากลางของในแต่ละระบบ สามารถรองรับมุมเอียงของรากฟันเทียมได้ 20 องศา และ 30 องศา ตามลำดับ มาทดสอบร่วมกับการเอียงของรากฟันเทียมไปทางด้านริมฝีปาก เพื่อประเมินความเครียดรอบรากฟันเทียมที่ถ่ายทอดผ่านระบบหลักยึดเหล่านี้ จากผลการศึกษาพบว่า ค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมเพิ่มขึ้นโดยแนวโน้มด้านที่เพิ่มมากขึ้นเปลี่ยนย้ายไปอยู่ที่ตำแหน่งด้านริมฝีปากเมื่อมุมของรากฟันเทียมเอียงไปทางด้านริมฝีปากเพิ่มขึ้น ซึ่งผลดังกล่าวสอดคล้องกับงานวิจัยของ Watanabe et al. (2003) รายงานว่า การกระจายแรงรอบรากฟันเทียมที่เอียงมีความไม่สม่ำเสมอ และมีค่าความเครียดสูงขึ้น เนื่องจากแรงที่กระทำไม่ได้อยู่ในแนวแกนยาวของรากฟันเทียม และอาจอธิบาย

ได้จากแนวโน้มที่รากฟันเทียมมีการเคลื่อนตัวจมลงในอะคริลิกเรซินในลักษณะเอียง ส่งผลให้เกิดแรงมีทิศทางไปทางด้านริมฝีปากต่อรากฟันเทียมที่เอียง ซึ่งเป็นไปในแนวทางเดียวกับ Elsyad et al. (2017) เช่นกัน ที่มุมเอียง 15 องศา ระบบหลักยึด LC แสดงค่าความเครียดสูงสุดบริเวณด้านริมฝีปาก ทั้งนี้อาจอธิบายได้ว่า ในลอนของระบบ LC สามารถยึดเกาะกับส่วนเว้าคอดของหลักยึดได้อย่างมีประสิทธิภาพมากกว่าระบบ LR เนื่องจากหัวหลักยึดของ LR มีลักษณะเรียวยาวแคบและมีการยึดแบบชั้นคู่ขนาดเล็ก ในขณะที่ระบบ LC มีการยึดแบบชั้นเดียวที่มีขนาดใหญ่กว่า ส่งผลให้เกิดแรงยึดที่สูงกว่าจึงเกิดการถ่ายทอดแรงลงไปที่รากฟันเทียมได้มากกว่า ผลการศึกษานี้สอดคล้องกับการศึกษาของ Tangtrongmit et al. (2025) ซึ่งรายงานไว้ว่า ระบบ LC ให้แรงยึดสูงกว่าระบบ LR ที่มุมเอียง 15 องศา แต่เมื่อรากฟันเทียมมีการเอียง 30 องศา จะพบว่า ระบบหลักยึด LR จะมีค่าความเครียดมากกว่า LC อย่างมีนัยสำคัญ เหตุเพราะที่มุม 30 องศา ในลอนของระบบ LC ไม่สามารถจับส่วนเว้าคอดได้จึงไม่สามารถถ่ายทอดแรงลงไปที่รากฟันเทียมได้อย่างมีประสิทธิภาพมากนัก แต่ฟันเทียมในระบบ LR ยังคงสามารถยึดกับหลักยึดได้อยู่ โดยผลการทดลองนี้ได้สอดคล้องไปตามคำแนะนำในการใช้งานของบริษัท (Zest Dental Solutions, 2020; 2021) และในการศึกษาของ Pham et al. (2021) ได้ให้การสนับสนุนว่า แรงเสียดทานที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้แรงยึดเพิ่มขึ้น ทำให้การเคลื่อนตัวของฟันเทียมลดลง แต่เกิดความเครียดจากการดัดงอมากขึ้น โดยระบบหลักยึดที่ให้แรงยึดสูงมักสัมพันธ์กับการเกิดแรงจากด้านข้างต่อรากฟันเทียมที่มากขึ้น ซึ่งไปในทางเดียวกันกับการศึกษาของ Yang et al. (2011) ในทางตรงกันข้าม ที่มุมเอียง 0 องศา ซึ่งเป็นการวางรากฟันเทียมในแนวตั้งฉากกับระนาบดเคี้ยวของฟันเทียม พบว่า ทั้งสองระบบหลักยึดให้ค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมมีค่าสูงบริเวณด้านลิ้นและด้านโกลกลางมากกว่าตำแหน่งอื่น ทั้งนี้อาจอธิบายได้ว่า เมื่อมีการลงแรงด้านท้ายของฟันเทียม จะก่อให้เกิดจุดหมุนที่บริเวณหลักยึดฟันเทียม ส่งผลให้เกิดแรงดัดงอรอบรากฟันเทียม โดยความเครียดจะกระจุกตัวในตำแหน่งที่อยู่ใกล้กับทิศทางของแรงมากที่สุด ได้แก่ ด้านลิ้นและด้านโกลกลาง ซึ่งเป็นไปในทางเดียวกันกับการศึกษาของ Patil et al. (2024) ได้ศึกษาถึงความเครียดบริเวณสันกระดูกของฟันเทียมคร่อมรากฟันเทียม พบว่า ความเครียดเกิดสูงสุดที่ด้านโกลกลางเช่นกัน แม้ว่าการวางรากฟันเทียมในแนวตั้งฉากจะช่วยลดความเครียดในแนวแกน และถือว่าเป็นตำแหน่งที่เหมาะสมทางชีวกลศาสตร์ (Ogawa et al., 2010) แต่การลงแรงด้านท้ายยังคงสามารถก่อให้เกิดแรงด้านข้างและแรงดัดงอ ซึ่งมีผลต่อการกระจายความเครียดรอบรากฟันเทียมได้อย่างมีนัยสำคัญ (Yang et al., 2011) ทั้งนี้ในกรณีที่ไม่สามารถหลีกเลี่ยงการเอียงรากฟันเทียมไปทางด้านริมฝีปากได้ เนื่องจากลักษณะของสันกระดูกขากรรไกรล่าง ควรพิจารณาเลือกใช้ระบบหลักยึดให้เหมาะสมกับมุมเอียงของรากฟันเทียม โดยแนะนำให้ใช้ระบบ LR ในกรณีที่รากฟันเทียมมีมุมเอียง 15 องศา เนื่องจากมุมดังกล่าวสัมพันธ์กับค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมที่น้อยกว่าระบบหลักยึด LC แต่ในรากฟันเทียมที่เอียง 30 องศา มีข้อควรระวังในการใช้ระบบหลักยึดทั้ง 2 ระบบ เนื่องจาก LR ทำให้เกิดค่าความเครียดรอบรากฟันเทียมที่สูงที่สุดในด้านริมฝีปาก และ LC ทำให้ฟันเทียมไม่สามารถยึดส่วนเว้าคอดในรากฟันเทียมที่มีการเอียงระดับนี้ได้ ดังนั้น เมื่อมีการฝังรากฟันเทียมเอียง 30 องศา อาจจะพิจารณาใช้หลักยึดในระบบอื่นหรือ หาดำแหน่งในการฝังรากฟันเทียมอื่นที่ทำให้เกิดการเอียงที่น้อยกว่า 30 องศา เพราะฉะนั้นในเชิงคลินิกการวางรากฟันเทียมให้ขนานกันยังคงเป็นแนวทางที่เหมาะสมที่สุดในการลดความเครียดรอบรากฟันเทียม นอกจากนี้ควรจัดตำแหน่งหัวหลักยึดให้ขนานกับแนวการถอดใส่ของฟันเทียม เพื่อให้แรงยึดจากส่วนเว้าคอดเกิดขึ้นอย่างสม่ำเสมอรอบหลักยึด และช่วยกระจายความเครียดอย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ในความเป็นจริง การเคลื่อนไหวแบบหมุนของฟันเทียมชนิดคร่อมรากฟันเทียมถูกจำกัดโดยฟันเทียมขากรรไกรบน รวมถึงโครงสร้างของขากรรไกรล่าง ได้แก่ กระดูกและเยื่อช่องปาก ดังนั้นความแตกต่างของความสามารถในการหมุนอิสระระหว่างระบบหลักยึดแต่ละชนิดอาจไม่มีนัยสำคัญมากนัก โดยมีรายงานก่อนหน้านี้ว่า เยื่อช่องปากสามารถถูกกดตัวได้ประมาณ 0.3 มม. ภายใต้แรงกดเคี้ยวสูงสุดที่ 9.7 ± 5.0 กิโลกรัม (Ishinabe, 1991) ดังนั้น ความสามารถในการหมุนอิสระสูงสุดที่เกิดขึ้นได้จริงจึงอยู่ที่ประมาณ 1.8 องศา ซึ่งอธิบายได้ว่า ความสามารถในการหมุนอิสระจึงมีผลเพียงเล็กน้อยต่อการลดความเครียดจากการดัดงอ ดังนั้น ในทางคลินิกจึงควรมีการติดตามและตรวจประเมินการสลายตัวของกระดูกบริเวณด้านหลังอย่างสม่ำเสมอ เนื่องจากการสลายของสันกระดูกอาจเพิ่มการเคลื่อนตัวของฐานฟันเทียมและเพิ่มแรงบิดต่อ

รากฟันเทียม นอกจากนี้ การปรับฐานฟันเทียมใหม่เพื่อให้แนบสนิทกับสันเหงือก จะช่วยเพิ่มการรองรับแรง และลดการเคลื่อนตัวของฟันเทียม ลดแรงดัดงอที่ถ่ายทอดไปยังรากฟันเทียม ซึ่งอาจช่วยลดความเสี่ยงของการเกิดความเครียดสะสมและการสูญเสียกระดูกในระยะยาวได้ (Daas et al., 2008; Watanabe et al., 2003; Yoo et al., 2017)

ผลการศึกษานี้ปฏิเสธสมมติฐานศูนย์ (H0) และยอมรับสมมติฐานทางเลือก (H1) โดยพบว่า มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของความเครียดของกระดูกรอบรากฟันเทียมในขากรรไกรล่าง ระหว่างมุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบซาคิตัลที่แตกต่างกันร่วมกับชนิดของหลักยึดฟันเทียมภายใต้การลงแรงด้านท้าย

ข้อเสนอแนะที่ได้รับจากการวิจัย

การศึกษานี้แสดงให้เห็นว่ามุมเอียงของรากฟันเทียมในระนาบซาคิตัลและชนิดของระบบหลักยึดมีผลต่อรูปแบบและขนาดของความเครียดรอบรากฟันเทียมอย่างมีนัยสำคัญ โดยความเครียดมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นและเปลี่ยนตำแหน่งไปยังด้านริมฝีปากเมื่อมุมเอียงของรากฟันเทียมเพิ่มขึ้น ที่มุมเอียง 15 องศา ระบบ LC ให้ค่าความเครียดสูงสุด ขณะที่มุมเอียง 30 องศา ระบบ LR ให้ค่าความเครียดสูงกว่าอย่างมีนัยสำคัญ แม้ว่า การวางรากฟันเทียมในแนวตั้งฉากจะช่วยลดความเครียดในแนวแกน แต่ยังคงพบการกระจายความเครียดในลักษณะของแรงดัดงอภายใต้การลงแรงด้านท้าย ดังนั้น การวางรากฟันเทียมให้ขนานกันยังคงเป็นแนวทางที่เหมาะสมที่สุดในการลดความเครียดรอบรากฟันเทียม ในกรณีที่ไม่สามารถหลีกเลี่ยงการเอียงของรากฟันเทียมได้ ควรพิจารณาเลือกใช้ระบบหลักยึดที่เหมาะสมกับมุมเอียงของรากฟันเทียม โดยใช้ระบบหลักยึด LR ในกรณีที่รากฟันเทียมมีมุมเอียง 15 แต่ในรากฟันเทียมที่เอียง 30 องศา มีข้อควรระวังในการใช้ระบบหลักยึดทั้ง 2 ระบบ หรือหาตำแหน่งในการฝังรากฟันเทียมอื่นที่ทำให้เกิดการเอียงที่น้อยกว่า 30 องศา นอกจากนี้การติดตามการสลายตัวของกระดูกและการปรับฐานฟันเทียมให้เหมาะสมเป็นปัจจัยสำคัญในการลดแรงดัดงอและเพิ่มความมั่นคงในระยะยาว

ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งต่อไป

การศึกษานี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการโดยใช้แบบจำลองขากรรไกรล่างและวัสดุทดแทนเนื้อเยื่อ จึงไม่สามารถสะท้อนสภาวะทางชีวกลศาสตร์ของช่องปากจริงได้อย่างครบถ้วน นอกจากนี้ การลงแรงเป็นแบบควบคุมในแนวตั้งภายใต้เงื่อนไขคงที่ และประเมินเฉพาะการลงแรงด้านท้าย ซึ่งอาจไม่สอดคล้องกับแรงบดเคี้ยวจริงที่มีหลายทิศทางและเปลี่ยนแปลงตามเวลา อีกทั้งการศึกษานี้ไม่ได้ประเมินผลทางคลินิกโดยตรง เช่น การสูญเสียกระดูก ความพึงพอใจของผู้ป่วย หรือความคงทนของระบบหลักยึด ดังนั้นการนำผลไปประยุกต์ใช้ทางคลินิกควรพิจารณาอย่างระมัดระวัง

เอกสารอ้างอิง

- Alameldeen, H. E., Elsyad, M. A., Shawky, A. F., & Khirallah, A. S. (2020). The influence of implant inclination on retention and Peri-implant stresses of Stud-Retained implant overdentures during axial and nonaxial dislodgments: an in vitro study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(3), 543-550.
- Celik, G., & Uludag, B. (2007). Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(4), 229-235.
- Chung, K. H., Chung, C. Y., Cagna, D. R., & Cronin Jr, R. J. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 13(4), 221-226.
- Cruz, M., Wassall, T., Toledo, E. M., da Silva Barra, L. P., & de Castro Lemonge, A. C. (2003). Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 675-684.

- Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., & Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical engineering & physics*, 30(2), 218-225.
- Elsyad, M. A., Abid, K. S., & Elkhalek, E. A. (2017). Effect of Buccal Implant Inclination on Stresses Around Two-Implant-Retained Overdentures with Resilient Stud Attachments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(3), e135-e142.
- Elsyad, M. A., Eltowery, S. M., & Gebreel, A. A. (2017). Peri-implant strain around mesially inclined two-implant-retained mandibular overdentures with Locator attachments. *Journal of oral science*, 59(4), 483-490.
- Elsyad, M. A., & Khairallah, A. S. (2017). Chewing efficiency and maximum bite force with different attachment systems of implant overdentures: a crossover study. *Clinical Oral Implants Research*, 28(6), 677-682.
- 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.
- Fontijn-Tekamp, E. A., Slagter, A. P., Van't Hof, M. A., Geertman, M. E., & Kalk, W. (1998). Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of dental research*, 77(10), 1832-1839.
- Frost, H. M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3), 175-188.
- Grassi, L., & Isaksson, H. (2015). Extracting accurate strain measurements in bone mechanics: A critical review of current methods. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 50, 43-54.
- 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.
- Hussein, M. O. (2013). Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(3), 333-340.
- Ishinabe, S. (1991). Mucosal thickness of the denture foundation under occlusal force. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi*, 35(1), 111-124.
- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S., & Miyakawa, O. (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research*, 15(4), 401-412.
- Lombardi, T., Berton, F., Salgarello, S., Barbalonga, E., Rapani, A., Piovesana, F., ... & Stacchi, C. (2019). Factors influencing early marginal bone loss around dental implants positioned subcrestally: a multicenter prospective clinical study. *Journal of clinical medicine*, 8(8), 1168.
- Machado, A. C. M., Cardoso, L., Brandt, W. C., Henriques, G. E. P., & de Arruda Nóbilo, M. A. (2011). Photoelastic analysis of the distribution of stress in different systems of overdentures on osseous-integrated implants. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(6), 2332-2336.
- Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., ... & Wismeijer, D. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*, 19(1), 3-4.

- Merische-Stern, R. (1993). Forces on Implants Supporting Overdentures: A Preliminary Study of Morphologic and Cephalometric Considerations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(3), 254-263.
- O'Mahony, A. M., Williams, J. L., Katz, J. O., & Spencer, P. (2000). Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical oral implants research*, 11(5), 415-421.
- Ogata, K., & Satoh, M. (1995). Centre and magnitude of vertical forces in complete denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(2), 113-119.
- 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.
- Patil, P. G., Seow, L. L., Uddanwadikar, R., Pau, A., & Ukey, P. D. (2024). Crestal strain of two-implant mandibular overdentures with implants placed at different positions: An in vitro 3D printed simulation study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(2), 281-e1.
- Peñarrocha Diago, M., Maestre Ferrín, L., Peñarrocha Oltra, D., Canullo, L., Calvo Guirado, J. L., & Peñarrocha Diago, M. (2013). Tilted implants for the restoration of posterior mandibles with horizontal atrophy: An alternative treatment. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71(5), 856-864.
- 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.
- Seo, Y. H., Bae, E. B., Kim, J. W., Lee, S. H., Yun, M. J., Jeong, C. M., ... & Huh, J. B. (2016). Clinical evaluation of mandibular implant overdentures via Locator implant attachment and Locator bar attachment. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(4), 313-320.
- Srinivasan, M., Schimmel, M., Badoud, I., Ammann, P., Herrmann, F. R., & Müller, F. (2016). Influence of implant angulation and cyclic dislodging on the retentive force of two different overdenture attachments—an in vitro study. *Clinical oral implants research*, 27(5), 604-611.
- Tangtrongmit, J., Kamonkhantikul, K., Homsiang, W., & Arksornnukit, M. (2025). Effect of different implant angulations and insertion-removal cycles on the retentive force of zirconia and coated titanium denture attachments: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 134(6), 2426.e1-2426.e8.
- Thomason, J. M., Lund, J. P., Chehade, A., & Feine, J. S. (2003). Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *International Journal of Prosthodontics*, 16(5), 467-473.
- Walton, J. N., Huizinga, S. C., & Peck, C. C. (2001). Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *International Journal of Prosthodontics*, 14(6), 523-530.
- Watanabe, F., Hata, Y., Komatsu, S., Ramos, T. C., & Fukuda, H. (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*, 91(1), 31-36.

- Wiemeyer, A. S., Agar, J. R., & Kazemi, R. B. (2001). Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(4), 434-437.
- Yang, T. C., Maeda, Y., Gonda, T., & Kotecha, S. (2011). Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clinical oral implants research*, 22(11), 1315-1319.
- Yoo, J. S., Kwon, K. R., Noh, K., Lee, H., & Paek, J. (2017). Stress analysis of mandibular implant overdenture with locator and bar/clip attachment: Comparative study with differences in the denture base length. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(3), 143-151.
- Zest Dental Solutions. (2020). *LOCATOR® attachment system technique manual (Rev. D)*. Retrieved from https://www.zestdent.com/media/pdf/L8030-TM_LOCATOR_TECH MANUAL_Rev_D.pdf.
- Zest Dental Solutions. (2021). *LOCATOR R-Tx® attachment system technique manual*. Retrieved from https://www.zestdent.com/media/pdf/Brochures/Zest-anchors/R-Tx Technique Manual_L8024-TM REV E.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).