

MECHANICAL TESTING OF CUSTOMIZED AND COMMERCIAL TITANIUM CHIN PLATE DURING SIMULATION OF 8-MILLIMETER ADVANCEMENT GENIOPLASTY USING THE SYNTHETIC MANDIBULAR MODEL

Ratthaya RAKSASAKUL¹ and Danaiya SUPAKANJANAKANTI¹

1 Faculty of Dentistry, Prince of Songkla University, Thailand; danaiya.s@psu.ac.th (Corresponding Author)

ARTICLE HISTORY

Received: 3 November 2025

Revised: 17 November 2025

Published: 2 December 2025

ABSTRACT

The objective of this research is to compare the ability of a customized titanium chin plate and a commercial titanium chin plate to accommodate forces simulating the action of the suprahyoid muscle during stimulated advancement genioplasty. Additionally, this study aims to compare the performance of two different designs of customized titanium chin plates (4-hole and 5-hole) in accommodating forces during stimulated advancement genioplasty, using a universal testing machine. The results of the study indicated that: 1) the maximum force that different plate and screw systems can withstand before failure was significantly higher in the customized chin plate group. 2) There was no significant difference in the ability to withstand tensile loads between the 4-hole and 5-hole customized titanium chin plates.

Keywords: Bone plates, Chin, Stress, Mechanical

CITATION INFORMATION: Raksasakul, R., & Supakanjanakanti, D. (2025). Mechanical Testing of Customized and Commercial Titanium Chin Plate during Simulation of 8-Millimeter Advancement Genioplasty Using the Synthetic Mandibular Model. *Procedia of Multidisciplinary Research*, 3(12), 20

การศึกษาคุณสมบัติเชิงกลของแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลและสำเร็จรูปที่จำลองการเลื่อนกระดูกคางมาด้านหน้าระยะ 8 มิลลิเมตร ในแบบจำลองกระดูกขากรรไกรล่างสังเคราะห์

รัฐญา รักษาสกุล¹ และ ดนैया สุภกาญจนกันติ¹

¹ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์; danaiya.s@psu.ac.th (ผู้ประพันธ์บรรณกิจ)

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการต้านแรงดึงในทิศทางเลียนแบบการทำงานของกล้ามเนื้อเหนือกระดูกไฮออยด์ ของแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมระหว่างแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสร้างเฉพาะบุคคลรูปแบบ 4 สกรู และ 5 สกรู ไทเทเนียม กับแบบสำเร็จรูป ทดสอบด้วยเครื่องทดสอบแรงดึงวัสดุแบบเอนกประสงค์ โดยใช้ขากรรไกรสังเคราะห์ที่จำลองการผ่าตัดเลื่อนขึ้นกระดูกคางมาด้านหน้า 8 มม. ผลการศึกษาพบว่า 1) กลุ่มแผ่นตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบเฉพาะบุคคล มีค่าแรงสูงสุดที่สามารถต้านแรงดึงก่อนจะสูญเสียหน้าที่มากกว่ากลุ่มแผ่นตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูป 2) แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบเฉพาะบุคคลรูปแบบ 4 สกรูและ 5 สกรู สามารถต้านแรงดึงสูงสุดก่อนแผ่นโลหะจะสูญเสียหน้าที่ได้ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คำสำคัญ: แผ่นโลหะตามกระดูกคางเฉพาะบุคคล, การทดสอบเชิงกล, การผ่าตัดตกแต่งคาง

ข้อมูลอ้างอิง: รัฐญา รักษาสกุล และ ดนैया สุภกาญจนกันติ. (2568). การศึกษาคุณสมบัติเชิงกลของแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลและสำเร็จรูปที่จำลองการเลื่อนกระดูกคางมาด้านหน้าระยะ 8 มิลลิเมตร ในแบบจำลองกระดูกขากรรไกรล่างสังเคราะห์. *Procedia of Multidisciplinary Research*, 3(12), 20

บทนำ

ศัลยกรรมคาง (Genioplasty) เป็นหัตถการที่มีมุ่งเน้นเพื่อปรับปรุงความสมดุลของรูปหน้า ปัจจุบันเทคนิคการผ่าตัดที่ใช้กันทั่วไปมีอยู่ 2 วิธี ได้แก่ การตัดแต่งกระดูก (osteotomy/osteotomy) และ การเสริมคางด้วยวัสดุสังเคราะห์ (alloplastic augmentation) หากพิจารณาเฉพาะการผ่าตัดคางแบบอาศัยกระดูก (osseous genioplasty) จะพบว่ามีหลายวิธีที่สามารถใช้แก้ไขความผิดปกติในหลากหลายมิติ โดยวิธีที่ใช้บ่อยที่สุดในการแก้ไขภาวะคางยื่นหรือคางหลุบในแนวหน้า-หลัง คือ การเลื่อนกระดูกคาง (sliding genioplasty) (Ward et al., 2007)

ภาวะแทรกซ้อนหลังศัลยกรรมคางที่อาจนำไปสู่การผ่าตัดซ้ำ ได้แก่ ความไม่พึงพอใจของผู้ป่วยด้านความสวยงาม การผ่าตัดเลื่อนคางเพื่อลดความรุนแรงของภาวะหยุดหายใจขณะนอนหลับจากการอุดกั้น แต่อาการไม่ดีขึ้น ความล้มเหลวของการยึดตามกระดูก เป็นต้น จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าเกิดอุบัติการณ์การผ่าตัดซ้ำที่เกิดจากการสูญเสียหน้าที่ของแผ่นโลหะตามกระดูกคาง ในผู้ป่วยที่มีอายุมากกว่า 35 ปี และมีระยะการเลื่อนคางตั้งแต่ 8 มิลลิเมตรขึ้นไป (Kongsong & Rochanavibhata, 2022)

ในกระบวนการศัลยกรรมคางนั้น เมื่อตัดชิ้นคางแยกจากกระดูกขากรรไกรแล้ว ต้องทำการตามกระดูกชิ้นคางในตำแหน่งใหม่ตามที่วางแผนไว้ จนเกิดกระบวนการสมานกระดูก โดยอุปกรณ์ที่ยึดชิ้นกระดูกคางหลังผ่าตัดที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย ได้แก่ แผ่นตามกระดูกคางไทเทเนียมร่วมกับสกรูเนื่องจากมีความแข็งแรง สามารถรักษาเสถียรภาพแนวนอนในระยะยาวได้ดีกว่าการใช้ลวด (Shaik et al., 2013) อย่างไรก็ตาม ยังพบอุบัติการณ์ของความล้มเหลวในการยึดตามกระดูกเกิดขึ้น (Avelar et al., 2014; Kongsong & Rochanavibhata, 2022)

แผ่นตามกระดูกคางไทเทเนียมที่มีขายโดยทั่วไปนั้นเป็นแบบสำเร็จรูปที่ต้องตัดแต่งให้แนบกับผิวกระดูกของผู้ป่วยก่อนยึดตรึงด้วยสกรู การที่แผ่นตามกระดูกมีรูปร่างไม่สอดคล้องกับรอยกิจการของกระดูกผู้ป่วย เป็นหนึ่งข้อสมมติฐานที่ทำให้เกิดการกระจายแรงที่ไม่เหมาะสมบนแผ่นตามกระดูกนำไปสู่การเสียรูปหรือแตกหัก (Katakura et al., 2004) จากรายงานผู้ป่วยที่พบการสูญเสียหน้าที่ของแผ่นโลหะตามกระดูก พบว่าเกิดอุบัติการณ์แผ่นโลหะตามกระดูกแตกหัก หรือผิดรูป โดยแผ่นโลหะตามกระดูกที่ใช้เป็นแผ่นโลหะตามกระดูกไทเทเนียมแบบสำเร็จรูป เมื่อผ่าตัดซ้ำเพื่อยึดชิ้นกระดูกคางใหม่ ได้มีการเพิ่มจำนวนแผ่นโลหะตามกระดูกชิ้นอีก 1 ชิ้น เพื่อให้ชิ้นคางมีเสถียรภาพที่มั่นคงขึ้น (Avelar et al., 2014) นอกจากคุณสมบัติของวัสดุแล้ว รูปแบบของแผ่นโลหะตามกระดูกคาง ความแนบของแผ่นโลหะตามกระดูกคางกับกระดูก ตำแหน่งและจำนวนสกรู ยังส่งผลต่อการกระจายแรงด้วย (Ramos et al., 2017)

ด้วยเทคโนโลยี CAD-CAM สามารถผลิตแผ่นโลหะตามกระดูกคางเฉพาะบุคคล (customized chin plate) ที่เข้ากับโครงสร้างกระดูกของผู้ป่วยแต่ละราย อีกทั้งยังช่วยให้สามารถจัดตำแหน่งชิ้นส่วนคางได้อย่างแม่นยำ (Rack & Qazi, 2006) งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการต้านแรงดึงในทิศทางเลียนแบบการทำงานของกล้ามเนื้อเหนือกระดูกไฮออยด์ ของแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมระหว่างแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสร้างเฉพาะบุคคลรูปแบบ 4 สกรู และ 5 สกรู กับแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูป

การทบทวนวรรณกรรม

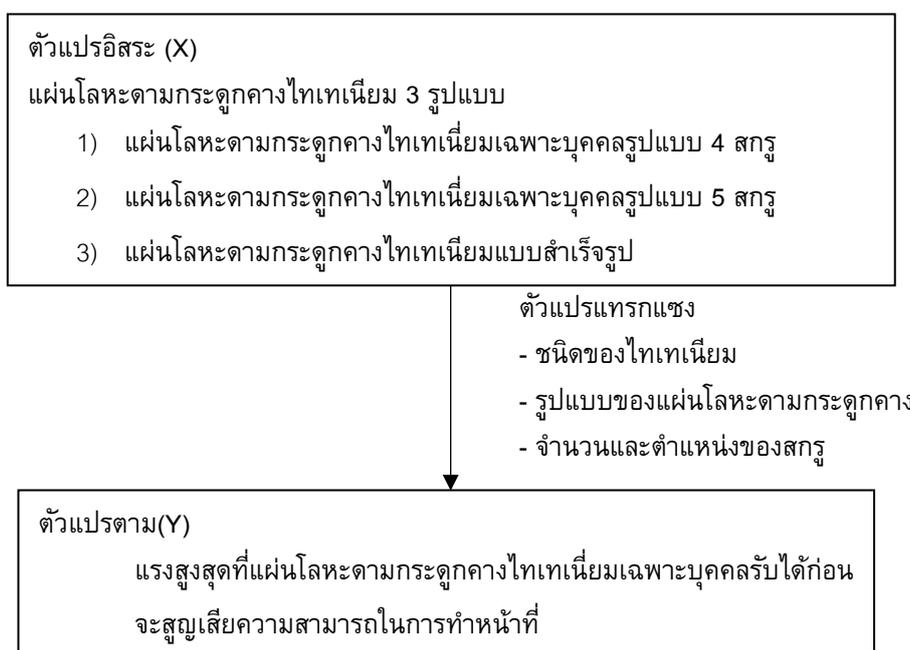
อุบัติการณ์การผ่าตัดซ้ำ กรณีผู้ป่วยผ่าตัดเลื่อนกระดูกคาง พบได้ประมาณร้อยละ 7 ซึ่งสาเหตุหนึ่งคือ ความล้มเหลวของการยึดชิ้นกระดูกคาง (Kongsong & Rochanavibhata, 2022) การยึดที่ไม่เพียงพอจะส่งผลให้กระดูกชิ้นคาง ถูกแรงจากกล้ามเนื้อกลุ่มเหนือกระดูกไฮออยด์ดึงออกจากตำแหน่งที่วางแผนไว้ ส่งผลต่อความสวยงาม และบางกรณีอาจรุนแรงถึงขั้นปิดกั้นทางเดินหายใจ ต้องเข้าผ่าตัดซ้ำเป็นกรณีเร่งด่วน (Avelar et al., 2014; Reyneke, 2011) การยึดกระดูกชิ้นคางเข้ากับขากรรไกรล่างนั้นสามารถยึดด้วยการมัดลวดหรือใช้แผ่นโลหะตามกระดูกคางร่วมกับสกรู โดยมีจุดประสงค์เพื่อคงตำแหน่งชิ้นคางที่ต้องการให้อยู่ในตำแหน่งที่วางแผนไว้และเอื้อให้เกิดการสมานของกระดูก ในปัจจุบันนิยมใช้แผ่นโลหะตามกระดูกชิ้นคางมากกว่าการใช้ลวด เนื่องจากสามารถรักษาเสถียรภาพได้ดีกว่า และใช้งานง่ายกว่า (Shaik et al., 2013) แผ่นโลหะตามกระดูกชิ้นคางที่มีขายในปัจจุบันส่วนใหญ่ผลิตจากไทเทเนียมมีระยะและ

รูปแบบให้เลือกใช้หลากหลาย แต่การใช้งานนั้นจำเป็นต้องมีการตัดแผ่นโลหะตามกระดูกวางให้แนบกับผิวกระดูกมากที่สุดตามผู้ป่วยแต่ละราย ซึ่งการตัดแต่งทำให้เกิดแรงเค้นสะสมในวัสดุส่งผลให้เกิดความล้าและหักได้เร็วที่สุด (Katakura et al., 2004) มีการศึกษาเปรียบเทียบการกระจายแรงบนแผ่นโลหะตามกระดูกขึ้นคางระหว่างแบบสำเร็จรูปและแบบที่สร้างเฉพาะบุคคลด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element method) พบว่า แผ่นโลหะตามกระดูกขึ้นคางที่ออกแบบมาเฉพาะบุคคลมีการกระจายแรงที่ดีกว่าทั้งบนแผ่นโลหะตามกระดูกเองและบริเวณสกรู ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับรูปแบบของแผ่นโลหะตามกระดูกวาง จำนวน และตำแหน่งของสกรูด้วย (Ramos et al., 2017) ปัจจุบันการใช้เทคโนโลยีสามมิติเพื่อช่วยในการผ่าตัด มีบทบาทในการช่วยวางแผนและจำลองการผ่าตัดในคอมพิวเตอร์ก่อนการผ่าตัดจริงในห้องผ่าตัด ทำให้การผ่าตัดทำได้ง่ายมากขึ้นและมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้เทคโนโลยีการออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานสามมิติ (computer-aided design and computer-aided manufacturing: CAD/CAM) ยังช่วยให้การผลิตเครื่องมือทางการแพทย์เฉพาะบุคคลเป็นไปได้จริง ช่วยส่งเสริมให้การผ่าตัดประสบความสำเร็จมากยิ่งขึ้นด้วย (Rustemeyer & Spatny, 2024)

สมมติฐานการวิจัย

- 1) แรงสูงสุดที่แผ่นโลหะตามกระดูกวางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลรับได้ก่อนจะสูญเสียความสามารถในการทำหน้าที่ มีค่าสูงกว่าแผ่นโลหะตามกระดูกวางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูป
- 2) แรงสูงสุดที่แผ่นโลหะตามกระดูกวางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลรูปแบบ 4 สกรูรับได้ก่อนจะสูญเสียความสามารถในการทำหน้าที่ มีค่าไม่แตกต่างจากแผ่นโลหะตามกระดูกวางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลรูปแบบ 5 สกรู

กรอบแนวคิดการวิจัย



ภาพที่ 1 กรอบแนวคิด

วิธีดำเนินการวิจัย

งานวิจัยชิ้นนี้ได้รับผ่านการพิจารณาโดยคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ โดยเข้าข่ายการยกเว้นการพิจารณาเนื่องจากทำการศึกษาโดยไม่มีความเกี่ยวข้องกับมนุษย์ (Non-Human Research) รหัสโครงการ NH 6612-018

การศึกษาในครั้งนี้เป็นการศึกษาในแบบจำลองกระดูกขากรรไกรล่างสังเคราะห์ด้วยโพลียูรีเทน (polyurethane) ซึ่งมีลักษณะเหมือนกันทุกประการจำนวน 12 ชิ้น แบ่งเป็น 3 กลุ่มทดลอง ดังต่อไปนี้

กลุ่มที่ 1 แบบจำลองการผ่าตัดเลื่อนกระดูกคางไปด้านหน้า 8 มิลลิเมตรที่ได้รับการยึดด้วยแผ่นโลหะตามกระดูกคางสำเร็จรูป 8 มิลลิเมตร (Inter Medical Co., Ltd., Bangkok, Thailand)

กลุ่มที่ 2 แบบจำลองการผ่าตัดเลื่อนกระดูกคางไปด้านหน้า 8 มิลลิเมตรที่ได้รับการยึดด้วยแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลแบบ 4 สกรู

กลุ่มที่ 3 แบบจำลองการผ่าตัดเลื่อนกระดูกคางไปด้านหน้า 8 มิลลิเมตรที่ได้รับการยึดด้วยแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลแบบ 5 สกรู

การเตรียมแบบจำลองสามมิติและแผนการผ่าตัดเสมือนสำหรับ Genioplasty

สร้างแบบจำลองกระดูกขากรรไกรล่างโดยถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ลำรังสีรูปกรวย (cone beam computed tomography: CBCT) สำหรับศึกษานี้ ใช้แบบจำลองขากรรไกรล่างที่ทำจากโพลียูรีเทน (Mandible 8950; Synbone®, Graubünden, Switzerland) รูปสามมิติของขากรรไกรล่างสังเคราะห์จะบันทึกเป็นไฟล์ DICOM และแปลงเป็นรูปแบบ STL โดยใช้โปรแกรม Mimic Inprint 3.0 (Materialise NV, Leuven, Belgium) ไฟล์ STL ของกระดูกขากรรไกรล่างที่ได้จะนำมาใช้ในการออกแบบขั้นตอนการผ่าตัดเลื่อนคางด้วยโปรแกรม Proplan CMF 3.0 (Materialise NV, Leuven, Belgium) โดยระนาบการตัดถูกออกแบบในลักษณะ sliding genioplasty ที่มีการเลื่อนคางไปด้านหน้า 8 มิลลิเมตร โดยส่วนชิ้นคางยังคงสัมผัสกับชิ้นกระดูกขากรรไกรล่างอย่างสมบูรณ์

การออกแบบอุปกรณ์กำหนดรอยตัด (ภาพที่ 1)

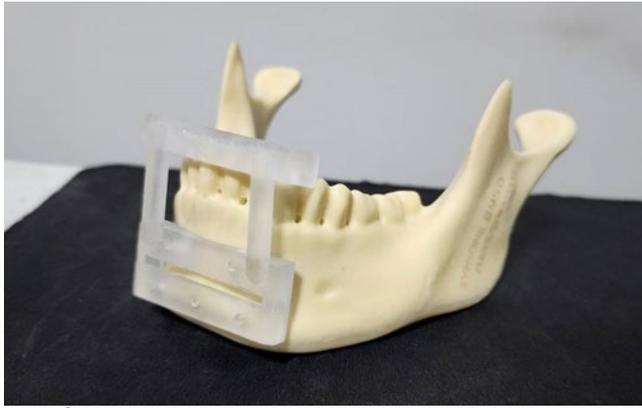
ออกแบบอุปกรณ์กำหนดรอยตัดในการเลื่อนกระดูกชิ้นคางด้วยโปรแกรม 3-Matic (Materialise NV, Leuven, Belgium) โดยใช้ระนาบสบฟัน (occlusal plane) เป็นจุดอ้างอิง และมีการออกแบบช่องเพื่อช่วยในการถ่ายถอดตำแหน่งรอยตัดลงบนขากรรไกรล่างสังเคราะห์ อุปกรณ์กำหนดรอยตัดนี้จะมีรูกำหนดตำแหน่งสกรูสำหรับติดแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลแบบ 4 สกรู และแบบ 5 สกรู ด้วยวัสดุที่ใช้ในการสร้างอุปกรณ์กำหนดรอยตัดคือเรซินพิมพ์แบบสามมิติ (Optiprint Guide 385; Dentona AG, Dortmund, Germany) โดยพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ (Asiga; Alexandria, New South Wales, Australia)

การออกแบบอุปกรณ์กำหนดระยะเลื่อนชิ้นคาง (ภาพที่ 2)

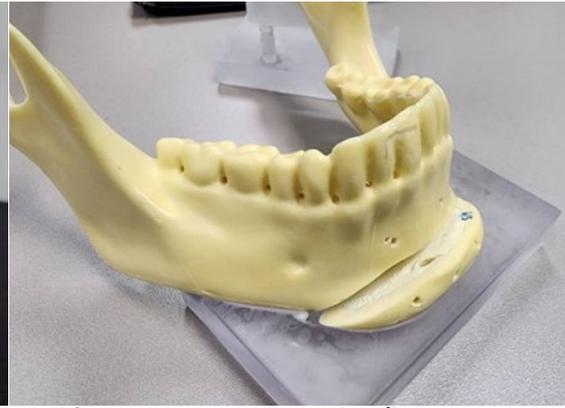
อุปกรณ์กำหนดระยะเลื่อนชิ้นคางสร้างขึ้นเพื่อจัดชิ้นกระดูกคางจำลองการเลื่อนกระดูกชิ้นคางไปด้านหน้า 8 มิลลิเมตร อุปกรณ์นี้จะช่วยในการยึดแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูปให้ได้ระยะ 8 มิลลิเมตรเท่ากันทุกชิ้น

การออกแบบแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบเฉพาะบุคคล

- 1) นำแบบจำลองสามมิติที่มีการเลื่อนตำแหน่งกระดูกคางตามแผนแล้ว รวมทั้งตำแหน่งสกรูหลังเลื่อนตำแหน่ง เข้าสู่โปรแกรม 3-matic software (Materialise NV, Leuven, Belgium)
- 2) สร้างแผ่นโลหะตามกระดูกให้ครอบคลุมตำแหน่งสกรูทุกตัว โดยให้พื้นผิวสัมผัสสลอกเลียนจากพื้นผิวของแบบจำลองบริเวณนั้นๆ
- 3) ขึ้นรูปแผ่นโลหะตามกระดูกคางด้วยวัสดุ ASTM grade 5 titanium (Ti 6Al 4V) ด้วยเครื่องกลึง (CORiTEC 350i PRO; Imes-cores GmbH, Eiterfeld, Germany) โดยส่งห้องปฏิบัติการเอกชนบริษัท ที่ เด็นทัลแลบ จำกัด



ภาพที่ 1 อุปกรณ์กำหนดรอยตัด



ภาพที่ 2 อุปกรณ์กำหนดระยะเลื่อนชิ้นคาง



ภาพที่ 3 แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมภายหลังการติดตั้งด้วยเครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์ แบบสำเร็จรูป แบบเฉพาะบุคคลรูปแบบ 4 สกรู และ 5 สกรู



ภาพที่ 4 การจัดทิศทางของขากรรไกรสังเคราะห์บนเครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์

การเตรียมแบบจำลองกระดูกขากรรไกรล่างสังเคราะห์ซึ่งจำลองการเลื่อนกระดูกชิ้นคางไปด้านหน้า 8 มิลลิเมตร

1) ใช้อุปกรณ์กำหนดรอยตัดทาบบนขากรรไกรล่างสังเคราะห์ และขีดเส้นระบุตำแหน่งรอยตัด และ ตำแหน่งสกรู ตัดชิ้นส่วนกระดูกคางด้วยใบเลื่อย (reciprocating saw blade) ร่วมกับเครื่อง Primado2 (NAKANISHI INC., Japan)

2) ยึดแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียม โดยกลุ่มที่ยึดด้วยแผ่นโลหะตามกระดูกไทเทเนียมเฉพาะบุคคลแบบ 4 สกรู และ แบบ 5 สกรู ชั้นคางจะถูกจัดเข้าตำแหน่งให้ได้ระยะเลื่อนมาด้านหน้า 8 มิลลิเมตรแนบกับแผ่นโลหะตามกระดูกชั้นทางที่ออกแบบไว้ ส่วนกลุ่มที่ยึดด้วยแผ่นโลหะตามกระดูกคางสำเร็จรูป จะยึดแผ่นโลหะตามกระดูกให้แนบกับผิวขากรรไกรล่างสังเคราะห์ และใช้อุปกรณ์ช่วยจัดตำแหน่งชั้นคาง (รูปที่ 2) เป็นตัวประกอบชั้นคางขณะยึดแผ่นโลหะตามกระดูก เพื่อให้ได้ระยะยื่น 8 มิลลิเมตรเท่ากันทุกชั้น แผ่นโลหะตามกระดูกชั้นคางทุกชั้นจะยึดติดกับขากรรไกรล่างสังเคราะห์ด้วยมินิสกรูขนาด 2.0 มิลลิเมตร ความยาว 5.5 มิลลิเมตร (Medicon EG, Tuttlingen, Germany)

การทดสอบคุณสมบัติเชิงกลด้วยเครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์ (Universal Testing Machine) (ภาพที่ 3)

1) นำขากรรไกรล่างสังเคราะห์ที่จำลองการเลื่อนชั้นคางและยึดด้วยแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแล้ว ยึดกับแท่งโลหะที่สร้างขึ้นโดยเฉพาะ และยึดประกอบกับอุปกรณ์จับยึดของเครื่อง เพื่อช่วยจัดตำแหน่งให้บริเวณชั้นคางอยู่ในทิศทางที่เหมาะสม จำลองการรับแรงจากกล้ามเนื้อกลุ่มเหนือกระดูกไฮออยด์

2) ให้แรงดึง Load cell = 1 กิโลนิวตัน ในอัตราเร็ว 10 มิลลิเมตรต่อนาทีที่ห้ามุม 15 องศา กับเส้นขอบล่างกระดูกขากรรไกรล่าง โดยเริ่มตั้งแต่ 0 นิวตัน จนกว่าจะพบการเสียหายหรือสูญเสียหน้าที่ของแผ่นโลหะตามกระดูกชั้นคางรูปแบบใดรูปแบบหนึ่ง ได้แก่ การหักของแผ่นโลหะ (plate fracture) การผิดรูปอย่างมาของแผ่นโลหะ (major plate deformation) สกรูหลวมหรือหลุดจากกระดูก (screw loosening) และสกรูหัก (screw fracture) จนไม่สามารถให้แรงดึงต่อไปได้

3) เครื่องจะบันทึกค่าแรงที่ใช้ (force) และระยะยืด (strain) สร้างเป็นกราฟความเค้น-ความเครียด ในขณะที่เดียวกันผู้ทดลองจะบันทึกเหตุการณ์ที่เกิดความเสียหายหรือสูญเสียหน้าที่ของแผ่นโลหะที่ทำให้ไม่สามารถดึงด้วยแรงต่อไปได้

4) แรงสูงสุดที่วัดได้จะพิจารณาค่าแรงสูงสุดที่ปรากฏในกราฟก่อนที่กราฟจะวกตัวต่ำลงเป็นครั้งแรก ในกรณีที่แผ่นโลหะตามกระดูกชั้นคางไทเทเนียมเกิดการผิดรูป จะพิจารณาค่าแรงสูงสุด ณ จุดคราก (yield point) หากแผ่นโลหะตามกระดูกไทเทเนียมไม่เกิดการสูญเสียรูปร่าง จะพิจารณาค่าแรงสูงสุดจากจุดความแข็งแรงดึงสูงสุด (Ultimate Tensile Strength)

การวิเคราะห์และการแปลผลข้อมูล

ค่าของแรงจะถูกเปรียบเทียบโดยใช้สถิติ One-Way ANOVA เนื่องจากข้อมูลมีการกระจายแบบปกติ (normal distribution) จากนั้นได้ทำการทดสอบแบบ Post Hoc โดยใช้วิธีของ Scheffe การคำนวณทางสถิติทั้งหมดทำโดยใช้โปรแกรม IBM SPSS Statistics เวอร์ชัน 26 ค่าความน่าจะเป็น (P -value) ที่น้อยกว่า 0.05 ถือว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ผลการวิจัย

เมื่อมีการออกแรงดึงบริเวณชั้นกระดูกคางพบว่า แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลแบบ 5 สกรู สามารถต้านทานต่อแรงดึงได้มากที่สุดเมื่อเทียบกับแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมรูปแบบอื่น โดยค่าแรงสูงสุดที่ระบบรับได้ก่อนเกิดการสูญเสียหน้าที่ของแผ่นโลหะตามกระดูกและสกรู แสดงในตารางที่ 1 ในการทดลองครั้งนี้ พบว่าเกิดการเสียรูปร่างอย่างถาวร (plastic deformation) เฉพาะในกลุ่มแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูปโดยสามารถสังเกตจุดคราก (yield point) ได้บนกราฟความเค้น-ความเครียด ซึ่งจุดครากนี้แสดงถึงค่าแรงสูงสุดที่แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูปสามารถทนได้ก่อนที่ระบบจะเกิดความล้มเหลว ในทางกลับกัน แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลไม่เกิดการเสียรูป ความล้มเหลวที่พบเกิดจากการที่สกรูถูกดึงแยกออกจากแบบจำลองกระดูกสังเคราะห์ ผลการทดลองชี้ให้เห็นถึงความแตกต่างที่มีนัยสำคัญในด้านสมรรถนะระหว่าง แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลและแบบสำเร็จรูป อย่างไรก็ตาม ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลแบบ 4 สกรู และ 5 สกรู (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 1 แสดงแรงสูงสุดที่แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแต่ละชนิดรับได้ก่อนเกิดความล้มเหลว

ชนิดแผ่นโลหะตามกระดูกไทเทเนียม	จำนวน	ค่าแรงสูงสุด (N)			
		Mean±SD	95%CI	Min	Max
สำเร็จรูป	4	132.25±13.75	110.38-154.13	114.33	143.79
เฉพาะบุคคล แบบ 4 สกรู	4	239.48±14.03	217.16-261.80	228.12	257.00
เฉพาะบุคคล แบบ 5 สกรู	4	277.72±55.62	189.21-366.23	212.62	348.39

ตารางที่ 2 เปรียบเทียบแรงสูงสุดที่แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียม 3 ชนิดรับได้ก่อนระบบล้มเหลว

(I) ชนิดแผ่นโลหะตามกระดูกไทเทเนียม	(J) ชนิดแผ่นโลหะตามกระดูกไทเทเนียม	Mean Difference (I-J)	Std.Error	P-value	95% CI	
สำเร็จรูป	เฉพาะบุคคล แบบ 4 สกรู	-107.22*	24.08	.005	-177.49	-36.96
	เฉพาะบุคคล แบบ 5 สกรู	-145.46*	24.08	.001	-215.73	-75.20
เฉพาะบุคคล แบบ 4 สกรู	สำเร็จรูป	107.22*	24.08	.005	36.96	177.49
	เฉพาะบุคคล แบบ 5 สกรู	-38.24	24.08	.329	-108.50	32.02
เฉพาะบุคคล แบบ 5 สกรู	สำเร็จรูป	145.46*	24.08	.001	75.20	215.73
	เฉพาะบุคคล แบบ 4 สกรู	38.24	24.08	.329	-32.02	108.50

*ค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ยมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

สรุปและอภิปรายผลการวิจัย

ความสามารถในการต้านทานแรงดึงของแผ่นโลหะตามกระดูกและสกรูขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ เช่น คุณสมบัติของวัสดุ รูปร่างแผ่นโลหะตามกระดูก รวมถึงจำนวนและตำแหน่งของสกรู แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูป ผลิตจากไทเทเนียมบริสุทธิ์ (Grade 2) ซึ่งมีส่วนประกอบหลักเป็นไทเทเนียม (Ti) และมีสิ่งเจือปนอีกเล็กน้อย ได้แก่ ออกซิเจน ไนโตรเจน คาร์บอน ไฮโดรเจน และโลหะ ในทางตรงกันข้าม แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบเฉพาะบุคคล ชนิด 4 สกรู และ 5 สกรู ผลิตจากไทเทเนียมอัลลอย (Ti-6Al-4V Grade 5) ซึ่งประกอบด้วย อะลูมิเนียม 6% และวานาเดียม 4% ทำให้มีความแข็งแรงสูงขึ้น เมื่อเปรียบเทียบสมบัติเชิงกล ไทเทเนียมบริสุทธิ์เกรด 2 มีค่าความต้านทานแรงดึง (tensile strength) และค่าคราก (yield strength) ประมาณ 345 และ 275 เมกะปาสกาล ตามลำดับ ซึ่งต่ำกว่าค่าในไทเทเนียมเกรด 5 (ASTM Grade 5) ที่มีค่าความต้านทานแรงดึงประมาณ 895-930 เมกะปาสกาล และค่าครากประมาณ 825 เมกะปาสกาล (Janzeer, 2013) ซึ่งจากการทบทวนวรรณกรรมพบ การรายงานภาวะแทรกซ้อนรุนแรงบางกรณี เช่น ภาวะหายใจลำบาก สัมพันธ์กับการเสียรูปของแผ่นโลหะตามกระดูกทำให้ ชิ้นคางถูกแรงดึงเคลื่อนตำแหน่ง ซึ่งแสดงให้เห็นว่าในบางกรณี แผ่นโลหะตามกระดูกชิ้นคางแบบสำเร็จรูปนั้นมีความสามารถไม่เพียงพอที่จะต้านทานแรงภายนอกที่มากกระทำ (Avelar et al., 2014) จึงเป็นที่มาของการเลือกชนิดวัสดุที่มีค่าครากสูงขึ้น และออกแบบรูปแบบที่แตกต่างจากแผ่นโลหะตามกระดูกสำเร็จรูปเพื่อลดโอกาสเกิดภาวะแทรกซ้อน จากการสูญเสียหน้าที่ของแผ่นโลหะตามกระดูกชิ้นคาง ความแตกต่างด้านความแข็งแรงนี้ส่งผลให้รูปแบบของการสูญเสียหน้าที่ของแผ่นโลหะตามกระดูกและสกรู ระหว่างกลุ่มทดลองที่ใช้แผ่นโลหะตามกระดูกแบบสำเร็จรูป และแผ่นโลหะตามกระดูกแบบเฉพาะบุคคล มีลักษณะที่แตกต่างกันด้วย โดยในกลุ่มแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมสำเร็จรูป จะเกิดการเสียรูปของแผ่นโลหะตามกระดูกที่จุดครากตามกราฟความเค้น-ความเครียด ขณะที่กลุ่มแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลไม่พบการเสียรูป แต่เกิดเหตุการณ์ที่สกรูคลายตัวออกจากกระดูกสังเคราะห์ ซึ่งจากการทดลองช่วงแรงดึงที่ทำให้สกรูหลุด (212.62-348.39 N) มีค่าใกล้เคียงกับผลจากการศึกษาเรื่องแรงถอนสกรูที่ทำในสัตว์ทดลอง (Huja et al., 2005; Wang et al., 2010) ดังนั้น แรงสูงสุดที่แผ่นโลหะตามกระดูกแบบ

เฉพาะบุคคล สามารถต้านทานได้สะท้อนถึงความแข็งแรงของการยึดตรึงของสกรูกับกระดูก เมื่อพิจารณาตำแหน่งที่เกิดการเสียรูปของแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูป พบว่าเกิดขึ้นที่บริเวณคานของแผ่นโลหะซึ่งสอดคล้องกับรายงานของ Sümer et al. (2019) ที่ศึกษาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element analysis) เพื่อประเมินการกระจายแรง von Mises stress บนกระดูกขากรรไกรล่างและแผ่นตามกระดูกคางไทเทเนียมหลังจากจำลองการเลื่อนคาง 8 มิลลิเมตร โดยผลการศึกษพบว่ามีความเค้นสูงสุดบริเวณคานของแผ่นโลหะ (Sümer et al., 2019) ซึ่งเป็นบริเวณที่ได้รับการตัดแต่ง และอาจเกิดความล้า (fatigue) ของวัสดุและทำให้แผ่นโลหะตามกระดูกมีความเสี่ยงต่อการเสียรูป แต่ถึงแม้แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบสำเร็จรูปจะสูญเสียรูปร่างกว่า ต้านทานต่อแรงได้น้อยกว่าแบบเฉพาะบุคคล แต่ยังสามารถในการต้านแรงได้ใกล้เคียงกับแรงดึงของกล้ามเนื้อกลุ่มเหนือกระดูกไฮออยด์ ที่มีค่าประมาณ 60-100 นิวตัน (Hara et al., 2018; Iida et al., 2013) และยังมีค่าโมดูลัสของยังก็ใกล้เคียงกับกระดูกมากกว่าดังนั้นจึงแนะนำให้ใช้แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบเฉพาะบุคคลในบางกรณีที่ต้องการการยึดที่มีเสถียรภาพมากขึ้น เช่น การเลื่อนชั้นคางมากกว่า 8 มิลลิเมตร โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่มีกล้ามเนื้อขากรรไกรที่แข็งแรง

จากตารางที่ 2 เมื่อเปรียบเทียบความสามารถในการต้านทานต่อแรงดึงระหว่างแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมเฉพาะบุคคลแบบ 4 สกรู และ 5 สกรู พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ โดยแรงสูงสุดที่วัดได้ คือ แรงที่ใช้ในการดึงสกรูออกจากขากรรไกรสังเคราะห์ เมื่อพิจารณาทิศทางการวางตัวของสกรูในกลุ่มทดลอง แบบ 4 สกรู และ 5 สกรูนั้น มีทิศทางใกล้เคียงกันมาก ดังนั้นการเพิ่มขึ้นของสกรูอีก 1 ตัว ไม่ได้เพิ่มเสถียรภาพของชั้นคางให้มากขึ้น ในกรณีที่แนวการเอียงตัวของสกรูที่เพิ่มขึ้นนั้นมีทิศทางเดียวกัน

ข้อเสนอแนะที่ได้รับจากการวิจัย

จากผลการทดลองเปรียบเทียบความสามารถในการต้านทานแรงดึงของแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบเฉพาะบุคคลและสำเร็จรูปที่จำลองการเลื่อนกระดูกคางมาด้านหน้าระยะ 8 มิลลิเมตร ในแบบจำลองกระดูกขากรรไกรล่างสังเคราะห์ ผู้วิจัยมีข้อเสนอแนะ ดังนี้

- 1) แนะนำให้ใช้แผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบเฉพาะบุคคล ในกรณีผ่าตัดเลื่อนชั้นกระดูกคางมาด้านหน้ามากกว่า 8 มิลลิเมตรขึ้นไป โดยเฉพาะกับผู้ป่วยที่มีกล้ามเนื้อบริเวณขากรรไกรที่แข็งแรง เนื่องจากให้เสถียรภาพในการยึดกระดูกชั้นคางที่ดีกว่าแบบสำเร็จรูป
- 2) รูปแบบแผ่นโลหะตามกระดูกคางไทเทเนียมแบบเฉพาะบุคคลแบบ 4 สกรู ที่เสนอในงานวิจัย มีความเหมาะสมมากกว่าแบบ 5 สกรู เนื่องจากให้เสถียรภาพในการยึดชั้นคางเทียบเท่าแบบ 5 สกรู ลดการบาดเจ็บของกระดูกในการเจาะรูสกรู และลดค่าใช้จ่ายอีกด้วย

ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งต่อไป

- 1) ในปัจจุบันมีการพัฒนาวัสดุที่หลากหลายมากขึ้นที่มีคุณสมบัติในการต้านต่อการสูญเสียรูปร่างได้ดี แต่ยังคงมีค่าโมดูลัสของยังก็ใกล้เคียงกับกระดูก เป็นเรื่องน่าสนใจที่จะนำมาศึกษาเปรียบเทียบคุณสมบัติเชิงกลเพื่อหาวัสดุที่เหมาะสมที่สุดที่จะนำมาใช้ผลิตแผ่นโลหะตามกระดูกคาง
- 2) งานวิจัยชิ้นนี้เลือกศึกษาคุณสมบัติเชิงกลของแผ่นโลหะตามกระดูกคางเพียงรูปแบบเดียวเท่านั้น ในอนาคตอาจศึกษาเปรียบเทียบคุณสมบัติเชิงกลของแผ่นโลหะตามกระดูกที่มีรูปร่างที่แตกต่างกันออกไป

เอกสารอ้างอิง

- Avelar, R. L., Sá, C. D. L., Esses, D. F. S., Becker, O. E., Soares, E. C. S., & de Oliveira, R. B. (2014). Unusual complication after genioplasty. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25(2), e180-e182.
- Hara, K., Tohara, H., Kobayashi, K., Yamaguchi, K., Yoshimi, K., Nakane, A., & Minakuchi, S. (2018). Age-related declines in the swallowing muscle strength of men and women aged 20-89 years: A cross-

- sectional study on tongue pressure and jaw-opening force in 980 subjects. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 78, 64-70.
- Hara, K., Tohara, H., & Minakuchi, S. (2018). Treatment and evaluation of dysphagia rehabilitation especially on suprahyoid muscles as jaw-opening muscles. *Japanese Dental Science Review*, 54(4), 151-159.
- Huja, S. S., Litsky, A. S., Beck, F. M., Johnson, K. A., & Larsen, P. E. (2005). Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 127(3), 307-313.
- Iida, T., Tohara, H., Wada, S., Nakane, A., Sanpei, R., & Ueda, K. (2013). Aging decreases the strength of suprahyoid muscles involved in swallowing movements. *The Tohoku journal of experimental medicine*, 231(3), 223-228.
- Janzeer, Y. (2013). *Surface modification of titanium and titanium alloys to enhance bone healing*. Doctoral dissertation, Guy's, King's and St. Thomas's School of Dentistry.
- Katakura, A., Shibahara, T., Noma, H., & Yoshinari, M. (2004). Material analysis of AO plate fracture cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 62(3), 348-352.
- Kongsong, W., & Rochanavibhata, S. (2022). Reoperative genioplasty: a 10-year retrospective study. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 26(1), 91-98.
- Rack, H., & Qazi, J. (2006). Titanium alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*, 26(8), 1269-1277.
- Ramos, V., Pinto, L., & Basting, R. (2017). Force and deformation stresses in customized and non-customized plates during simulation of advancement genioplasty. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 45(11), 1820-1827.
- Reyneke, J. P. (2011). Reoperative orthognathic surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 23(1), 73-92, vi.
- Rustemeyer, J., & Spatny, C. (2024). Accuracy of the CAD/CAM technique compared with the conventional technique used for stand-alone genioplasty. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 53(9), 771-778.
- Shaik, M., Koteswar Rao, N., Kiran Kumar, N., & Prasanthi, G. (2013). Comparison of rigid and semirigid fixation for advancement genioplasty. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 12, 260-265.
- Sümer, M., Selim, H., İpek, G., & İbrahim, U. (2019). *Comparison of screw and plate osteosynthesis in advancement genioplasty: a finite element analysis study*. European Oral Research.
- Wang, Z., Zhao, Z., Xue, J., Song, J., Deng, F., & Yang, P. (2010). Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: a microcomputed tomographic analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 137(1), 100-107.
- Ward, J. L., Garri, J. I., & Wolfe, S. A. (2007). The osseous genioplasty. *Clinics in plastic surgery*, 34(3), 485-500.

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: © 2025 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).