

การศึกษาความล้าของตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอลในพื้นเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

จินดาหรรษา จันทร์หลวง* ยศกร ประทุมวัลย์** ดนัย ยอดสุวรรณ***

Received: August 24, 2019

Revised: October 22, 2019

Accepted: November 11, 2019

บทคัดย่อ

การศึกษาความล้าของตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอลในพื้นเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกในพื้นหลักหลังระหว่างมีและไม่มีส่วนพักลวดรูรูปร่างตัวแอลในพื้นหลักหลัง โดยถ่ายภาพรังสีโคนบีบคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีผู้ป่วยที่มีสันเหงือกล่างไร้ฟันบางส่วนบริเวณตำแหน่งซี่ 36 37 38 46 47 48 เพื่อสร้างโมเดลดิจิทัลขากรรไกรล่าง และสร้างโมเดลดิจิทัลของพื้นเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกที่ออกแบบตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอลที่พื้นหลักหลังทั้งสองข้างร่วมกับมีและไม่มีส่วนพักลวดรูรูปร่างตัวแอลในพื้นหลักหลังสองโมเดล แล้วนำไปรวมกับโมเดลดิจิทัลของขากรรไกรล่าง จากนั้นนำมาเข้าโปรแกรมแอนซิสเวิร์คเบสเพื่อวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยให้แรงคงที่กระทำส่วนท้ายพื้นเทียมข้างเดียว 5 จุด จุดละ 40 นิวตัน หาค่าความเค้นวอนมิสเชส และการเคลื่อนขยับ เพื่อคำนวณหาจำนวนรอบรับแรงของตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอล ผลพบว่า ส่วนพักลวดรูรูปร่างตัวแอลและพื้นหลักหลังมีการเคลื่อนมาด้านใกล้กลางและไม่พบความล้าจากแรงกดเคี้ยวที่ตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอลที่มีและไม่มีส่วนพักลวดรูรูปร่างตัวแอล โดยตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอลที่มีส่วนพักลวดรูรูปร่างตัวแอลในพื้นหลักหลังพบความเค้นน้อยกว่าตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอลที่ไม่มีส่วนพักลวดรูรูปร่างตัวแอลในพื้นหลักหลัง เล็กน้อย กล่าวคือสามารถออกแบบตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอลบนพื้นหลักหลังที่ติดส่วนท้ายพื้นเทียมขยายฐาน โดยร่วมกับส่วนพักลวดรูรูปร่างตัวแอลในพื้นหลักหลังหรือไม่ก็ได้

คำไชรหัส: ความล้า/ ฐานอะคริลิก/ ตะขอลวดรูรูปร่างตัวแอล/ พื้นเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน/ ส่วนพัก

บทนำ

การบูรณะภาวะไร้ฟันบางส่วนเพื่อทดแทนฟันธรรมชาติที่หายไปจากสาเหตุฟันผุ โรคปริทันต์ สภาวะฟันหายไปแต่กำเนิด หรือจากอุบัติเหตุที่เกิดขึ้นบนใบหน้าและขากรรไกรทำได้หลายวิธี ได้แก่ การทำฟันเทียมชนิดติดแน่น ฟันเทียมชนิดถอดได้ หรือการใช้รากฟันเทียม การวางแผนการรักษาและการออกแบบฟันเทียมให้เหมาะสมกับผู้ป่วยในแต่ละรายถือเป็นสิ่งสำคัญของการรักษาให้เกิดผลสำเร็จ¹ ฟันเทียมบางส่วนถอดได้เป็นทางเลือกที่ยังได้รับความนิยมเนื่องจากมีการก่อแต่งฟันเพียงเล็กน้อย ขั้นตอนการทำฟันเทียมไม่ซับซ้อน ค่าใช้จ่ายอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้² สามารถใช้ได้กับผู้ป่วยที่มีภาวะโรคทางระบบที่ไม่สามารถรับการรักษาทันทีที่ทันตกรรมที่ซับซ้อน³

พื้นเทียมบางส่วนถอดได้มีฟันและเนื้อเยื่อเป็นรองรับ (Support) ผู้ป่วยสามารถใส่ถอดฟันเทียมได้ด้วยตัวเอง⁴ ส่วนรองรับฟันเทียมทำหน้าที่ในการถ่ายทอดแรงกดเคี้ยวไปยังกระดูกที่รองรับข้างใต้โดยผ่านทางซี่ฟันเอ็นยึดปริทันต์ และเนื้อเยื่อ

ในปี ค.ศ. 1925 Dr. Edward Kennedy⁵ จำแนกฟันเทียมบางส่วนถอดได้ตามการรองรับฟันเทียมเป็นฟันเทียมบางส่วนถอดได้มีฟันรองรับ และฟันเทียมบางส่วนถอดได้มีฟันและเนื้อเยื่อรองรับ ฟันเทียมเคนเนดี ประเภทที่ 1 และ 2 หรือฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานมีฟันและเนื้อเยื่ออ่อนเป็นส่วนรองรับที่แตกต่างกัน ฟันซึ่งเคลื่อนได้เล็กน้อยเมื่อมีแรงกระทำจะกระจายแรงกดเคี้ยวสู่กระดูกโดยผ่านเอ็นยึด

* ฝ่ายทันตกรรม โรงพยาบาลกำแพงเพชร อำเภอเมือง จังหวัดกำแพงเพชร

** ศูนย์เทคโนโลยีสารสนเทศและวัสดุแห่งชาติ 114 อุทยานวิทยาศาสตร์ประเทศไทย อำเภอคลองหลวง ปทุมธานี

*** สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

ปริทันต์ ในขณะที่เนื้อเยื่ออ่อนเหนือกระดูกส่วนเหลือเกิดการกระจัด (Displace ability) ได้มากกว่า^{3,6} ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานเคลื่อนได้มากกว่าฟันเทียมที่มีฟันรองรับเพียงอย่างเดียว ทำให้เกิดความเค้นต่อฟันหลักหลังและเนื้อเยื่อที่รองรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน^{3,7} เพื่อลดแรงกระทำต่อฟันหลักหลังและควบคุมการเคลื่อนของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน ควรออกแบบให้มีการรองรับจากฟันและเนื้อเยื่ออย่างเหมาะสม ด้วยการลดแรงที่กระทำโดยตรง (Reducing the load directly) เพิ่มการกระจายแรงระหว่างฟันและเบ้ากระดูก (Distributing the load between teeth and alveolus) และทำให้เกิดการกระจายแรงเป็นบริเวณกว้าง (Distributing the load widely)⁸ โดยการออกแบบตะขอและวางตำแหน่งส่วนประกอบฟันเทียมอย่างเหมาะสม ขยายฐานฟันเทียมให้มากที่สุด พิมพ์เนื้อเยื่อด้วยวิธีการใช้แรงกดหรือการนำรากฟันเทียมมาใช้ร่วมด้วย^{3, 9-11}

สมบัติของตะขอที่ต้องการในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานควรผ่อนความเค้น (Stress breaker) และไม่มี การถ่ายทอดแรงบิดหรือแรงจัดไปยังตัวฟันหลัก^{6,12} Carr และคณะ แนะนำตะขอผสม (Combination clasp) ตะขออาร์พีโอ (RPI clasp) ตะขออาร์พีเอ (RPA clasp) ตะขอบาร์ (Bar clasp) สำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน¹³

ตะขอลวดดัด (Wrought wire clasp) มีสมบัติที่เหมาะสมสำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐาน เนื่องจากมีความยืดหยุ่น เกิดแรงกระทำต่อฟันหลักน้อย แรงจะถูกส่งผ่านไปยังสันเหงือกได้ดี³ แต่พบว่าเมื่อใช้งานไปตะขอลวดดัดเกิดการเสียวอย่างถาวร หรือหัก สาเหตุจากการติดตัวซ้ำ ๆ ของตะขอลวดดัดขณะเข้าออกจากส่วนคอดของฟันหลักจากการใส่ถอดฟันเทียม หรือจากการที่แขนตะขอลวดดัดรับแรงบดเคี้ยว ทำให้ถ่าง อ้าออก ไม่แนบสนิทกับฟันหลัก จนผู้ป่วยรู้สึกว้าฟันเทียมหลวม ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการบดเคี้ยว การพูด การกลืน โดยปกติแล้วความลึมหollowทางกลในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ไม่ได้เกิดโดยทันที แต่มักเกิดหลังจากใช้งานไปในระยะเวลาหนึ่ง ซึ่งแสดงให้เห็นว่าความลึมหollowอาจเกิดจากความล้าที่ได้รับความเค้นซ้ำ ๆ เป็นเวลานาน ดังนั้นความต้านทานต่อความล้าจึงเป็นปัจจัยที่สำคัญอย่างหนึ่งต่อประสิทธิภาพฟันเทียมบางส่วนถอดได้¹⁶⁻¹⁴

สำหรับฟันเทียมบางส่วนถอดได้ชนิดฐานอะคริลิก ยังคงเป็นที่นิยมด้วยปัญหาเศรษฐกิจและการใช้งานชั่วคราว โดยตะขอที่ใช้มักเป็นตะขอลวดดัด ในฟันหลักหลังของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกที่มีส่วนคอดด้านแก้มใกล้กลาง การเลือกใช้ตะขอลวดดัดรูปตัวแอลที่มีส่วนต้นตะขอวางพาดผ่านสันริมฟันด้านใกล้กลางฟันหลักหลังมาส่วนคอดด้านแก้มใกล้กลางนั้นเป็นสิ่งจำเป็น ซึ่งอาจออกแบบให้มีส่วนพักลวดดัดด้านบดเคี้ยวใกล้กลางร่วมด้วย เพื่อทำหน้าที่ส่วนรองรับ ในขณะที่ส่วนต้นของตะขอลวดดัดรูปตัวแอลที่วางพาดผ่านสันริมฟันด้านใกล้กลางสามารถทำหน้าที่เป็นส่วนรองรับฟันเทียมได้เช่นเดียวกับส่วนพักด้านบดเคี้ยว¹⁷ แต่จากความยาวของตะขอลวดดัดรูปตัวแอลและ การที่ต้องทำหน้าที่เป็นส่วนรองรับฟันเทียม เมื่อฟันเทียมเกิดการเคลื่อนจากแรงบดเคี้ยวซ้ำ ๆ อาจทำให้เกิดความล้าของตะขอลวดดัดรูปตัวแอล ส่งผลให้เกิดการเสียหายซึ่งยังไม่มีการศึกษายืนยัน จึงเป็นที่มาของการศึกษาขึ้น เพื่อพิจารณาความล้าของตะขอลวดดัดรูปตัวแอลในฟันหลักหลังของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกที่มีและไม่มีส่วนพักบริเวณสันริมฟันทางด้านใกล้กลางและระยะเวลาของการเกิดความเสียหายในตะขอรูปตัวแอลด้วยวิธีการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element analysis)

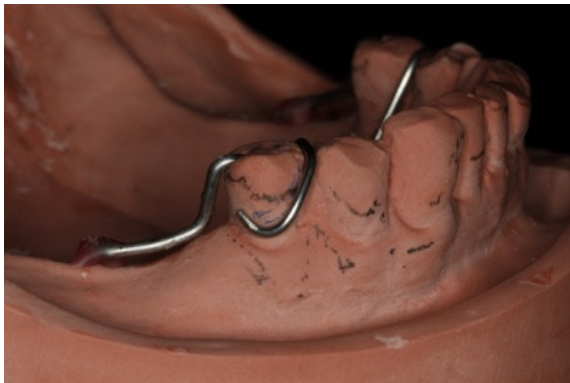
วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

งานวิจัยนี้ผ่านความเห็นชอบจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมของการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น (HE602652) ใช้ภาพถ่ายรังสีโคนบีบคอมพิวเตอร์โทโมกราฟและเตรียมชิ้นหล่อศึกษาจากผู้ป่วยที่มีสันเหงือกล่างรั่วฟันบางส่วนที่สูญเสียฟันซี่ 36 37 38 46 47 48 ไม่มีปุ่มกระดูกขากรรไกรล่าง และฟันหลักหลังซี่ 35 45 ไม่บดหมุน ไม่ล้มเอียง มีส่วนคอดด้านแก้ม-ใกล้กลาง ขนาด 0.02 นิ้ว จากผู้ป่วยที่มารับการรักษาที่คลินิกทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

กรเตรียมด้านใกล้กลางฟันหลักหลังซี่ 35 45 ให้มีระนาบแนวดิ่งกว้าง 1 มิลลิเมตรในแนวด้านสบ-คอฟัน โดยใช้หัวกรอจากเพชรทรงกระบอก (Cylinder diamond bur, Jota, Jota AG rotary instrument, Rüthi, Switzerland) กรอเตรียมแอ่งรับตะขอลวดดัดรูปตัวแอลในแนวใกล้ลิ้น-ใกล้แก้ม

ผ่านเส้นริมฟันบริเวณซี่ 34 35 และ 44 45 สำหรับใช้เป็นพื้นที่ให้ตะขอลวดรูปร่างตัวแอลผ่านโดยไม่ขัดขวางการสบฟัน โดยใช้หัวกรอากเพชรทรงกลมขนาด 012 (Diamond bur, Jota, Jota AG rotary instrument, Rüthi, Switzerland) กรอให้มีความกว้าง 0.25 มิลลิเมตร เตรียมแอ่งรับส่วนพักบนด้านบดเคี้ยวใกล้กลางในฟันซี่ 35 45 ยาว 1.5 มิลลิเมตร ลึก 1.0 มิลลิเมตร กรอบบริเวณเส้นริมฟันในแนวใกล้กลาง-ใกล้กลางให้พื้นแอ่งรับส่วนพักเอียงเล็กน้อยสู่กึ่งกลางฟันทำมุมน้อยกว่า 90° กับด้านข้างของฟันซึ่งขนานกับแนวแกนฟัน¹⁸ เพื่อรองรับตะขอลวดรูปร่าง 18 โดยใช้หัวกรอากเพชรทรงกลมขนาด 012 (Round diamond bur, Jota, Jota AG rotary instrument, Rüthi, Switzerland)

วางตะขอลวดรูปร่างตัวแอลเงา 19¹⁷ พาดผ่านช่องระหว่างฟันซี่ 34 35 และซี่ 44 45 โดยที่ 2/3 ของความยาวต้นตะขอลวดรูปร่างตัวแอลทอดข้ามผ่านเส้นสำรวจ และ 1/3 ปลายตะขอลวดรูปร่างตัวแอลอยู่ในส่วนคอดด้านแก้ม-ใกล้กลาง 0.02 นิ้ว จากนั้นตัดลวดรูปร่าง 18 สำหรับส่วนพักด้านบดเคี้ยวที่ได้รับการกรอเตรียมแอ่งรับส่วนพักไว้แล้วบริเวณซี่ 35 45 (รูปที่ 1)



รูปที่ 1 แสดงตะขอลวดรูปร่างตัวแอลและส่วนพักด้านบดเคี้ยว

Figure 1 L-wrought wire clasp and occlusal rest

นำตะขอลวดรูปร่างตัวแอลและส่วนพักลวดรูปร่างที่ได้ไปทำการสแกน สร้างโมเดลแคด (CAD model) โดยใช้เครื่องสแกน 3 มิติด้วยวิธีการทางแสง (3D optical scanner, ATOS 3D scanner, GOM precise industrial 3D Metrology, Germany) ให้ได้ข้อมูลพื้นผิว 3 มิติ เพื่อเป็นแฟ้มข้อมูลพื้นผิว (Surface) ภายนอกของตะขอลวดรูปร่างตัวแอลและส่วนพัก

ลวดรูปร่างในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์ นามสกุล *.stl (Stereolithography) เพื่อนำไปรวมเป็นข้อมูลดิจิทัลของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกในขั้นตอนต่อไป

จากนั้นนำตะขอลวดรูปร่างตัวแอลและส่วนพักลวดรูปร่างที่ยึดด้วยซี่ฝังสี่ชมพูให้ได้ตำแหน่งที่ถูกต้องแล้วเรียงซี่ฟันเทียมพลาสติก (Artificial teeth, Major Dent Classic, Major Prodotti Dentari S.p.A., Moncalieri, Italy) นำแบบจำลองหลักที่เรียงฟันแล้วเทแบบหล่อ (Flasking) เข้าสู่กระบวนการทำฟันเทียม โดยใช้เรซินอะคริลิกชนิดบ่มร้อน (Heat-curing acrylic resin, Lang Dental Manufacturing Co., Inc., USA) ชัดแต่งให้เรียบร้อย ได้เป็นชิ้นงานฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกต้นแบบ (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 ชิ้นงานฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิก

Figure 2 Distal extension acrylic removable partial denture

นำฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกที่ได้ไปทำการสแกนสร้างโมเดลแคด โดยใช้เครื่องสแกน 3 มิติด้วยวิธีการทางแสง ให้ได้ข้อมูลพื้นผิว 3 มิติ ซึ่งเป็นแฟ้มข้อมูลพื้นผิวภายนอกของฟันเทียมในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์ นามสกุล *.stl

ทำการสร้างโมเดล 3 มิติของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิก โดยนำข้อมูลพื้นผิว 3 มิติของตะขอลวดรูปร่างตัวแอล ส่วนพักลวดรูปร่าง และฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกเข้าสู่โปรแกรมช่วยออกแบบ (Computer-Aided Design software, Geomagic, 3D Systems, USA) กำหนดให้ส่วนประกอบต่าง ๆ ของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกยึดกัน

(Bond interaction) โดยขึ้นรูปเป็น 2 โมเดล (Model) ได้แก่ โมเดล A เป็นโมเดลที่เหมือนชิ้นงานฟันเทียม และโมเดล B คือ โมเดลที่ตัดส่วนพักด้านบดเคี้ยวด้านไกลกลางของฟันเทียม ออก เพื่อเป็นการจำลองชิ้นงานฟันเทียมที่ไม่มีส่วนพักด้านบดเคี้ยวไกลกลาง จัดเก็บข้อมูลในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์ นามสกุล .stp (STEP file (.stp); Standard for the exchange of product) จากนั้นนำไฟล์ที่ได้เข้าสู่โปรแกรมโซลิดเวิร์ค 2017 (Solidwork version 2017, Dassault System, France) เพื่อแปลงข้อมูลเป็น Parasolid file (*.x_t) ได้เป็นโมเดลดิจิทัลของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิก 2 โมเดล เพื่อนำไปรวมกับ ข้อมูลดิจิทัลของส่วนโครงกระดูกกลางต่อไป

ทำการสร้างโมเดลดิจิทัลของขากรรไกรล่าง โดยใช้ข้อมูลจากภาพถ่ายรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีของผู้ป่วย (Cone Beam Computerized Tomography (CBCT), Whitefox®, Acteon LTD., England) ผ่านโปรแกรม Medical image processing (MIMICS version 11, Materialise NV, Belgium) ประมวลผลออกมาเป็นภาพ 3 มิติ จัดเก็บข้อมูลในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์ นามสกุล .stl จากนั้นนำข้อมูลที่ได้นำเข้าสู่โปรแกรมช่วยออกแบบ เพื่อสร้างโมเดล 3 มิติในรูปแบบแฟ้มข้อมูลนามสกุล *.stp นำไฟล์นามสกุล *.stp เข้าในโปรแกรมโซลิดเวิร์ค 2017 เพื่อแปลงข้อมูลเป็น Parasolid file (*.x_t)

รวมโมเดลดิจิทัลขากรรไกรล่างและโมเดลดิจิทัลฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกโมเดล A และโมเดล B เข้าด้วยกันตามลำดับ กำหนดความกว้างของเอ็นยึดปริทันต์ (Periodontal ligament) ที่ 0.2 มิลลิเมตร บริเวณรอบรากฟันทุกซี่ และกำหนดความหนาของเยื่อเมือกสันเหงือกส่วนเหลือ 2 มิลลิเมตร¹⁹ จากนั้นจัดเก็บข้อมูลในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์ข้อมูลเป็น Parasolid file (*.x_t)

นำโมเดลดิจิทัลของขากรรไกรและโมเดลดิจิทัลของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกที่รวมเข้าด้วยกันมาวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์แอนซิสเวิร์คเบ็นซ์ (Finite element analysis software, ANSYS Workbench version 17, Inc., Canonsburg, USA) โดยกำหนดค่าสมบัติต่าง ๆ ตามการศึกษาของ Kanbara และคณะในปี 2012²⁰ และ Nakamura และคณะในปี 2014¹⁹ ตามตารางที่ 1-3 และจำลองการให้แรงโดยจำลอง

แรงบดเคี้ยวตามการศึกษาของ Nakamura และคณะ¹⁹ โดยให้แรงคงที่ข้างเดียว (Unilateral static load) ขนาด 40 นิวตัน ในแนวตั้งที่ปุ่มฟันทำหน้าที่ 2 จุดและกึ่งกลางแนวใกล้กลาง-ไกลร่องกลาง 1 จุดของฟันกรามซี่ที่หนึ่งและที่ปุ่มฟันด้านแก้มใกล้กลางและร่องกลางของฟันกรามซี่ที่สอง รวม 5 จุด 200 นิวตัน

การวิเคราะห์ข้อมูล

วิเคราะห์ข้อมูลหาค่าความเค้นวอนมิสเสส (von Mises stresses) และการเคลื่อนขยับ (Displacement) บริเวณจุดต่าง ๆ บนโมเดล เพื่อดูการกระจายตัวของความเค้นค่าความเค้นสูงสุด และการเคลื่อนขยับของส่วนพักลดรูดตะขอลวดรูดรูปตัวแอล ฟันเทียม ฟันหลัก และเนื้อเยื่ออ่อนคลุมกระดูกส่วนเหลือ

นำค่าความเค้นวอนมิสเสสสูงสุด (σ_{Max}) และค่าความเค้นวอนมิสเสสต่ำสุด (σ_{Min}) ไปคำนวณหาจำนวนรอบการใช้งานของตะขอลวดรูดรูปตัวแอล โดยหาค่าความเค้นกลาง (σ_{Mean}) และค่า $\sigma_{Alternating}$ ตามสูตร

$$\sigma_{Mean} = \frac{\sigma_{Max} + \sigma_{Min}}{2} \quad [\text{สมการที่ 1}]$$

$$\sigma_{Alternating} = \frac{\sigma_{Max} - \sigma_{Min}}{2} \quad [\text{สมการที่ 2}]$$

นำค่า σ_{Mean} และค่า $\sigma_{Alternating}$ มาคำนวณสมการความล้าตามสูตรของ Gerber และ Goodman²¹ ภายใต้เงื่อนไขที่ฟันเทียมแนบสนิทกับเนื้อเยื่ออ่อนคลุมกระดูกส่วนเหลือและสันเหงือกไร้ฟัน กำหนดให้ค่า $S_{Ultimate_Strength} = 4.8 \times 10^8$.²¹

สูตรของ Gerber

$$\frac{\sigma_{Alternating}}{\sigma_{Effective}} + \left(\frac{\sigma_{Mean}}{S_{Ultimate_Strength}} \right)^2 = 1 \quad [\text{สมการที่ 3}]$$

สูตรของ Goodman

$$\frac{\sigma_{Alternating}}{\sigma_{Effective}} + \frac{\sigma_{Mean}}{S_{Ultimate_Strength}} = 1 \quad [\text{สมการที่ 4}]$$

เมื่อได้ค่า $\sigma_{Effective}$ ตามสมการนำค่าที่ได้ไปเทียบกับกราฟ S-N (Stress-Number of loading cycles graph)²² ของลวดรูดรูปตัวแอลเพื่อหาจำนวนรอบที่เกิดความเสียหายในตะขอลวดรูดรูปตัวแอลที่มีส่วนพักด้านบดเคี้ยว (โมเดล A) และไม่มีส่วนพักด้านบดเคี้ยว (โมเดล B) ของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิก

ตารางที่ 1 แสดงค่าสมบัติเชิงกล (Mechanical properties) ที่ใช้ในโมเดลไฟไนต์เอลิเมนต์

Table 1 The mechanical properties values in the finite element method

Structure	Elastic modulus (GPa)	Poisson's ratio
Stainless steel structure ³⁹⁻⁴⁰	200.000	0.300
Resin acrylic and artificial teeth ²⁰	2.450	0.300
Enamel ²⁰	41.400	0.350
Dentin ²⁰	18.600	0.350
Pulp ⁴¹	2.030	0.450
Cementum ⁴²⁻⁴³	15.400	0.310
Cortical bone ²⁰	11.760	0.250
Sponge bone ²⁰	1.470	0.300

ตารางที่ 2 แสดงจุดเปลี่ยนความเค้นและสมบัติของวัสดุในเยื่อเมือกสันเหงือกส่วนเหลือ²⁰

Table 2 Stress conversion point for material properties of residual ridge mucosa²⁰

Displacement	Young Modulus (MPa)	Poisson Ratio	Conversion Point of Stress value (MPa)
1 st	0.150	0.300	
2 nd	0.700	0.350	0.002114
3 rd	3.000	0.350	0.006044
4 th	3.900	0.350	0.024457
5 th	4.600	0.450	0.038255
6 th	11.000	0.470	0.055987
7 th	16.500	0.490	0.056688

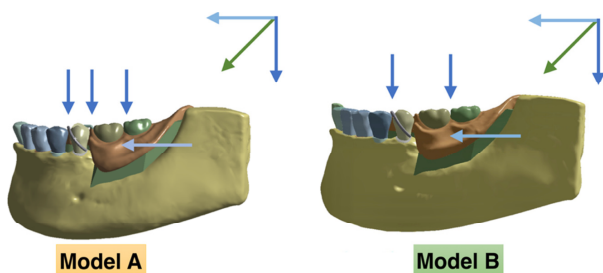
ตารางที่ 3 แสดงจุดเปลี่ยนความเค้นและสมบัติของวัสดุของเอ็นยึดปริทันต์²⁰

Table 3 Stress conversion point for material properties of periodontal ligament²⁰

Displacement	Young Modulus (MPa)	Poisson Ratio	Conversion Point of Stress value (MPa)
1 st	0.070	0.250	
2 nd	0.180	0.300	0.002584
3 rd	1.200	0.350	0.005646

ผล

แรงที่กระทำต่อฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกจะส่งผลทั้งในแนวราบและแนวตั้ง โดยในแนวราบทำให้ฟันเทียมเคลื่อนไปด้านหน้า ดันฟันหลักโดยมีจุดรับแรงในแนวราบ คือ ด้านประชิดของฟันกรามน้อยซี่ที่สองที่สัมผัสกับฟันเทียม ส่วนพัก และตะขอลวดรูต ในขณะที่ในแนวตั้งฐานฟันเทียมมีการเคลื่อน โดยมีจุดรับแรงคือ เนื้อเยื่ออ่อนที่รองรับฐานฟันเทียม ส่วนพัก และตะขอลวดรูต (รูปที่ 3)

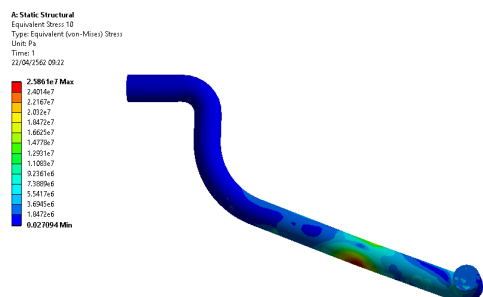


รูปที่ 3 แสดงบริเวณแนวแรงบดเคี้ยวที่ส่งผลในแนวตั้งและแนวราบของโมเดล A และโมเดล B

Figure 3 Depicted direction of occlusal force in vertical and horizontal of model A and model B

ค่าความเค้นวอนมิสเชส

ส่วนพักลวดรูต โมเดล A มีส่วนพักลวดรูตที่รับแรงทั้งในแนวราบและแนวตั้ง แสดงค่าความเค้นวอนมิสเชสสูงสุดสีแดง (25.9 MPa) บริเวณลวดรูตที่ฝังในฐานฟันเทียม (รูปที่ 4) (ตารางที่ 4) เนื่องจากเมื่อฟันเทียมเกิดการเคลื่อนจะทำให้เกิดการบิดตัวของลวดรูตที่ฝังในฐานฟันเทียมซึ่งไม่สามารถขยับได้ จึงเกิดความเค้นสะสมสูงสุดบริเวณนี้

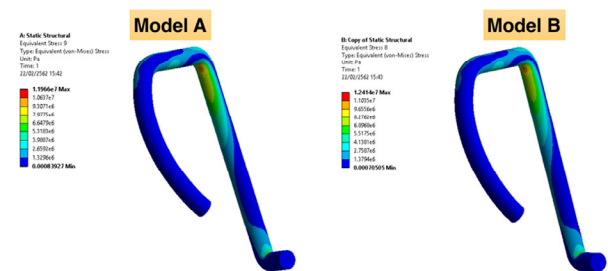


รูปที่ 4 แสดงค่าความเค้นวอนมิสเชสสูงสุดสีแดงบริเวณลวดรูตที่ฝังในฐานฟันเทียม

Figure 4 Maximum von Mises stresses (red color) of wrought wire in denture base

ตะขอลวดรูตรูปตัวแอล ตะขอลวดรูตรูปตัวแอลรับแรงทั้งในแนวราบและแนวตั้ง โดยส่วนปลายตะขอลวดรูตรูปตัวแอลอยู่ภายในส่วนคอดของฟันหลักหลังจะเคลื่อนตามฟันเทียม ทำให้ดึงฟันหลักหลังเคลื่อนตาม

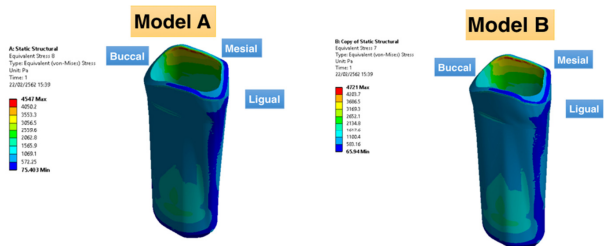
ตะขอลวดรูตรูปตัวแอลแสดงค่าความเค้นวอนมิสเชสสูงสุดสีแดง บริเวณด้านในของส่วนต้นแขนตะขอลวดรูตรูปตัวแอล ในโมเดล A (12.0 MPa) และโมเดล B (12.4 MPa) (รูปที่ 5) (ตารางที่ 4) สาเหตุที่โมเดล A มีค่าความเค้นวอนมิสเชสสูงส้นน้อยกว่าโมเดล B เนื่องจากโมเดล A มีส่วนพักช่วยในการรับแรง



รูปที่ 5 แสดงค่าความเค้นวอนมิสเชสสูงสุดสีแดงด้านในของต้นแขนตะขอลวดรูตรูปตัวแอลในโมเดล A และ โมเดล B

Figure 5 Maximum von Mises stresses (red color) of L-wrought wire clasp in model A and model B

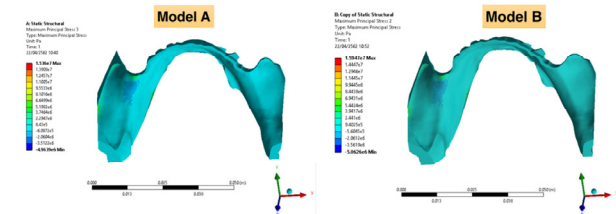
เอ็นยึดปริทันต์ เอ็นยึดปริทันต์ของฟันกรามน้อยซี่ที่สองซึ่งเป็นฟันหลักหลังพบความเค้นวอนมิสเชสสูงสุดสีแดงบริเวณด้านแก้มใกล้กลางทั้งโมเดล A (4537 Pa) และโมเดล B (4721 Pa) (รูปที่ 6) (ตารางที่ 4)



รูปที่ 6 แสดงค่าความเค้นวอนมิสเชสสูงสุดสีแดงของเอ็นยึดปริทันต์ฟันกรามน้อยซี่ที่สองด้านแก้มใกล้กลางทั้งโมเดล A และโมเดล B

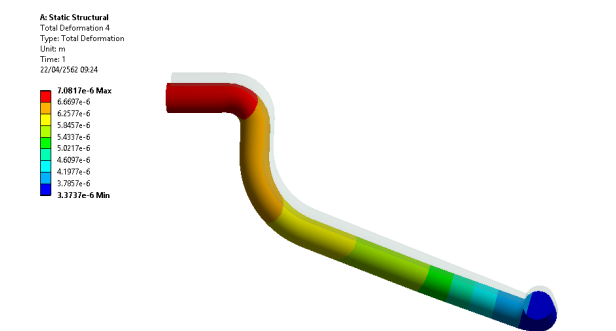
Figure 6 Maximum von Mises stresses (red color) at mesio-buccal periodontal ligament of second premolar in model A and model B

เนื้อเยื่ออ่อนคลุมกระดูกส่วนเหลือ พบความเค้นวอนมิสสูงสุดสีเขียวน้ำทะเล ขนาด 15.4 MPa และ 16 MPa ในโมเดล A และโมเดล B ตามลำดับ (รูปที่ 7) (ตารางที่ 4)



รูปที่ 7 แสดงความเค้นวอนมิสสูงสุดสีเขียวน้ำทะเลของเนื้อเยื่ออ่อนคลุมกระดูกส่วนเหลือในโมเดล A และโมเดล B

Figure 7 Maximum von Mises stresses (turquoise color) of residual ridge mucosa in model A and model B



รูปที่ 8 แสดงการเคลื่อนขยับมากที่สุดแสดงค่าสีแดงที่ส่วนพักลวดรูตในโมเดล A

Figure 8 Maximum displacement (red color) of wrought wire occlusal rest

ตารางที่ 4 แสดงค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดของโมเดล A และโมเดล B

Table 4 Maximum von Mises stresses in model A and model B

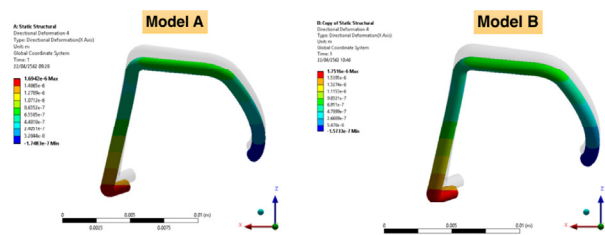
	von Mises stresses model A	von Mises stresses model B
Wrought wire rest	25.861 MPa	-
L-wrought wire clasp	11.966 MPa	12.414 MPa
Periodontal ligament	4537.000 Pa	4721.000 Pa
Residual ridge mucosa	15.360 MPa	15.947 MPa

การเคลื่อนขยับ

ส่วนพักลวดรูต ส่วนพักลวดรูตที่วางอยู่ในแอ่งรับส่วนพักของฟันหลักหลังด้านไกลกลาง พบการเคลื่อนขยับมากที่สุดแสดงค่าสีแดง (รูปที่ 8) ในทิศทางกดลงแนวด้านบดเคี้ยว-เหงือก

ตะขอลวดรูตรูปตัวแอล พบการเคลื่อนขยับของตะขอลวดรูตรูปตัวแอลในแนวแกน X Y และ Z โดยที่ส่วนปลายของแขนตะขอลวดรูตรูปตัวแอลอยู่ในส่วนคอดของฟันหลักหลัง รายละเอียดดังนี้

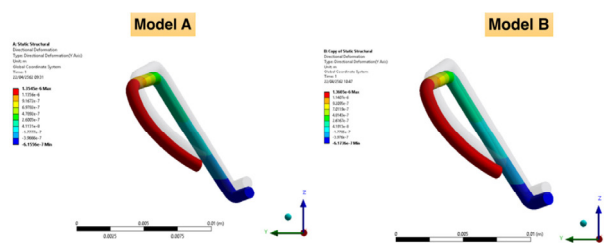
แนวแกน X (แนวแก้ม-ลิ้น) พบการเคลื่อนขยับมากที่สุดสีแดงของลวดรูตที่ฝังในฐานฟันเทียม และแสดงค่าสีเขียวที่ส่วนต้นตะขอลวดรูตรูปตัวแอลที่พาดผ่านสันริมฟันทั้งในโมเดล A และโมเดล B (รูปที่ 9) เมื่อฟันเทียมมีการเคลื่อนขยับ ฟันหลักหลังเคลื่อนตาม ส่วนของตะขอลวดรูตรูปตัวแอลที่พาดผ่านสันริมฟันหลักหลังถูกดันถ่างออก ทำให้เกิดการถ่างออกในแนวแก้ม-ลิ้น



รูปที่ 9 แสดงการเคลื่อนขยับมากที่สุดสีแดงแนวแกน X ของตะขอลวดรูตรูปตัวแอลที่ฝังในฐานฟันเทียมในโมเดล A และโมเดล B

Figure 9 Maximum displacement (red color) in X-axis of L-wrought wire clasp in model A and model B

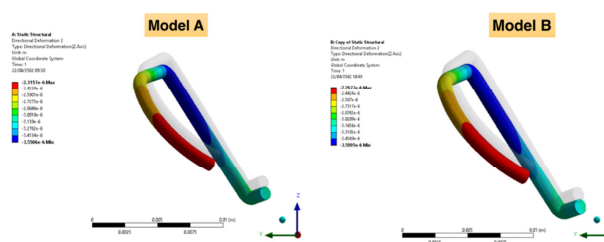
แนวแกน Y (แนวหน้า-หลัง) พบการเคลื่อนขยับมากที่สุดสีแดงที่ส่วนแขนของตะขอลวดรูปตัวแอลที่สัมผัสพื้นหลักหลังทั้งในโมเดล A และโมเดล B (รูปที่ 10) แขนตะขอสัมผัสพื้นหลักหลัง ปลายตะขออยู่ในส่วนคอด เมื่อฟันเทียมเคลื่อน ตะขอลวดรูปตัวแอลเคลื่อนตามฟันเทียมไปทางด้านใกล้กลาง จึงพบการเคลื่อนขยับสูงสุดที่แขนตะขอลวดรูปตัวแอล



รูปที่ 10 แสดงการเคลื่อนขยับมากที่สุดสีแดงแนวแกน Y ของแขนตะขอลวดรูปตัวแอลในโมเดล A และโมเดล B

Figure 10 Maximum displacement (red color) in Y-axis of L-wrought wire clasp in model A and model B

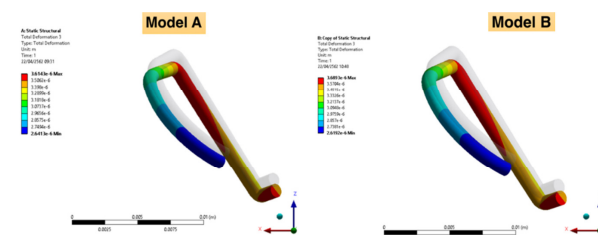
แนวแกน Z (แนวด้านบดเคี้ยว-เหงือก) พบการเคลื่อนขยับมากที่สุดสีแดงที่ส่วนปลายตะขอลวดรูปตัวแอลที่สัมผัสพื้นหลักหลังทั้งในโมเดล A และโมเดล B (รูปที่ 11) ตะขอลวดรูปตัวแอลเกิดการเคลื่อนขยับไปพร้อมกับฟันเทียมที่เคลื่อนไปข้างหน้าและลงด้านเหงือก ทำให้ส่วนปลายของแขนตะขอลวดรูปตัวแอล หลุดออกจากส่วนคอด



รูปที่ 11 แสดงการเคลื่อนขยับมากที่สุดสีแดงแนวแกน Z ที่ส่วนปลายตะขอลวดรูปตัวแอลในโมเดล A และโมเดล B

Figure 11 Maximum displacement (red color) in Z-axis of L-wrought wire clasp in model A and model B

ค่าการเคลื่อนขยับโดยรวมทั้งสามแกน พบว่า มีการเคลื่อนขยับมากที่สุดสีแดงบริเวณลวดรูปตัวแอลที่ฝังในฐานฟันเทียมทั้งในโมเดล A และโมเดล B (รูปที่ 12) ซึ่งสัมพันธ์กับค่าความเค้นวอนนิสเชสที่แสดงว่ามีการสะสมความเค้นสูงสุดที่บริเวณนั้น (รูปที่ 5)

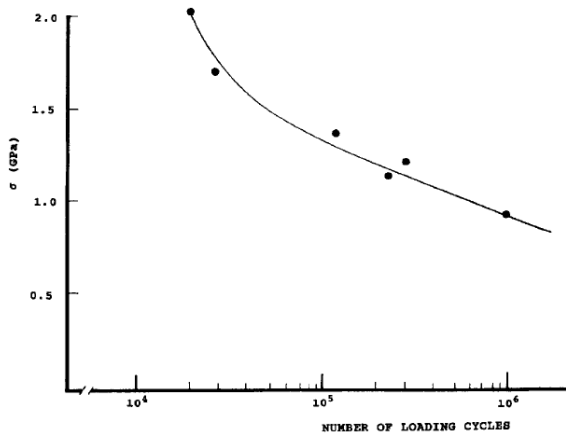


รูปที่ 12 แสดงการเคลื่อนขยับโดยรวมมากที่สุดทั้งสามแกน (แกน X Y และ Z) ของตะขอลวดรูปตัวแอลที่ฝังในฐานฟันเทียมทั้งในโมเดล A และโมเดล B

Figure 12 Maximum total displacement (X, Y and Z) of L-wrought wire clasp in denture base of model A and model B

ความล้า

ความล้าเป็นความเสียหายของวัสดุจากการรับแรงกระทำแบบเวียนรอบ จำนวนรอบของการรับแรงที่ทำให้วัสดุแตกหักจะขึ้นอยู่กับขนาดของแรงเค้นที่กระทำ²³ คำนวณได้จากนำค่าความเค้นวอนนิสเชสไปคำนวณตามสมการที่ 1 สมการที่ 2 และสมการที่ 3 ตามลำดับ ได้ค่า $\sigma_{\text{Effective}}$ ของ Gerber เท่ากับ 6.67 MPa และ 6.80 MPa ในโมเดล A และ B ตามลำดับ และคำนวณตามสมการที่ 1 สมการที่ 2 และสมการที่ 4 ตามลำดับ ได้ค่า $\sigma_{\text{Effective}}$ ของ Goodman เท่ากับ 6.76 MPa และ 6.90 MPa ในโมเดล A และ B ตามลำดับ เมื่อเทียบกับกราฟ S-N ของลวดรูปตัวแอล²² ไม่พบจุดตัดของค่า $\sigma_{\text{Effective}}$ ของ Gerber และ Goodman กับเส้น S-N ทั้งสองโมเดล เนื่องจากตามกราฟ S-N พบว่า ค่า $\sigma_{\text{Effective}}$ น้อยสุดที่ทำให้วัสดุเกิดความเสียหายมีค่าประมาณ 1 GPa²² แสดงว่าตะขอลวดรูปตัวแอลไม่เสียหายในการรับแรงบดเคี้ยวที่ทดสอบทั้งสองโมเดล (รูปที่ 13)



รูปที่ 13 แสดงความสัมพันธ์ของความเค้น ($\sigma_{\text{Effective}}$) และจำนวนรอบที่รับแรง (number of loading cycles) ของตะขอลวดรูปร่างตัวแอล

Figure 13 The relation of stress ($\sigma_{\text{Effective}}$) and number of loading cycle of a wrought wire clasp

บทวิจารณ์

การศึกษาความล้มเหลวของตะขอลวดรูปร่างตัวแอลในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกที่มีและไม่มีส่วนพีกด้านไกลกลางของฟันหลักหลัง พิจารณาจากความเค้นที่เกิดบนตะขอลวดรูปร่างตัวแอลจนเกิดความเสียหายหรือล่า ในการศึกษานี้จำลองแรงกดเคี้ยวตามการศึกษาของ Nakamura และคณะ¹⁹ โดยให้แรงคงที่ข้างเดียว 5 ตำแหน่ง ตำแหน่งละ 40 นิวตัน รวม 200 นิวตัน สอดคล้องกับการศึกษาของ Tumrasvin และคณะ²⁴ พบค่าเฉลี่ยของแรงกดเคี้ยวสูงสุดของฟันธรรมชาติสกับฟันเทียมขยายฐานมีค่า 208 ± 141 นิวตัน

โมเดล A พบความเค้นวอนมัสเซสสูงสุดสีแดงที่ลวดรูปร่างพีกที่ฝังในฐานฟันเทียม ส่วนต้นของตะขอลวดรูปร่างตัวแอลที่ออกจากฐานฟันเทียม เอ็นยึดปริทันต์ด้านแก้ม-ไกลกลาง (รูปที่ 4 5 และ 6) และพบความเค้นวอนมัสเซสสูงสุดสีเขียวน้ำทะเลที่เนื้อเยื่ออ่อนคลุมกระดูกส่วนเหลือ (รูปที่ 7) ร่วมกับพบการเคลื่อนขยับมากที่สุดที่ส่วนพีกลวดรูปร่างและส่วนต้นของตะขอลวดรูปร่างตัวแอลที่ออกจากฐานฟันเทียม (รูปที่ 8 และ 12) บ่งชี้ว่าเมื่อมีแรงมากกระทำที่ฟันเทียมส่วนท้าย ทำให้ส่วนขยายฐานของฟันเทียมส่วนพีกลวดรูปร่าง ตะขอลวดรูปร่างตัวแอลและฟันหลักหลังมีการเคลื่อนมาด้านไกลกลาง เนื่องจากลวดรูปร่างที่ฝังในฐานฟันเทียม

แสดงพฤติกรรมเป็นขึ้นเดียวกับฐานฟันเทียม มีเฉพาะส่วนพีกลวดรูปร่างที่พ้นจากฐานฟันเทียมด้วยลวดรูปร่างสมบัติยืดหยุ่น ส่วนพีกลวดรูปร่างจึงเกิดการเคลื่อนขยับมากกว่าส่วนที่ฝังในฐานฟันเทียม ไม่เกิดการบิดงอฟันหลักหลังมาทางด้านไกลกลางประกอบกับการที่มีตะขอลวดรูปร่างตัวแอลที่พาดผ่านทางด้านไกลกลางมายังส่วนคอดด้านแก้มไกลกลางช่วยให้ฟันหลักไม่เคลื่อนมาด้านไกลกลาง สอดคล้องกับ Plotnick และคณะ²⁵ และ Maxfield และคณะ²⁶ ที่ทำการวิจัยในคลินิก พบว่าฟันหลักจะเคลื่อนไปทางด้านไกลกลางและไม่สัมพันธ์กับตำแหน่งของการวางส่วนพีก ขณะที่ Thompson และคณะพบว่าส่วนพีกชั้นหล่อที่วางด้านไกลกลางทำให้ฟันหลักล้มมาด้านไกลกลาง²⁷

โมเดล B เป็นการออกแบบตะขอลวดรูปร่างตัวแอลที่ไม่มีส่วนพีกลวดรูปร่างด้านไกลกลาง พบว่า เมื่อมีแรงมากกระทำที่ฟันเทียมส่วนท้าย ทำให้ส่วนขยายฐานของฟันเทียม ตะขอลวดรูปร่างตัวแอลและฟันหลักหลังมีการเคลื่อนมาด้านไกลกลางเช่นเดียวกับโมเดล A (รูปที่ 5 6 7 และ 12)

เมื่อฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกทั้งสองโมเดลมีแรงมากกระทำ ฟันหลักหลังจะเคลื่อนไปด้านแก้มไกลกลางในระยะที่ว่างของเอ็นยึดปริทันต์ที่มีค่าประมาณ 0.2 มิลลิเมตร²⁸ สอดคล้องกับการศึกษาที่พบการสะสมของความเค้นวอนมัสเซสของเอ็นยึดปริทันต์บริเวณคอดฟันด้านแก้มไกลกลางทั้งในสองโมเดล (รูปที่ 6) โดยที่ค่าความเค้นวอนมัสเซสสูงสุดของเอ็นยึดปริทันต์ในโมเดล B (4721 Pa) มีค่ามากกว่าโมเดล A (4537 Pa) (รูปที่ 6 และ 7) แสดงว่าส่วนพีกลวดรูปร่างด้านไกลกลางจะต้านทานการเคลื่อนขยับของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานชนิดฐานอะคริลิกมาด้านไกลกลาง และการพบความเค้นวอนมัสเซสของเอ็นยึดปริทันต์สะสมมากบริเวณคอดฟันด้านแก้มไกลกลางทั้งในสองโมเดลสอดคล้องกับ Zarrati และคณะ²⁹ ที่พบความเค้นสะสมบริเวณคอดฟันด้านแก้มเนื่องจากกระดูกด้านแก้มมีลักษณะบางกว่าด้านล่าง ทำให้ฟันเคลื่อนไปทางด้านแก้มมากกว่า³⁰

จากการศึกษานี้พบว่า บริเวณเนื้อเยื่ออ่อนคลุมกระดูกส่วนเหลือมีค่าความเค้นวอนมัสเซส แสดงค่าสีเขียวน้ำทะเลทั้งในโมเดล A (15.4 MPa) และโมเดล B (16 MPa) (รูปที่ 7) เนื่องจากฐานฟันเทียมส่วนขยายคลุมเนื้อเยื่ออ่อนรองรับมาก จึงเกิดการกระจายแรงที่มากกระทำ สอดคล้อง

กับการศึกษาของ Y. Igarashi และคณะ³¹ ที่พบว่า ในฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานที่ใช้ตะขอลวดรูตในฟันหลัก พบอัตราการส่งผ่านของแรงบดเคี้ยวไปยังสันเหงือกไร้ฟันมากที่สุด และ Nakamura และคณะ¹⁹ ที่ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า ฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานจะกระจายแรงสู่สันเหงือกไร้ฟันส่วนท้ายเช่นกัน เนื่องจากตะขอและส่วนพักจากลวดรูตมีความยืดหยุ่น และฐานฟันเทียมสัมผัสสันเหงือกรองรับที่มาก³¹

ส่วนปลายตะขอลวดรูตรูปตัวแอลทั้งโมเดล A และ B อยู่ในส่วนคอดของฟันหลักหลัง เมื่อมีแรงกระทำส่วนท้ายฟันเทียม ทำให้ฟันเทียมเคลื่อนไปด้านเหงือก-ใกล้กลาง ปลายตะขอจะเคลื่อนออกทั้งสามทิศทางโดยเคลื่อนไปทางด้านแก้ม ใกล้กลางและลงล่าง (รูปที่ 9 10 และ 11) จึงลดความเค้นที่ตัวฟันหลักหลัง ทำให้แรงถูกส่งผ่านไปยังสันเหงือกรองรับฟันเทียม ด้านในของส่วนต้นแขนตะขอลวดรูตรูปตัวแอลพบความเค้นวอนมิสเซล สูงสุดสีแดงทั้งโมเดล A (12.0 MPa) และโมเดล B (12.4 MPa) (รูปที่ 5) เกิดจากการดัดงอของลวดรูตเป็นมุม 90-120 องศา รวมทั้งการได้รับแรงจากการบดเคี้ยว ทำให้ลวดรูตยืดออกที่มุมด้านนอก และถูกบีบอัดที่มุมด้านในซ้ำ ๆ จนอาจทำให้เกิดความเสียหายต่อลวดรูตได้³²

ลักษณะของการเคลื่อนของฟันเทียมทั้งโมเดล A และโมเดล B พบว่า ส่วนท้ายของฐานฟันเทียมขยายฐานเคลื่อนสู่สันเหงือกไร้ฟัน (รูปที่ 7) ดันฟันหลักหลังเคลื่อนมาด้านใกล้กลาง (รูปที่ 6) ลักษณะเช่นนี้เกิดจากเนื้อเยื่อส่วนท้ายที่รองรับฟันเทียมถูกบีบอัดได้มากกว่าฟันหลัก และลักษณะของแผ่นนวมท้ายฟันกรามล่างที่ลาดเอียงขึ้น ทำให้ฟันเทียมเกิดการเคลื่อนมาด้านใกล้กลางส่งผลต่อการผลักฟันหลักหลังที่ติดกับสันเหงือกไร้ฟันส่วนท้าย³³ เช่นเดียวกับ Cecconi และคณะ³⁴ ที่พบว่าความลาดเอียงของสันเหงือกไร้ฟัน ลักษณะของแรง และความแนบสนิทของฐานฟันเทียมส่งผลต่อระดับและทิศทางการเคลื่อนของฟันหลัก การแก้ไขควรกระจายแรงไปยังฟันและเนื้อเยื่อรองรับ ให้ฐานฟันเทียมบีบอัดเนื้อเยื่อที่รองรับอย่างสม่ำเสมอ โดยการพิมพ์เทคนิคการทำขึ้นหล่อแปลง (Altered cast impression technique) เพื่อให้ฐานฟันเทียมเกิดการเคลื่อนขยับน้อยสุด^{35, 36}

ความล้า คือการใช้งานวัสดุที่เป็นการทำซ้ำ ๆ จนเกิดความเสียหายภายใต้การกระทำซ้ำ ๆ นั้น²¹ เมื่อทำการวิเคราะห์ความเค้น ตามสมการ Gerber โดยสมการ Gerber ใช้สำหรับวัสดุแบบเหนียว (Ductile materials)²¹ พบว่าลวดรูตไม่เกิดความเสียหายทั้งสองโมเดล เนื่องจากไม่พบจุดตัดของค่า กับเส้น S-N ประกอบกับค่าน้อยสุดที่ทำให้วัสดุเกิดความเสียหายมีค่าประมาณ 1 GPa²² ซึ่งค่าของลวดรูตทั้งสองโมเดลมีค่าต่ำกว่า แสดงว่าตะขอลวดรูตรูปตัวแอลไม่เสียหายในการรับแรงบดเคี้ยวที่ทดสอบทั้งสองโมเดล (รูปที่ 13) และเมื่อทำการทดสอบเพิ่มเติมตามสมการของ Goodman ซึ่งใช้สำหรับวัสดุแบบเปราะ (Brittle materials)²¹ ให้ผลเช่นเดียวกัน (รูปที่ 13) ในขณะที่ Snyder และ Duncanson (1992)³⁷ และ Keltjens และคณะ (1997)³⁸ ศึกษาทางคลินิกโดยให้ผู้ป่วยใส่ฟันเทียมในระยะเวลาหนึ่งได้ข้อสรุปคล้ายคลึงกันว่า ตะขอลวดรูตของฟันเทียมมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง ความแนบสนิทของตะขอลดลงจากการใช้งาน โดยพบว่าฟันเทียมบางส่วนถอดได้ขยายฐานพบการแอ่นออกของตะขอลวดรูตมากกว่าฟันเทียมบางส่วนถอดได้ที่มีฟันรองรับ Carr และคณะ³¹ ได้กล่าวว่าการเปลี่ยนรูปของตะขอเกิดจากการใช้งานซ้ำ ๆ จากการถอด-ใส่ และจากแรงบดเคี้ยว ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาครั้งนี้ที่ศึกษาผลจากแรงกระทำที่ส่วนขยายฐานฟันเทียมบางส่วนถอดได้เท่านั้น ไม่ได้ศึกษาปัจจัยอื่นในปาก เช่น อุณหภูมิ ความชื้น สภาวะกรด-ด่าง และแรงและทิศทางที่ใส่-ถอดฟันเทียม ที่อาจมีผลต่อสมบัติของลวดรูต ซึ่งควรศึกษาเพิ่มเติมต่อไป

สรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้ ไม่พบความล้าจากแรงบดเคี้ยวที่ทดสอบบนตะขอลวดรูตรูปตัวแอลที่มีและไม่มีส่วนพักลวดรูตด้านใกล้กลาง โดยตะขอลวดรูตรูปตัวแอลที่มีส่วนพักลวดรูตด้านใกล้กลางพบความเค้นน้อยกว่าที่ไม่มีส่วนพักลวดรูตด้านใกล้กลางเล็กน้อย แสดงว่า ในทางคลินิกสามารถออกแบบตะขอลวดรูตรูปตัวแอล โดยร่วมกับส่วนพักลวดรูตด้านใกล้กลางหรือไม่ก็ได้

เอกสารอ้างอิง

1. Shillingburg, Herbert T and Sather, David. A Fundamentals of fixed prosthodontics. 4th ed. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co, Inc;2012.
2. Barreto Alessandra Oliveira, Aquino Ana Rafaela Luz, de Aquino, Luana Maria Martins, Roncalli Angelo Giuseppe, do Amaral Bruna Aguiar, Carreiro Adriana da Fonte Porto. Impact on quality of life of removable partial denture wearers after 2 years of use. BJOS 2011;10(1):50-4.
3. Rodney D. Phoenix DRC CFD. Stewart's Clinical Removable Partial Denture Prosthodontics 4th ed. Canada: Quintessence Publishing Co, Inc; 2008.
4. The Glossary of Prosthodontic Terms nine Edition (GPT-9). J Prosthodont 2018;81(1):48-110.
5. Carr AB, Brown DT. CHAPTER 3 – Classification of Partially Edentulous Arches. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 12th ed. Saint Louis: Elsevier Mosby; 2011.16-20.
6. Krol AJ. Clasp design for extension-base removable partial dentures. J Prosthodont 1973;29(4):408-15.
7. Carr AB, Brown DT. McCracken's removable partial prosthodontics. 12th ed. Saint Louis: Elsevier Mosby;2011.
8. GA Lammie JO. The bilateral free-end saddle lower denture. J Prosthodont 1954;4(5):640-52.
9. Sajjan C. An altered cast procedure to improve tissue support for removable partial denture. Contemp Clin Dent 2010;1(2):103-6.
10. Hanako Suenaga KK, Ryoichi Hosokawa, Tsunemoto Kuriyagawa, Keiichi Sasaki. Effects of occlusal rest design on pressure distribution beneath the denture base of a distal extension removable partial denture-An *In Vivo* study. Int J Prosthodont 2014;27:469-71.
11. C Ohkubo DK, H Shimp, Y Suzuki, Y Kokubo, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. J Oral Rehabil 2007;34:52-6.
12. Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. J Prosthodont 1963.13(1):114-24.
13. Carr AB, Brown DT. CHAPTER 7 – Direct Retainers. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 12th ed. Saint Louis: Elsevier Mosby; 2011.67-95.
14. Derry A Fau – Bertram U, Bertram U. A clinical survey of removable partial dentures after 2 years usage. Acta Odontol Scand 1970;28(5):581-98.
15. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. Acta Odontol Scand 1993;51(6):363-9.
16. Sandu L, Faur N, Bortun C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. J Prosthodont 2007;97(1):39-44.
17. Frank RP. Direct retainers for distal-extension removable partial dentures. J Prosthodont 1986.56(5):562-7.
18. Carr AB, Brown DT. CHAPTER 6 – Rests and Rest Seats. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 12th ed. Saint Louis: Elsevier Mosby; 2011.56-66.
19. Nakamura Y, Kanbara R, Ochiai KT, Tanaka Y. A finite element evaluation of mechanical function for 3 distal extension partial dental prosthesis designs with a 3-dimensional nonlinear method for modeling soft tissue. J Prosthodont 2014;112(4):972-80.
20. Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, Kawai T, Tanaka Y. Three-dimensional finite element stress analysis: The technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. Dent Mater 2012;31(2):297-308.
21. Bhandari VB. Design of Machine Elements. 3rd ed. New delhi: Tata McGraw-Hill; 2007.76-141.
22. Vallittu PK. Fatigue Resistance and Stress of Wrought-Steel Wire Clasps. J Prosthodont 1996;5(3):186-92.
23. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC, Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont 1995;8(2): 105-16.
24. Tumrasvin W, Fueki K, Ohyama T. Factors Associated with Masticatory Performance in Unilateral Distal Extension Removable Partial Denture Patients. J Prosthodont 2006;15 (1):25-31.
25. Plotnick IJ, Beresin VE, Simkins AB. The effects of variations in the opposing dentition on changes in the partially edentulous mandible. Part III. Tooth mobility and chewing efficiency with various maxillary dentitions. J Prosthodont 1975;33(5):529-34.
26. Maxfield JB, Nicholls JI, Smith DE. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. J Prosthodont 1979;41(2):134-42.
27. Thompson WD, Kratochvil FJ, Caputo AA. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. J Prosthodont 1977;38(3):261-73.

28. Mortazavi H, Baharvand M. Review of common conditions associated with periodontal ligament widening. *Imaging Sci Dent* 2016;46(4):229-37.
29. Zarrati S, Bahrami M, Heidari F, Kashani J. Three Dimensional Finite Element Analysis of Distal Abutment Stresses of Removable Partial Dentures with Different Retainer Designs. *J Dent (Tehran)* 2015;12(6):389-97.
30. Goodkind RJ. The effects of removable partial dentures on abutment tooth mobility: A clinical study. *J Prosthodont* 1973;30(2):139-46.
31. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an *in vivo* study. *J Oral Rehabil* 1999;26(2):111-6.
32. Shirasu K, Wakabayashi N, Yoneyama T, Igarashi Y. Non-linear finite element stress analysis of plastic deformation in Co-Cr wrought-wire clasps. *Dent Mater* 2008;24(11):1518-24.
33. Hekneby M. Distribution of Load with the Lower Free-end Partial Denture: Some Factors of Importance for the Distribution of Load to the Saddle Base and the Supporting Teeth in the Light of Model Experiments. *Acta Odontol Scand* 1969;27:109.
34. Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. *J Prosthodont* 1971;25(4):375-81.
35. Boero E, Forbes WG. Considerations in design of removable prosthetic devices with no posterior abutments. *J Prosthodont* 1972;28(3):253-63.
36. Carr AB, Brown DT. CHAPTER 9 - Denture Base Considerations. *McCracken's Removable Partial Prosthodontics*. 12th ed. Saint Louis: Elsevier Mosby; 2011.103-14.
37. Snyder HA, G Duncanson M. The effect of clasp form on permanent deformation. *Int J Prosthodont* 1992;5(4):345-58.
38. Keltjens HMAM, Mulder J, KÄYser AF, Creugers NHJ. Fit of direct retainers in removable partial dentures after 8 years of use. *J Oral Rehabil* 1997;24(2):138-42.
39. Reimann LAD. Influence of the casting temperature on dental Co-base alloys properties. *Arch. Mater. Sci. Eng* 2013;60(1):5-12.
40. Raimondi MT, Vena P, Pietrabissa R. Quantitative evaluation of the prosthetic head damage induced by microscopic third-body particles in total hip replacement. *J Biomed Mater Res* 2001;58(4):436-48.
41. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res* 2004;7(2):98-107.
42. Sundaram S, Ramaseshan R, Dash S, Rao SR. Evaluation of the nanostructure of cervical third cementum in health and chronic periodontitis: An *in vitro* study. *J Indian Soc Periodontol* 2014;18(5):560-6.
43. Raj Vikram KSK, KS Nagachandran, Y Mohamed Hashir. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. *Indian J Dent res* 2012;23(2):213-20.

ผู้รับผิดชอบบทความ

दनัย ยอดสุวรรณ

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์: 0 4320 2405 #45145

โทรสาร: 0 4320 2862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: danai@kku.ac.th

A Study of Fatigue of L–Wrought Wire Clasp in Distal Extension Acrylic Removable Partial Denture by Finite Element Method

Chanloun C* Pratumwal Y** Yodsuwan D***

Abstract

The study of fatigue of L–wrought wire clasp in distal extension acrylic removable partial dentures with and without distal wrought wire rest on posterior abutment was done. The cone beam computed tomography data of partially edentulous mandible, with missing tooth 36 37 38 46 47 48, was used to construct the digital model of mandible. The two digital models of distal extension acrylic free–end saddle removable partial dentures, with L–wrought wire clasp on both posterior abutments, with and without distal wrought wire rest on posterior abutment were made and then combined to mandibular digital model. The digital models were imported into ANSYS Workbench software to create finite element analysis by applying unilateral static load at distal extension for 5 point of 40 N each. The von Mises stress and displacement of the prosthesis and abutment teeth were calculated for the number of loading cycles of L–wrought wire clasp. The result revealed the wrought wire rest, L–wrought wire clasp and posterior abutment were displaced mesially and no fatigue from occlusal loads on L–wrought wire clasp with and without wrought wire rest. The L–wrought wire clasp with distal wrought rest resulted in slightly lower stress than without distal wrought wire rest. It implies that L–wrought wire clasp with or without distal wrought wire rest can be designed for posterior abutment of distal extension base.

Keywords: Fatigue/ Acrylic base/ L–wrought wire clasps/ Distal extension removable partial dentures/ Rest

Corresponding author

Danai Yodsuwan

Department of Prosthodontics,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University

Amphur Muang, Khon Kaen, 40002

Tel.: +66 4320 2405 #45145

Fax.: +66 4320 2862

E–mail: danai@kku.ac.th

* Dental Department, Kamphaengphet Hospital, Amphur Muang, Kamphaengphet.

** National metal and materials technology center, 114 Thailand science park, Khlong Luang, Pathumthani.

*** Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen.