

การวิเคราะห์การกระจายความเค้นและความล้าของ ฟันตัดล่างที่ได้รับการรักษาคลองรากฟัน และได้รับการ บูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวียง และ เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ร่วมกับครอบฟันเซรามิก ด้วยวิธีไฟไนท์เอลิเมนต์ 3 มิติ

ดวงรัตน์ วิวัฒนกุลพาณิชย์* ยศกร ประทุมวัลย์** ดนัย ยอดสุวรรณ***

บทคัดย่อ

การศึกษาการกระจายความเค้นและความล้าในฟันตัดล่างที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันและได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวียง และเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ร่วมกับครอบฟันเซรามิก ด้วยวิธีไฟไนท์เอลิเมนต์ โดยถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีของฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน ทำการสแกนแบบเรซินของเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวียง เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย และครอบฟันเซรามิก จากนั้นนำไปสร้างแบบจำลอง 3 มิติ เพื่อใช้ศึกษาการกระจายความเค้นและความล้า ด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนท์เอลิเมนต์แอนซิสเวิร์คเบนด์ โดยจำลองแรงเคี้ยวและแรงกัดสูงสุดที่ตำแหน่งฟันตัด ขนาด 65 นิวตัน และ 176 นิวตัน ตามลำดับ โดยให้แรงที่ปลายฟันด้านริมฝีปากทำมุม 30 องศากับแกน พิจารณาการกระจายความเค้นและค่าความเค้นวอนมิสเซลเพื่อคำนวณจำนวนรอบรับแรงของฟัน ผลพบว่าเกิดความเค้นวอนมิสเซลสูงสุดบริเวณปลายครอบฟันเซรามิกด้านริมฝีปากในทุกโมเดล ในฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวียงพบการกระจายความเค้นสูงบริเวณใกล้ส่วนปลายของเดือยฟัน และฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยพบการกระจายความเค้นบริเวณกึ่งกลางฟัน ความล้าของฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันทั้งสองชนิดไม่พบการเสียหายภายใต้การรับแรงกดเคี้ยว สรุปฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวียงและบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับ แกนฟันคอมโพสิตมีการกระจายความเค้นที่แตกต่างกัน โดยไม่พบความเสียหายภายใต้แรงเคี้ยวปกติและแรงกัดสูงสุด และคาดการณ์ว่าไม่เกิดความล้มเหลวจากความล้าภายใต้แรงแบบวัฏจักร

คำไชรทศ: ความเค้น/ ความล้า/ เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย/ เดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวียง/ ฟันตัดล่างที่ได้รับการรักษาคลองรากฟัน

Received: Oct 10, 2021

Revised: Jun 06, 2022

Accepted: Jul 07, 2022

บทนำ

ฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันแล้วจำเป็นต้องได้รับการบูรณะที่เหมาะสม เพื่อให้สามารถใช้งานต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพและมีความสวยงาม สิ่งที่ทำให้สมบัติของฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแตกต่างจากฟันที่มีชีวิตคือ ปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่ ซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความต้านทานการแตกหัก¹ ฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันมักสูญเสียเนื้อฟันเนื่องจากฟันผุ อุบัติเหตุ เคยผ่านการบูรณะมาก่อน จากการเปิดช่องทางเข้าสู่คลองรากฟัน และจากกระบวนการรักษาคลองรากฟัน¹⁻³ นอกจากนี้การสูญเสียเนื้อเยื่อในฟันทำให้

สูญเสียกลไกการตอบสนองต่อแรงกดเคี้ยว ยังเป็นอีกสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดการแตกหักของฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟัน⁴ การบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันจะประสบความสำเร็จได้นั้นขึ้นกับประสิทธิภาพของการรักษาคลองรากฟันและการบูรณะหลังการรักษาคลองรากฟัน

ปัจจัยที่ควรคำนึงถึงในการวางแผนการบูรณะฟัน ได้แก่ ปริมาณเนื้อฟันที่เหลือ รูปร่างและตำแหน่งของฟัน ปริมาณแรงที่กระทำต่อฟัน และความสวยงาม เป็นต้น³ กรณีที่ฟันหน้าสูญเสียเนื้อฟันไปมาก เช่น ฟันที่สันริมฟันไม่มีเนื้อฟัน

* ฝ่ายทันตกรรมโรงพยาบาลศูนย์สกลนคร อำเภอเมือง จังหวัดสกลนคร

** ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ อุทยานวิทยาศาสตร์ประเทศไทย อำเภอลองหลวง จังหวัดปทุมธานี

*** สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

อยู่ได้เคลือบฟัน ฟันที่สูญเสียสันปลายฟันตัด หรือฟันที่มีการแตกหักบริเวณตัวฟัน หรือมีปัญหาด้านความสวยงาม ควรบูรณะด้วยครอบฟัน เพื่อปกป้องโครงสร้างของเนื้อฟันที่เหลืออยู่ แต่ด้วยปริมาณของเนื้อฟันที่เหลืออยู่น้อย ทำให้มีปัญหาต่อการยึดอยู่ของแกนฟัน จึงมีการใช้เดือยฟัน เพื่อเพิ่มการยึดอยู่ของวัสดุก่อแกนฟันกับเนื้อฟันที่เหลืออยู่⁵

เดือยฟันแต่ละประเภทมีข้อพิจารณาในการเลือกใช้แตกต่างกัน เดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง (Cast post and core) ถูกพิจารณาเป็นมาตรฐานในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคคลองรากฟันมาเป็นเวลานาน⁶ โดยพิจารณาใช้หลังทำการเตรียมฟันสำหรับครอบฟันและกำจัดโครงสร้างฟันที่มีความหนาน้อยกว่า 1 มิลลิเมตรออกแล้ว พบว่ามีโครงสร้างฟันน้อย จึงจำเป็นต้องเพิ่มความแข็งในส่วนคอฟัน เพื่อเสถียรภาพของการบูรณะ⁷ นอกจากนี้ยังมีข้อบ่งชี้สำหรับฟันที่มีการเรียงตัวในตำแหน่งที่ไม่ถูกต้องและต้องการปรับมุมของแกนฟันให้สัมพันธ์กับฟันข้างเคียง และมักใช้ในฟันที่มีขนาดเล็ก²

เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย (Fiber-reinforced composite post) สร้างจากเส้นใยโพลีเอสเตอร์ที่แข็งแรง โดยเส้นใยเรียงตัวขนานกับแกนตามแนวยาวของเดือยฟัน ทำให้สามารถกระจายแรงไปตามเดือยฟันได้ดี⁸ การบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย มักร่วมกับการสร้างส่วนแกนฟันด้วยคอมโพสิต พิจารณาเลือกใช้เมื่อทำการเตรียมส่วนตัวฟันและกำจัดโครงสร้างฟันที่อ่อนแอออกแล้ว ยังคงมีโครงสร้างบริเวณคอฟันสูง 2 มิลลิเมตร ซึ่งโครงสร้างฟันส่วนนี้สามารถต้านการบิดเบี้ยวที่เกิดขึ้นจากแรงบดเคี้ยวได้^{9, 10}

ฟันตัดล่างเป็นฟันที่มีขนาดเล็กที่สุดในช่องปาก มีรูปร่างบางในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง ทำให้การเตรียมช่องว่างสำหรับเดือยฟันทำได้ยาก และควรให้ความระมัดระวังเมื่อทำการบูรณะด้วยเดือยฟัน¹¹ โดยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงเป็นข้อบ่งชี้ในการบูรณะฟันที่มีโครงสร้างเนื้อฟันเหลือน้อย หรือฟันขนาดเล็ก เช่น ฟันตัดล่าง เป็นต้น แต่ในปัจจุบันมีความนิยมใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับแกนฟันคอมโพสิต เนื่องจากมีค่ามอดูลัสความยืดหยุ่นใกล้เคียงเนื้อฟัน สามารถกระจายแรงไปสู่เนื้อฟันโดยทั่ว ช่วยลดอุบัติการณ์การแตกหักของตัวฟันและรากฟัน

ที่ผ่านมาการศึกษาในฟันตัดล่างที่ได้รับการรักษาคคลองรากฟันและบูรณะด้วยเดือยฟันไม่มาก และมักเป็นการศึกษาทางห้องปฏิบัติการ แต่ในปัจจุบันความรู้ทางวิศวกรรมศาสตร์ได้มีบทบาทในการศึกษาและวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรมศาสตร์และวิทยาศาสตร์มากขึ้น โดยการ

วิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนท์เอลิเมนต์¹² สามารถใช้วิเคราะห์ปัญหา รวมถึงสามารถออกแบบวิธีการทดสอบได้หลากหลายแนวทาง สามารถนำมาใช้ในการวิเคราะห์ความเค้นและความเครียด และสามารถคาดเดาความล้มเหลวที่จะเกิดขึ้นบนฟันหรือวัสดุบูรณะฟัน ที่มีองค์ประกอบหลากหลายและซับซ้อน¹³

จึงเป็นที่มาของการศึกษาในครั้งนี้ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการกระจายความเค้นและความล้าในฟันตัดล่างที่ผ่านการรักษาคคลองรากฟันและได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง และเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ร่วมกับแกนฟันคอมโพสิต โดยใช้วิธีไฟไนท์เอลิเมนต์ 3 มิติ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

งานวิจัยนี้ผ่านการดำเนินการขอยกเว้นไม่ต้องขอรับพิจารณาจริยธรรมการวิจัย จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น (HE612270) โดยเก็บฟันตัวอย่างจากฟันตัดล่าง ที่ได้รับการถอนที่โรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จำนวน 1 ซี่ ทำการรักษาคคลองรากฟัน จากนั้นเตรียมฟันสำหรับรองรับครอบฟันเซรามิก (All ceramic crown)^{14,15} และเตรียมช่องว่างสำหรับเดือยฟัน (Post space) ด้วยรีมเมอร์ (Reamer) สำหรับเดือยฟันชนิดเส้นใย (FRC Postec® Plus No.0, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

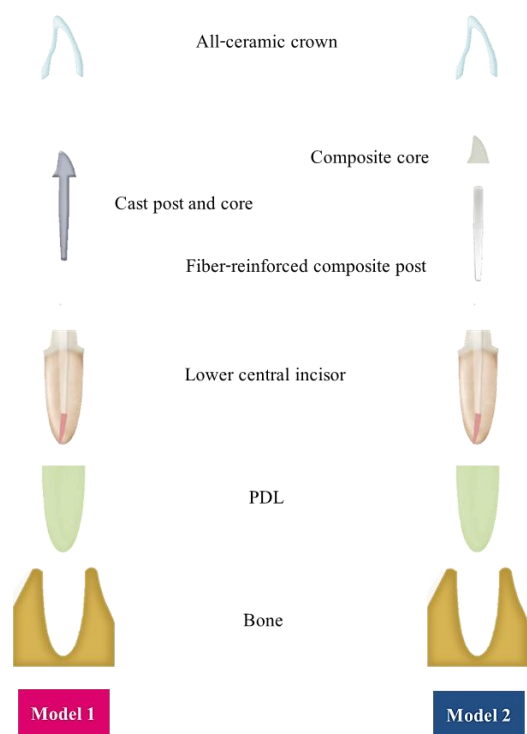
เตรียมแบบเรซิน (Resin pattern) ด้วยวิธีการตรง (Direct technique) โดยใช้เซมิพลาสติกสำเร็จรูป (Prefabricated plastic pattern) ร่วมกับเรซินดูราเลย์ (Duralay, Reliance Dental Mfg.Co., Worth, Illinois, USA) เพื่อจำลองรูปร่างเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงด้วยโลหะผสมเงินแพลเลเดียม (Silver-Palladium casting alloy, Aurium, USA) โดยส่วนแกนฟันมีความสูง 3 มิลลิเมตร

ใส่แบบเรซินของเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงในฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน และทำการสแกนด้วยเครื่องสแกน 3 Shape E3 (3 shape, Copenhagen, Denmark) บันทึกข้อมูลในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์นามสกุล .dcm (Digital Imaging and Communications in Medicine image) เพื่อนำไปออกแบบส่วนครอบฟันเซรามิกด้วยโปรแกรม Dental system (3 shape, Copenhagen, Denmark) จากนั้นนำไฟล์ข้อมูลส่วนครอบฟันเซรามิกเข้าสู่โปรแกรม Hyperdent เพื่อกลึงสร้างครอบฟันเซรามิกด้วยเครื่อง Coritec 250i Digital milling machine (ines-icore®, Eiterfeld, Germany)

การเตรียมแบบจำลองเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ไฟไนท์เอลิเมนต์ ถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Micro CT Scan, Skyscan 1173, Bruker Company, Belgium) เฉพาะฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน บันทึกข้อมูลในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์นามสกุล .dcm และประมวลผลออกมาเป็นภาพ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม Medical image processing (MIMICS version 11, Materialise NV, Belgium) ซึ่งจะอยู่ในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์นามสกุล *.stl (Stereolithography)

ทำการสแกนฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน แบบเรซินของเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย และครอบฟันเซรามิก เพื่อให้ได้ข้อมูลพื้นผิว 3 มิติ ซึ่งเป็นแฟ้มข้อมูลพื้นผิวภายนอก (Surface) ของฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน เดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย และครอบฟันเซรามิกตามลำดับ โดยใช้เครื่องสแกน 3 มิติ (3D optical scanner, ATOS 3D Scanner, GOM, Braunschweig, Germany) และจัดเก็บในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์นามสกุล *.stl

สร้างแบบจำลอง 3 มิติ ของฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน เดือยฟัน และแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย แกนฟันคอมโพสิต และครอบฟันเซรามิก จากข้อมูลพื้นผิว 3 มิติ โดยใช้โปรแกรมช่วยออกแบบ Computer-Aided Design software (Geomagic, 3D Systems, USA) และเก็บข้อมูลอยู่ในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์นามสกุล *.stp (STEP file; Standard for the exchange of product) จากนั้นนำไฟล์ข้อมูลเข้าสู่โปรแกรมสำเร็จรูปโซลิดเวิร์ครุ่น 2017 (Solidwork version 2017, Dassault system, France) พร้อมสร้างแบบจำลองของกระดูกและเอ็นยึดปริทันต์ รวมแบบจำลองไฟไนท์เอลิเมนต์ของส่วนต่าง ๆ เข้าด้วยกันได้แบบจำลอง 3 มิติที่ใช้ในการศึกษา 2 แบบจำลอง (รูปที่ 1) แปลงแฟ้มข้อมูลเป็นพาราโซลิด (Parasolid) และเก็บอยู่ในรูปแบบแฟ้มข้อมูลคอมพิวเตอร์นามสกุล *.x_t



รูปที่ 1 แสดงแบบจำลองไฟไนท์เอลิเมนต์

Figure 1 Finite element modelled components.

แบบจำลองที่ 1 ประกอบด้วย ฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน เดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง ครอบฟันเซรามิก กระดูก และเอ็นยึดปริทันต์

แบบจำลองที่ 2 ประกอบด้วย ฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย แกนฟันคอมโพสิต ครอบฟันเซรามิก กระดูก และเอ็นยึดปริทันต์

นำแบบจำลองที่ผ่านการประกอบเสร็จสมบูรณ์แล้วเข้าสู่โปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนท์เอลิเมนต์แอนซิสเวิร์คเบ็นซ์ (Finite element analysis software, ANSYS Workbench Version 20.0, Inc., Canonsburg, Pennsylvania, USA) สร้างโครงร่างตาข่ายรูปร่างทรงสี่หน้า (Tetrahedral) และทรงหกหน้า (Hexahedron) ขนาด 0.5 มิลลิเมตร จำนวน 2,991,105 เอลิเมนต์ และกำหนดสมบัติทางกลของวัสดุในแบบจำลอง โครงสร้างฟันและวัสดุทั้งหมดนับเป็นวัสดุที่มีสมบัติของวัสดุเหมือนกันทุกทิศทาง (Isotropic) มีความยืดหยุ่นเชิงเส้น (Linearly elastic) และเสมือนเป็นหน่วยเดียวกัน (Homogeneous) ยกเว้นเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่มีสมบัติของวัสดุแตกต่างกันเมื่อวัดในทิศทางต่างกัน (Orthotropic)¹⁶ (ตารางที่ 1 และ ตารางที่ 2)

ตารางที่ 1 แสดงสมบัติทางกลของวัสดุที่มีสมบัติเป็นไอโซโทรปิก

Table 1 The mechanical properties of isotropic materials

Materials	Elastic modulus, (GPa)	Poisson's ratio
Dentine ²⁴	18.6	0.31
Periodontal ligament ⁴⁷	0.0689	0.45
Bone ²⁴	13.7	0.30
Gutta-percha ⁴⁸	0.14	0.45
Resin composite ²⁴	12.0	0.30
All ceramic crown (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ⁴⁹	95	0.23
Ag-Pd alloy ⁵⁰	95	0.33

ตารางที่ 2 สมบัติทางกลของวัสดุที่มีสมบัติเป็นออร์โทโทรปิก

Table 2 The mechanical properties of orthotropic materials

Materials	Elastic modulus, (GPa)	Poisson's ratio	Shear modulus, (GPa)
Fiber-reinforced composite post ⁵¹	X=37	Xy=0.27	Gxy=3.1
	Y=9.5	Xz=0.34	Gxz=3.5
	Z=9.5	Yz=0.27	Gyz=3.1

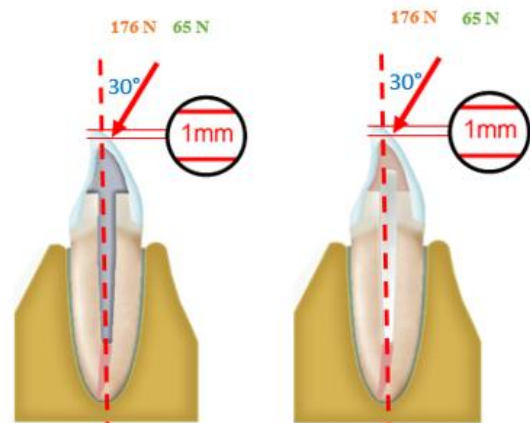
กำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary condition) และเงื่อนไขการให้แรง (Loading condition) โดยแบบจำลองถูกตรึงในทุกทิศทางบริเวณกระดูกขากรรไกร จำลองแรงสถิต (Static load) ที่ปลายฟันด้านริมฝีปากต่ำกว่าปลายฟัน 1 มิลลิเมตร ทำมุม 30 องศา กับแกนฟัน¹⁷ โดยจำลองแรงเคี้ยว (Chewing force) ขนาด 65 นิวตัน¹⁸ และแรงกัดสูงสุด (Maximum bite force) ขนาด 176 นิวตัน¹⁹ (รูปที่ 2) ได้โมเดลที่ทำการทดสอบ 4 โมเดล โดยโมเดล A และ โมเดล B แสดงฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง ซึ่งมีแรงกระทำที่ 65 นิวตัน และ 176 นิวตัน ตามลำดับ ส่วนโมเดล C และ โมเดล D แสดงฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับแกนฟันคอมโพสิต และมีแรงกระทำที่ 65 นิวตัน และ 176 นิวตัน ตามลำดับ

การวิเคราะห์ข้อมูล ด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนท์เอลิเมนต์แอนซิสเวิร์คเบ็นซ์ ในรูปแบบการวิเคราะห์แบบสถิต (Static structural) ซึ่งแสดงอยู่ในรูปค่าความเค้นวอนมิสเชสพิจารณาการกระจายตัวของความเค้น (Stress distribution) และค่าความเค้นสูงสุด (Maximum stress, σ_{Max}) ของฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน เดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย แกนฟันคอมโพสิต ครอบฟันเซรามิก กระดูก และเอ็นยึดปริทันต์

วิเคราะห์ความล้า (Fatigue life) หรือการวิเคราะห์ความเสียหายของวัสดุ ที่เกิดขึ้นหลังจากวัสดุได้รับแรงกระทำของแบบจำลองเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง และเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับแกนฟันคอมโพสิต ทำการบันทึกตำแหน่งและค่าความเค้นสูงสุด และค่าความเค้นต่ำสุด (Minimum stress, σ_{Min}) ในแต่ละองค์ประกอบ คำนวณค่าความเค้นเฉลี่ย (Mean stress, σ_{Mean}) และค่าแอมพลิจูดของความเค้น (Stress amplitude, $\sigma_{Amplitude}$) ดังสมการที่ 1 และ 2

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

$$\text{สมการที่ 2 } \sigma_{Amplitude} = \frac{\sigma_{Max} - \sigma_{Min}}{2}$$



รูปที่ 2 แสดงเงื่อนไขการให้แรง

Figure 2 Load condition

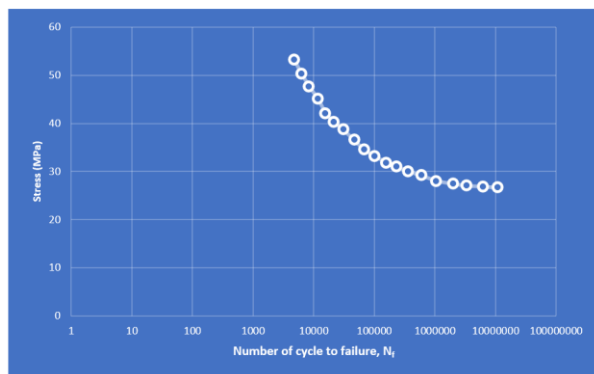
คำนวณสมการความล้าด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ไฟไนท์เอลิเมนต์แอนซิสเวิร์คเบ็นซ์ ตามสมการของ Goodman และ Gerber ดังสมการที่ 3 และ 4 ตามลำดับ^{20, 21} เพื่อคำนวณค่า Equivalent cyclic stress ($\sigma_{Equivalent}$) และนำไปพิจารณาในกราฟแสดงความสัมพันธ์ของ Equivalent cyclic stress และจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความเสียหาย หรือ กราฟ S-N (Stress versus number of loading cycles to failure, S-N) ของเนื้อฟัน²² (รูปที่ 3) ซึ่งแสดงถึงจำนวนรอบน้อยที่สุดที่ทำให้เกิดความเสียหาย จากนั้นนำจำนวนรอบน้อยที่สุดที่ทำให้เกิดความเสียหายไปคำนวณหาอายุการใช้งานของวัสดุ

สมการที่ 3

$$\sigma_{Equivalent} = \frac{\sigma_{Amplitude}}{1 - \left(\frac{\sigma_{Mean}}{\sigma_{Ultimate strength}} \right)}$$

สมการที่ 4

$$\sigma_{Equivalent} = \frac{\sigma_{Amplitude}}{1 - \left(\frac{\sigma_{Mean}}{\sigma_{Ultimate strength}} \right)^2}$$



รูปที่ 3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของ Equivalent cyclic stress และจำนวนรอบที่ทำให้เกิดความเสียหายของเนื้อฟัน

Figure 3 The relationship of equivalent cyclic stress and number of cycles to failure of dentin.

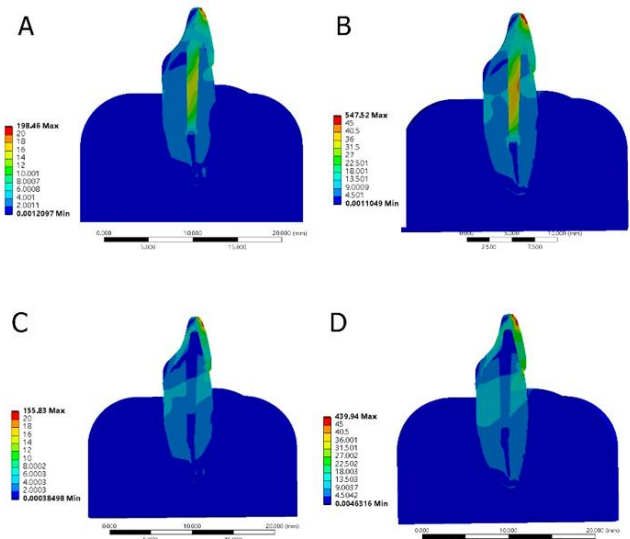
ผล

ค่าความเค้นวอนมิสเชส การกระจายตัวของความเค้นและค่าความเค้นสูงสุด อยู่ในรูปค่าความเค้นวอนมิสเชสแสดงผลเป็นภาพสีแตกต่างกัน ตำแหน่งที่มีค่าความเค้นสูงสุดแสดงเป็นสีแดง โดยโมเดล A และ โมเดล B แสดงฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง ซึ่งมีแรงกระทำที่ 65 นิวตัน และ 176 นิวตัน ตามลำดับ ส่วนโมเดล C และ โมเดล D แสดงฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับแกนฟันคอมโพสิต และมีแรงกระทำที่ 65 นิวตัน และ 176 นิวตัน ตามลำดับ (รูปที่ 4) โดยค่าความเค้นสูงสุดในแต่ละส่วนประกอบของโมเดล (ตารางที่ 3)

ตารางที่ 3 แสดงค่าความเค้นวอนมิสเชสสูงสุดของโมเดล A โมเดล B โมเดล C และ โมเดล D

Table 3 Maximum von Mises stresses of model A, model B, model C and model D

Material	Yield strength (MPa)	Maximum von Mises stresses (MPa)			
		Model A	Model B	Model C	Model D
Ceramic crown ⁵²	500	169.35	462.15	147.13	404.52
Cast post ³⁶	552	20.63	55.75	-	-
Fiber reinforced composite post ³⁷	950	-	-	2.88	7.75
Composite core ³⁸	185	-	-	26.33	51.18
Tooth ⁵³	275-300	18.19	60.64	25.05	84.54
PDL ⁵⁴	6.8	1.85	4.60	1.90	4.66
Bone ⁵⁵	69	3.28	8.15	3.28	8.44



รูปที่ 4

แสดงการกระจายความเค้นของโมเดลไฟไนต์เอลิเมนต์ โมเดล A ฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง ที่มีแรงกระทำ 65 นิวตัน โมเดล B ฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง ที่มีแรงกระทำ 176 นิวตัน โมเดล C ฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับแกนฟันคอมโพสิต ที่มีแรงกระทำ 65 นิวตัน และโมเดล D ฟันตัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับแกนฟันคอมโพสิต ที่มีแรงกระทำ 176 นิวตัน

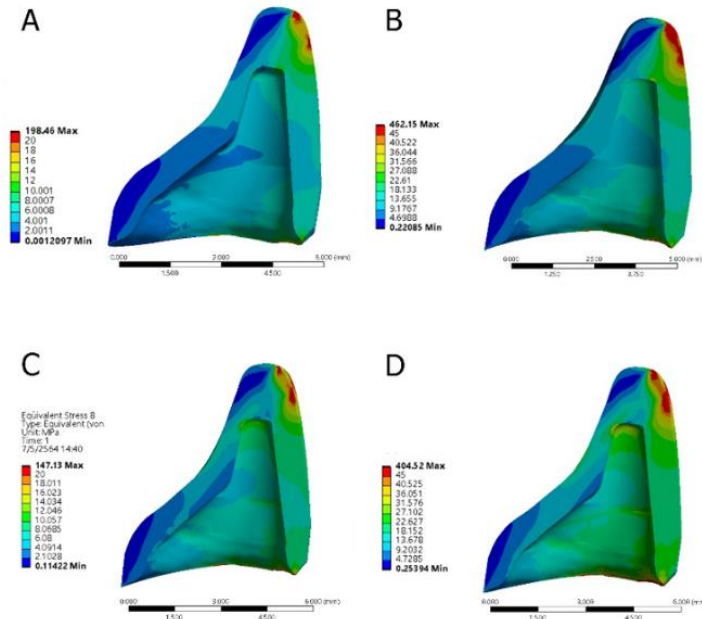
Figure 4

Stress distribution of finite element models. Model A: mandibular incisor teeth restored with cast post under 65 N loading, Model B: mandibular incisor teeth restored with cast post under 176 N loading, Model C: mandibular incisor teeth restored with fiber-reinforced composite post and composite core under 65 N loading, Model D: mandibular incisor teeth restored with fiber-reinforced composite post and composite core under 176 N loading.

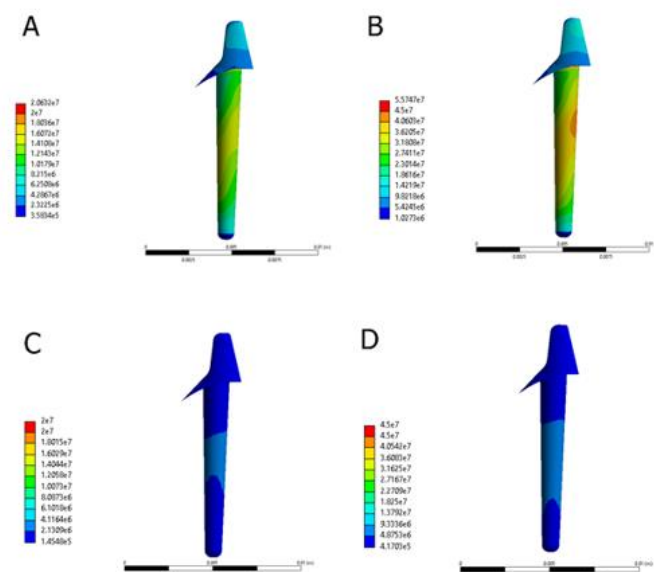
ครอบฟันเซรามิก พบความเค้นวอนมิสสูงสุดบริเวณปลายครอบฟันด้านริมฝีปากในทุกโมเดล ซึ่งเป็นตำแหน่งที่รับแรงกระทำ (รูปที่ 5) โดยค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดในโมเดล A, โมเดล B, โมเดล C และ โมเดล D มีขนาด 169.35 MPa, 462.15 MPa, 147.13 MPa และ 404.52 MPa ตามลำดับ

เดือยฟันและแกนฟัน เดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงพบการกระจายความเค้นโดยทั่วเดือยฟันเนื่องจาก

มีส่วนเดือยฟันและแกนฟันเป็นชิ้นเดียวกัน โดยพบความเค้นวอนมิสสูงสุดบริเวณขอบที่สัมผัสกับส่วนบนสุดของฟันในโมเดล A และ โมเดล B ขนาด 20.63 MPa และ 55.75 MPa ตามลำดับ ส่วนในโมเดล C และ โมเดล D พบการกระจายความเค้นบริเวณกึ่งกลางของเดือยฟัน และพบความเค้นวอนมิสสูงสุดบริเวณกึ่งกลางเดือยฟันด้านลิ้นขนาด 2.88 MPa และ 7.75 MPa ตามลำดับ (รูปที่ 6)



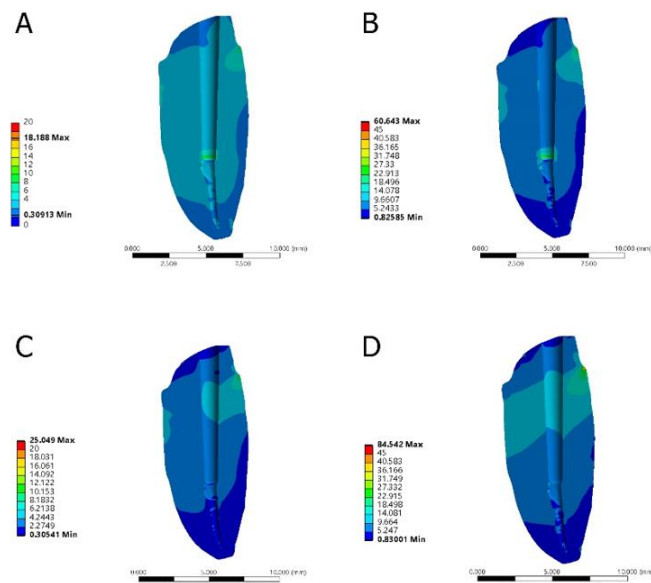
รูปที่ 5 แสดงการกระจายตัวของความเค้น และค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดบนครอบฟันเซรามิก
Figure 5 Stress distribution and maximum von Mises stresses of ceramic crowns.



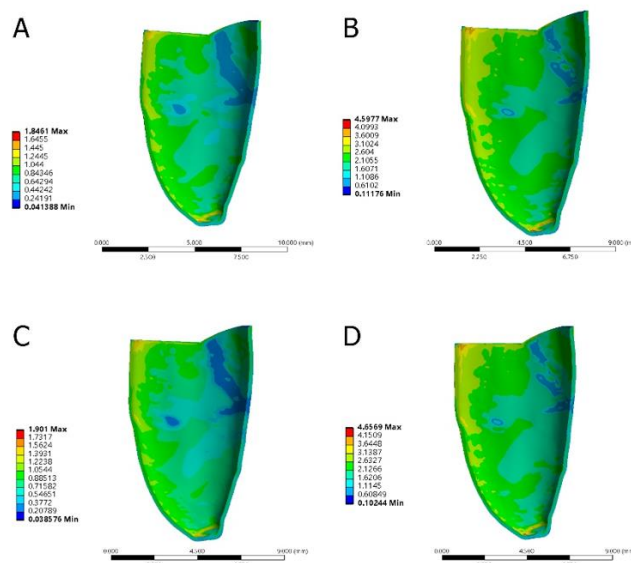
รูปที่ 6 แสดงการกระจายตัวของความเค้น และค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดของเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย และแกนฟันคอมโพสิต
Figure 6 Stress distribution and maximum von Mises stresses of cast post, fiber-reinforced composite post and composite core.

ฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน พบความเค้นวอนมิสสูงสุดที่บริเวณบริเวณขอบฟันด้านริมฝีปากในทุกโมเดล (รูปที่ 7) โดยค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดโมเดล A, โมเดล B, โมเดล C และ โมเดล D มีขนาด 18.19 MPa, 60.64 MPa, 25.05 MPa และ 84.54 MPa ตามลำดับ ฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะห่วยังพบการกระจายความเค้นสูงบริเวณใกล้ส่วนปลายของเดือยฟัน และฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยพบการกระจายความเค้นโดยทั่วบริเวณกึ่งกลางฟัน

เอ็นยึดปริทันต์ พบความเค้นวอนมิสสูงสุดที่บริเวณขอบของเอ็นยึดปริทันต์ด้านลิ้นในโมเดล A, โมเดล C และ โมเดล D ขนาด 1.85 MPa, 1.90 MPa และ 4.66 MPa ตามลำดับ ส่วนโมเดล B แสดงค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดที่บริเวณปลายรากฟัน ขนาด 4.60 MPa (รูปที่ 8) เนื่องจากฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะห่วยังมีการกระจายความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายของเดือยฟันใกล้ปลายรากฟัน เมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวที่สูงขึ้น ทำให้เกิดการกระจายความเค้นจากปลายรากฟันไปยังเอ็นยึดปริทันต์สูงขึ้น



รูปที่ 7 แสดง การกระจายตัวของความเค้น และค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดบนฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน
Figure 7 Stress distribution and maximum von Mises stresses of endodontically treated mandibular incisor teeth.



รูปที่ 8 แสดง การกระจายตัวของความเค้น และค่าความเค้นวอนมิสสูงสุดบนเอ็นยึดปริทันต์
Figure 8 Stress distribution and maximum von Mises stresses of periodontal ligament.

กระดูก พบความเค้นวอนมีสสูงสุดที่บริเวณปลายรากฟันในโมเดล A และโมเดล B ขนาด 3.28 MPa และ 8.15 MPa ตามลำดับ และพบความเค้นวอนมีสสูงสุดที่บริเวณขอบขอบกระดูกด้านแก้มในโมเดล C และ โมเดล D ขนาด 3.28 MPa และ 8.44 MPa ตามลำดับ (รูปที่ 9) ซึ่งมีรูปแบบการกระจายความเค้นเหมือนกันในทุกโมเดล โดยกระจายความเค้นจากด้านริมฝีปากซึ่งเป็นด้านที่ฟันได้รับแรงไปสู่ด้านหลังซึ่งเป็นด้านถูกกด

ค่าความแข็งแรงของพันธะ (Bond strength)

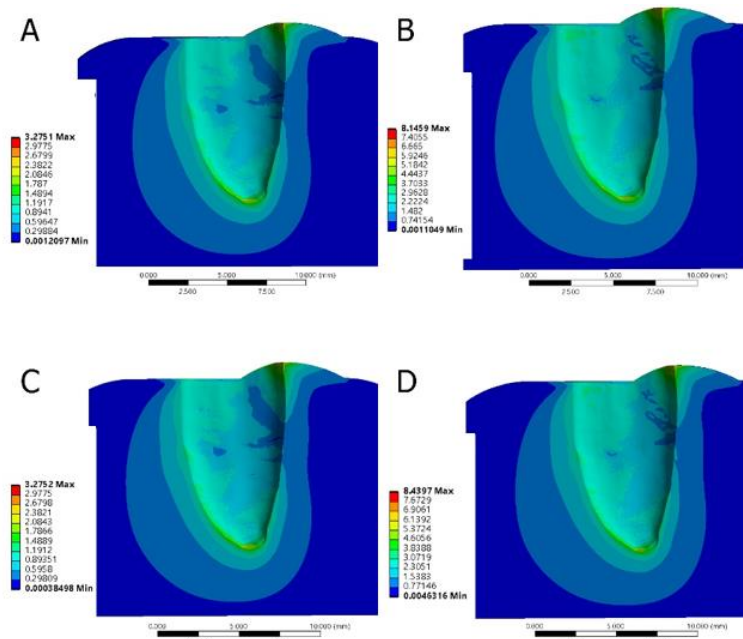
โดยทั่วไปพบการสะสมความเค้นสูงบริเวณรอบเดือยฟันในทุกโมเดล ซึ่งเป็นส่วนที่จำลองการยึดติดกันระหว่างเดือยฟันและเนื้อฟัน (รูปที่ 10) เมื่อพิจารณาค่าความแข็งแรงของพันธะจากค่าแรงดึงในแนวตั้งฉากของวัสดุ 2 ประเภทที่สัมผัสกัน พบว่าค่าแรงดึงในแนวตั้งฉากระหว่างเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงกับเนื้อฟัน เดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงกับครอบฟันเซรามิก และเนื้อฟันกับครอบฟันเซรามิก ในโมเดล A มีค่า 5.07 MPa, 3.49 MPa และ 2.55 (รูปที่ 10 a, b, c) และในโมเดล B มีค่า 13.64 MPa, 9.43 MPa และ 6.76 MPa ตามลำดับ ส่วนค่าความแข็งแรงของพันธะจากค่าแรงดึงในแนวตั้งฉากระหว่างเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยกับเนื้อฟัน แกนฟันคอมโพสิตกับครอบฟันเซรามิก และเนื้อฟันกับครอบฟันเซรามิก ในโมเดล C มีค่า 0.84 MPa, 0.79 MPa และ 3.57 MPa (รูปที่ 10 g, h, i) และในโมเดล D มีค่า 2.22 MPa, 2.11 MPa และ 9.43 MPa ตามลำดับ

พบว่าโมเดลฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีค่าแรงดึงในแนวตั้งฉากต่ำกว่าโมเดลฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง ยกเว้นค่าแรงดึงในแนวตั้งฉากระหว่างเนื้อฟันกับครอบฟันเซรามิกในโมเดล D มีค่าสูงกว่าในโมเดล B แสดงว่าหากได้รับแรงบดเคี้ยวที่เพิ่มขึ้นมากระทำ ฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงจะสูญเสียการยึดติดได้ง่ายกว่าฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยในเกือบทุกบริเวณ ยกเว้นบริเวณการยึดติดระหว่างเนื้อฟันกับครอบฟันเซรามิก

ความล้า การศึกษานี้คาดการณ์ความล้าของเนื้อฟันที่ได้รับแรงเคี้ยวที่ตำแหน่งฟันตัดขนาด 65 นิวตัน โดยคำนวณจากสมการความล้าของ Goodman และ Gerber จากนั้นนำไปเปรียบเทียบกับกราฟ S-N ของเนื้อฟัน เพื่อคาดการณ์จำนวนรอบที่รับแรงจนเกิดความเสียหาย

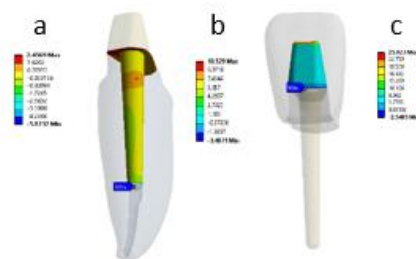
โมเดล A เนื้อฟันมีค่า Equivalent cyclic stress จากสมการความล้าของ Goodman 9.96 MPa (รูปที่ 11 A) และจากสมการความล้าของ Gerber 9.16 MPa (รูปที่ 11 B) และโมเดล C เนื้อฟันมีค่า Equivalent cyclic stress จากสมการความล้าของ Goodman 14.22 MPa (รูปที่ 11 C) และจากสมการความล้าของ Gerber 12.71 MPa (รูปที่ 11 D)

เมื่อนำค่า Equivalent cyclic stress ทั้งจากสมการความล้าของ Goodman และ Gerber ไปเปรียบเทียบกับกราฟ S-N ของเนื้อฟัน ไม่พบจุดตัดกราฟ แสดงว่าฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง และเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ไม่เสียหายภายใต้การรับแรงบดเคี้ยว

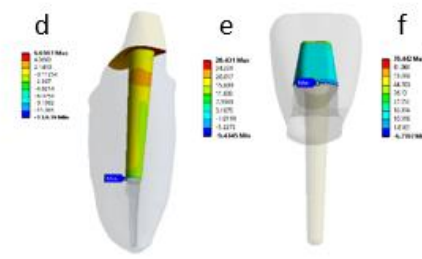


รูปที่ 9 แสดงการกระจายตัวของความเค้น และค่าความเค้นวอนมีสสูงสุดบนกระดูก
Figure 9 Stress distribution and maximum von Mises stresses of bone.

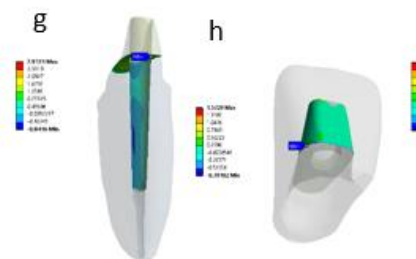
Model A



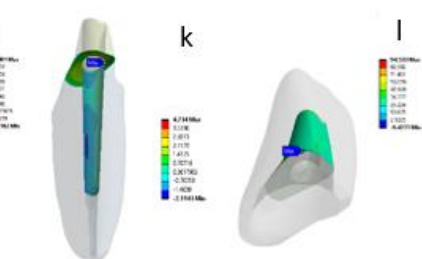
Model B



Model C

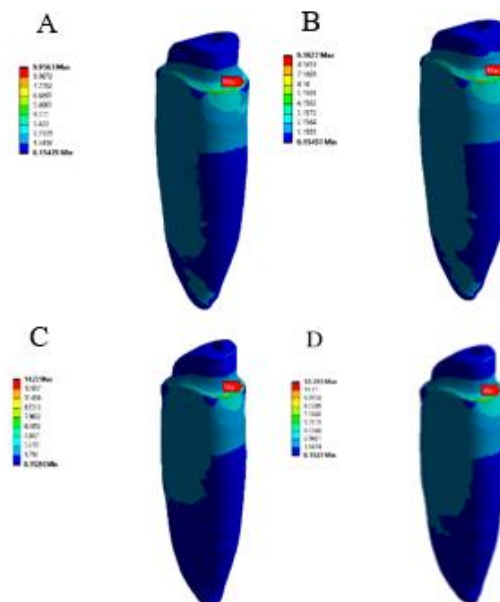


Model D



รูปที่ 10 แสดง ค่าความแข็งแรงของพันธะ (a, d, g, j; ระหว่างเดือยฟันและแกนฟันกับเนื้อฟัน) (b, e, h, k; ระหว่างเดือยฟันและแกนฟันกับครอบฟันเซรามิก) (c, f, i, l; ระหว่างเนื้อฟันกับครอบฟันเซรามิก)

Figure 10 Bond strength. (a, d, g, j; between post and endodontically treated tooth) (b, e, h, k; between post and ceramic crown) (c, f, i, l; between endodontically treated tooth and ceramic crown)



รูปที่ 11 แสดงค่าความเค้นจากสมการความล้าของของ Goodman และ Gerber (A; ค่าความเค้นจากสมการความล้าของของ Goodman ในโมเดล A, B; ค่าความเค้นจากสมการความล้าของของ Gerber ในโมเดล A, C; ค่าความเค้นจากสมการความล้าของของ Goodman ในโมเดล C, D; ค่าความเค้นจากสมการความล้าของของ Gerber ในโมเดล C)

Figure 11 Equivalent cyclic stress from fatigue criterion of Goodman and Gerber. (A; Equivalent cyclic stress from fatigue criterion of Goodman from model A, B; Equivalent cyclic stress from fatigue criterion of Gerber from model A, C; Equivalent cyclic stress from fatigue criterion of Goodman from model C, D; Equivalent cyclic stress from fatigue criterion of Gerber from model C)

บทวิจารณ์

การศึกษานี้ใช้วิธีไฟไนท์เอลิเมนต์ เพื่อพิจารณาความเค้นที่เกิดขึ้นภายในเนื้อฟัน ของฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟัน โดยกำหนดให้มีสมบัติเหมือนกันทุกทิศทาง (Isotropic) มีความยืดหยุ่นเชิงเส้น (Linearly elastic) และเสมือนเป็นหน่วยเดียวกัน (Homogeneous) ยกเว้นเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่มีสมบัติของวัสดุแตกต่างกันเมื่อวัดในทิศทางต่างกัน (Orthotropic) ในขณะที่โครงสร้างฟันไม่ได้มีสมบัติเป็นหน่วยเดียวกัน (Homogeneous) โดยเนื้อฟันมีโครงสร้างเป็นท่อ (Capillary morphological structure) เคลือบฟันมีลักษณะเป็นปริซึม (Prismatic structure) และเอ็นยึดปริทันต์มีการยึดเกาะหลากหลายทิศทาง นอกจากนี้เอ็นยึดปริทันต์ไม่ได้มีความยืดหยุ่นเชิงเส้น²³ ในการศึกษาที่กำหนดให้มีเอ็นยึดปริทันต์ในแบบจำลอง เพื่อป้องกันการเกิดความเค้นมากเกินไปจนเป็นจริงบริเวณรอบรากฟัน โดยกำหนดสมบัติของเอ็นยึดปริทันต์ในโปรแกรมให้มีความยืดหยุ่นเชิงเส้น เพื่อไม่ให้แบบจำลองซับซ้อน

ในการศึกษานี้ จำลองว่าวัสดุมีการยึดกันอย่างสมบูรณ์ โดยพิจารณาให้ชั้นซีเมนต์ระหว่างแกนฟันและครอบฟันเป็นส่วนหนึ่งของแกนฟัน เนื่องจากมีความบางมากและมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) ใกล้เคียงกับเรซินคอมโพสิตและเนื้อฟัน และพิจารณาให้ชั้นซีเมนต์ระหว่างเดือยฟันและรากฟันเป็นส่วนหนึ่งของรากฟัน เนื่องจากมีความบางมากและมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน ซึ่งในทางคลินิกแล้วค่าการยึดติดของเรซินซีเมนต์ต่อวัสดุบูรณะและโครงสร้างฟันขึ้นกับหลายปัจจัย¹⁵ ได้แก่ การเตรียมผิวฟัน การใช้สารยึดติด (Bonding agent) การเกิดพอลิเมอร์ของเรซินซีเมนต์ (Polymerization) และการปนเปื้อนจากเลือดหรือน้ำลาย เป็นต้น

การกระจายความเค้นในส่วนต่างๆของแต่ละโมเดล มีรูปแบบการกระจายความเค้นคล้ายคลึงกันบางส่วน ได้แก่ ครอบฟัน พบความเค้นสูงที่ด้านริมฝีปากซึ่งเป็นส่วนที่รับแรงกระทำและมีความเค้นต่ำลงในด้านตรงข้าม เอ็นยึดปริทันต์และกระดูกที่พบการกระจายความเค้นสูงบริเวณด้านลิ้นซึ่งเป็นด้านที่ถูกกดในทุกโมเดล ซึ่งได้รับการถ่ายทอดความเค้นมารากรากฟัน ส่วนฟันตัดล่างที่เตรียมคลองรากฟันเพื่อรับเดือยฟันและแกนฟัน ในโมเดล A และ B ที่บูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง พบการกระจายความเค้นสูงบริเวณใกล้ปลายเดือยฟัน ส่วนฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ในโมเดล C และ D พบการกระจายความเค้นสูงบริเวณคอฟัน

การกระจายความเค้นระหว่างเดือยฟันและเนื้อฟัน ในโมเดล A และ B พบว่ามีการสะสมความเค้นสูงในเดือยฟัน และกระจายความเค้นไปยังเนื้อฟันโดยรอบเล็กน้อย ส่วนในโมเดล C และ D พบการสะสมความเค้นที่เดือยฟันน้อยและกระจายความเค้นจากเดือยฟันไปยังเนื้อฟันมาก ซึ่งมีรูปแบบการกระจายความเค้นเป็นไปในทิศทางเดียวกันทั้งในโมเดลที่ได้รับแรงที่ 65 นิวตัน และ 176 นิวตัน และสอดคล้องกับผลการศึกษาด้วยวิธีไฟไนท์เอลิเมนต์อื่นๆ^{24, 25} ที่พบว่าเมื่อใช้เดือยฟันที่มีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงจะพบความเค้นในฟันน้อย แต่มีความเค้นสะสมที่เดือยฟันมาก ส่วนเดือยฟันที่มีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำจะมีการกระจายความเค้นไปยังฟันมากขึ้น นอกจากนี้ Dejak B และคณะ กล่าวว่าฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงมีความเค้นในเนื้อฟันน้อยกว่าฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย และมีความต้านทานต่อการแตกหัก (Fracture resistance) สูงกว่า²⁶ และการศึกษาการวิเคราะห์ห่อภิณพว่าเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงมีความต้านทานต่อการแตกหักมากกว่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย²⁷

แม้ว่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีค่าความต้านทานการแตกหักต่ำกว่าเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง แต่ไม่สามารถให้ข้อสรุปว่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยไม่เหมาะสมในการใช้งานทางคลินิก เนื่องจากแรงกัดสูงสุดบริเวณฟันหน้ามีค่าต่ำกว่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยอย่างมาก (600-1558 N)²⁸ และหากแตกหักความเสียหายที่เกิดขึ้นสามารถซ่อมแซมได้²⁹⁻³⁴

ในการศึกษานี้พบว่าค่าความเค้นวอนมิสเชสที่พบในเดือยฟันเพิ่มขึ้นเมื่อวัสดุมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่ผ่านมา³⁵ แต่ค่าความเค้นวอนมิสเชสที่เกิดขึ้นทั้งในเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงและเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีค่าต่ำกว่าค่าความทนแรงครากของวัสดุอย่างมาก³⁶⁻³⁸ ดังนั้นภายใต้แรงเคี้ยวและแรงกัดสูงสุดที่ตำแหน่งฟันตัด จึงไม่เกิดความเสียหายต่อเดือยฟันทั้งสองชนิด แต่สามารถคาดการณ์ได้ว่าหากมีแรงกระทำเพิ่มขึ้นตำแหน่งที่มีโอกาสเกิดความเสียหายคือบริเวณครอบฟัน สอดคล้องกับการศึกษาของ ดนัย และคณะ³⁹ ที่พบว่าความต้านทานการแตกหักของฟันตัดล่างที่ได้รับการรักษาลองรากฟันแล้วบูรณะร่วมกับเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงและเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีค่าแตกต่างกันอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ โดยทั้งสองกลุ่มเกิดการแตกที่ครอบฟันเซรามิกเท่านั้น

การสูญเสียการยึดติดเป็นหนึ่งในปัญหาที่พบได้บ่อยในฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟัน ในการศึกษาพบว่าโมเดลฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีการกระจายความเค้นโดยรอบเดือยฟัน และพบแรงดึงในแนวตั้งฉากมีค่าสูงสุดบริเวณส่วนบนของเดือยฟันที่สัมผัสกับแกนฟัน ดังนั้นหากมีการสูญเสียการยึดติดอาจพบการสูญเสียการยึดติดระหว่างเดือยฟันกับแกนฟันก่อน ส่วนฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงพบแรงดึงในแนวตั้งฉากมีค่าสูงสุดบริเวณปลายเดือยฟัน จึงมีโอกาสสูญเสียการยึดติดจากบริเวณปลายเดือยฟัน และเมื่อพิจารณาค่าความแข็งแรงของฟันระยะจากค่าแรงดึงในแนวตั้งฉากระหว่างเดือยฟันกับเนื้อฟัน พบว่าไม่เกินค่าความแข็งแรงของฟันระยะของเรซินซีเมนต์ (17 MPa)⁴⁰ แสดงว่าไม่เกิดความเสียหายจากการสูญเสียการยึดติดของเรซินซีเมนต์ในทุกลักษณะ ผลการศึกษาสอดคล้องกับการศึกษาทางคลินิกที่พบว่าการใช้เดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงและเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยในฟันที่ได้รับการรักษาลงรากฟันมีผลทางคลินิกที่ดีและคล้ายคลึงกัน^{41, 42}

การศึกษาความล้มเหลวในงานทันตกรรมมีทั้งวัสดุประเภทและเหนียว จึงวิเคราะห์ตามสมการ Goodman และ Gerber ซึ่งเหมาะสมกับวัสดุที่มีความเปราะและเหนียวตามลำดับ เพื่อนำข้อมูลไปเปรียบเทียบกับกราฟ S-N ของวัสดุ ข้อจำกัดของการศึกษาความล้มเหลววิธีนี้คือต้องการข้อมูลกราฟ S-N ของวัสดุที่ได้จากการทดลอง ซึ่งบริษัทผู้ผลิตมักไม่แจ้งข้อมูลดังกล่าว ดังนั้นจึงสามารถหาข้อมูลกราฟ S-N ได้จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ การประมาณค่าจากสมบัติคงที่ของวัสดุ (Static property) และการใช้กราฟ S-N ของวัสดุที่มีความคล้ายคลึงกัน⁴³ โดยการศึกษาใช้ข้อมูลจากงานวิจัยก่อนหน้านี้²² และผลการทดลองคาดการณ์ว่าไม่เกิดความล้มเหลวจากความล้มเหลวภายใต้แรงแบบวัฏจักร (Cyclic load) ทั้งในฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงและเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ซึ่งสอดคล้องกับการทดลองทางห้องปฏิบัติการที่ศึกษาความล้มเหลวของฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงและเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ภายหลังจากได้รับแรงแบบวัฏจักร พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในด้านความล้มเหลว ความต้านทานการแตกหัก (Fracture strength) และการรั่วซึมระดับจุลภาค (Microleakage)⁴⁴

ในการศึกษานี้พิจารณาการกระจายความเค้นและความล้มเหลวภายใต้แรงเค้นและแรงกดสูงสุด คาดว่าสามารถใช้

เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับแกนฟันคอมโพสิตในการบูรณะฟันดัดล่างที่ได้รับการรักษาลงรากฟันเช่นเดียวกับเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยง นอกเหนือจากการพิจารณาการกระจายความเค้นและความล้มเหลว ควรคำนึงถึงปัจจัยอื่นๆ รวมด้วย ได้แก่ ปริมาณเนื้อฟันที่เหลือ รูปร่างและตำแหน่งของฟัน ปริมาณแรงที่กระทำต่อฟัน และความสวยงามเป็นต้น³

โครงสร้างของฟันที่เหลือ หรือการมีเฟอร์รูล (Ferrule) ซึ่งเป็นโครงสร้างฟันในแนวตั้งจากเส้นสันสุดของครอบฟันไปยังด้านบดเคี้ยวที่มีรอบฟัน เป็นปัจจัยที่สำคัญต่อการบูรณะฟันภายหลังการรักษาลงรากฟัน ช่วยให้ความแข็งแรงต่อโครงสร้างฟันที่เหลือโดยเพิ่มความต้านทานการแตกหักของฟัน⁴⁵ การมีเนื้อฟันส่วนตัวฟันเหนือต่อเส้นสันสุด 1 ถึง 2 มิลลิเมตร ช่วยเพิ่มความต้านทานการแตกหักของฟันอย่างมีนัยสำคัญ⁴⁶

การศึกษาในอนาคตสามารถพิจารณาปัจจัยเรื่องเฟอร์รูลว่ามีผลต่อการกระจายความเค้นและความล้มเหลวอย่างไร และพิจารณาเพิ่มขึ้นของซีเมนต์เป็นส่วนประกอบในแบบจำลอง เพื่อให้มีความสอดคล้องกับสภาวะที่เกิดขึ้นจริงมากที่สุด

สรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษานี้ในมุมมองทางชีวกลศาสตร์ ฟันดัดล่างที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและแกนฟันชนิดโลหะเหวี่ยงและบูรณะด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยร่วมกับแกนฟันคอมโพสิตมีการกระจายความเค้นที่แตกต่างกันโดยไม่พบความเสียหายภายใต้แรงเค้นปกติและแรงกดสูงสุด และคาดการณ์ว่าไม่เกิดความล้มเหลวจากความล้มเหลวภายใต้แรงแบบวัฏจักร

เอกสารอ้างอิง

1. Stephen F. Rosenstiel, Martin F. Land, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. fifth, editor. Missouri: Elsevier; 2006.
2. Schwartz RS, Robbins JW. Post Placement and Restoration of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. J Endod. 2004;30(5):289-301.
3. Tait CME, Ricketts DNJ, Higgins AJ. Restoration of the root-filled tooth: pre-operative assessment. Br Dent J. 2005;198(7):395-404.

4. Kjell Randow, Glantz P-O. On cantilever loading of vital and nonvital teeth An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand.* 1986;44(5): 271-7.
5. Caputo AA, P Standlee J. Pins and posts--why, when and how. *Dent Clin North Am.* 1976;20(2): 299-311.
6. Baba NZ. Contemporary restoration of endodontically treated teeth. Illinois: Quintessence Publishing Co Inc; 2013.
7. Hargreaves KM, Berman LH. Cohen's pathways of the pulp. Eleventh edition. ed. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2016. xiv, 907.
8. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Braz Dent J.* 2004;20(1):29-36.
9. Angwarawong T. Restoration of endodontically treated teeth. 1st ed. Khon Kaen: KKU Printing house; 2020.
10. Marcos R, Kinder G, Alfredo E, Quaranta T, Correr G, Cunha L, et al. Influence of the Resin Cement Thickness on the Push-Out Bond Strength of Glass Fiber Posts. *Braz Dent J.* 2016;27(5):592-8.
11. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(5): 611-9.
12. Yettram AL, Wright KW, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res.* 1976;55(6):1004-11.
13. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J.* 2008;27(4):499-507.
14. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 5th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2016. viii, 879.
15. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed: Mosby Elsevier; 2006.
16. Halpin JC, Kardos JL. The Halpin-Tsai equations: A review. *Polym Eng Sci.* 1976;16(5):344-52.
17. Ho HH, Chu FC, Stokes AN. Fracture behavior of human mandibular incisors following endodontic treatment and porcelain veneer restoration. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):260-4.
18. Kampe T, Haraldson T, Hannerz H, Carlsson GE. Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. *Acta Odontol Scand.* 1987;45(2):101-7.
19. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 1977;35(6):297-303.
20. Bader Q, Njim E. Mean stress correction effects on the fatigue life behavior of steel alloys by using stress life approach theories. *Int J Emerg Technol.* 2014;14(4):50-8.
21. Agostinho Hernandez B, Paterno A, Antonio Capello Sousa E, Foschini C, editors. Fatigue Analysis of Dental Prostheses by Finite Element Method (FEM). ASME 2015 International Mechanical Engineering Congress and Exposition; 2015 November 13-19, 2015; Houston, Texas.
22. Nalla RK, Imbeni V, Kinney JH, Staninec M, Marshall SJ, Ritchie RO. In vitro fatigue behavior of human dentin with implications for life prediction. *J Biomed Mater Res A.* 2003;66(1):10-20.
23. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(6):657-65.
24. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):321-9.
25. Durmus G, Oyar P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):547-54.

26. Dejak B, Mlotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2011;105(2):115-26.
27. Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. *J Endod.* 2013;39(1): 11-5.
28. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent.* 2007;97(2):93-8.
29. Varvara G, Perinetti G, Di Iorio D, Murmura G, Caputi S. *In vitro* evaluation of fracture resistance and failure mode of internally restored endodontically treated maxillary incisors with differing heights of residual dentin. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):365-72.
30. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of fracture resistance of structurally compromised canals restored with different dowel methods. *J Prosthodont.* 2012;21(4):312-6.
31. Rezaei Dastjerdi M, Amirian Chaijan K, Tavanafar S. Fracture resistance of upper central incisors restored with different posts and cores. *Restor Dent Endod.* 2015;40(3):229-35.
32. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):476-82.
33. Öztürk C, Polat S, Tunçdemir M, Gönüldas F, Seker E. Evaluation of the fracture resistance of root filled thin walled teeth restored with different post systems. *Biomed J.* 2019;42(1):53-8.
34. Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems - an in-vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(2):90-5.
35. Adanir N, Belli S. Stress analysis of a maxillary central incisor restored with different posts. *Eur J Dent.* 2007;1(2):67-71.
36. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. 12th ed. St. Louis, Mo.: Elsevier/Saunders; 2013. xiii, 571 p. p.
37. Völkel T. Scientific Documentation FRC Postec Plus. Ivoclar Vivadent. 2004:6.
38. Rosa RS, Balbinot CE, Blando E, Mota EG, Oshima HM, Hirakata L, et al. Evaluation of mechanical properties on three nanofilled composites. *Stomatologija.* 2012;14(4):126-30.
39. Yodsuwan D, Satitdethkunchorn A, Thongsamak P. Fracture resistance of endodontically treated mandibular incisor teeth restored with cast post versus fiber post. *Khon Kaen Dent J.* 2018;21.
40. Products and practical information Super-Bond C&B. Sun Medical. 2000;2:1.
41. Sarkis-Onofre R, Amaral Pinheiro H, Poletto-Neto V, Bergoli CD, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. *J Dent.* 2020;96(20):103334.
42. Garcia PP, Cappoani A, Schelbauer RS, Correr GM, Gonzaga CC. Retrospective clinical and radiographic evaluation of restored endodontically treated teeth. *Restor Dent Endod.* 2020;45(4):e49.
43. Rodriguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Gonzalez-Lluch C, Perez-Gonzalez A, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L. Premolars restored with posts of different materials: fatigue analysis. *Dent Mater J.* 2011;30(6):881-6.
44. Baldissara P, Di Grazia V, Palano A, Ciocca L. Fatigue resistance of restored endodontically treated teeth: a multiparametric analysis. *Int J Prosthodont.* 2006;19(1):25-7.
45. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):529-36.

46. Hoag EP, Dwyer TG. A comparative evaluation of three post and core techniques. J Prosthet Dent. 1982;47(2):177-81.
47. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. J Biomed Mater Res. 1980;14(1):23-9.
48. Friedman CM, Sandrik JL, Heuer MA, Rapp GW. Composition and Mechanical Properties of Gutta-Percha Endodontic Points. J Dent Res. 1975;54(5):921-5.
49. Scientific Documentation IPS e.max@CAD. Physical properties: Ivoclar Vivadent, Schaan, 2005.06.
50. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. Craig's restorative dental materials. 12th ed. St. Louis, Mo. ; London: Elsevier Mosby; 2006. xvii, 632.
51. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dent Mater. 2005;21(8):709-15.
52. Ivoclar Vivadent. IPS e.max Scientific report. 2001-2017.
53. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. Crit Rev Oral Biol Med. 2003;14(1):13-29.
54. Wu B, Fu Y, Shi H, Yan B, Lu R, Ma S, et al. Tensile testing of the mechanical behavior of the human periodontal ligament. BioMedical Engineering Online. 2018;17(1):172.
55. Miranda A, Rusyanti Y, Hendiani I, Dirgantara T, Metta P, Carolina DN. Computational Analysis of Resistance to Alveolar Bone Resorption of Osseointegrated Implant. Key Eng Mater. 2020;829:241-6.

ผู้รับผิดชอบบทความ

दनัย ยอดสุวรรณ

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์ : 043 202 405 #45145

โทรสาร : 043 202 862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : danai@kku.ac.th

Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution and Fatigue Life of Endodontically Treated Mandibular Incisor Restored with Cast Post and Fiber-Reinforced Composite Post with all Ceramic Crown

Vivattanakulpanit T* Pratumwal Y** Yodsuwan D***

Abstract

The study of stress distribution and fatigue life of endodontically treated mandibular incisor restored with cast post and fiber-reinforced composite post with all-ceramic crown. Endodontically treated mandibular incisor underwent cone beam computed tomography assessment. The resin pattern for cast post, fiber-reinforced composite post and all-ceramic crown were scanned and converted into three-dimensional parametric solid models, then generated finite element models. A linear static structural analysis was performed to calculate stress distribution and fatigue life in different restoring configurations. The load of 65 N and 176 N applied at 30 degrees from vertical tooth axis on labial surface of the crown to simulate chewing force and maximum bite force. Recorded stress distribution was presented as diagrams and numerically as maximum values of von Mises stresses, then calculated fatigue life of endodontically treated mandibular incisor. For all models, the maximum von Mises stress values were found in all-ceramic crown. Tooth restored with cast post demonstrated greater stress level near apex of the post, while tooth restored with fiber-reinforced composite post showed stress distribution around cervical area. The study of fatigue life found no fatigue failure for both post systems. That means that, endodontically treated mandibular incisor restored with cast post and fiber-reinforced composite post with composite core demonstrated different stress distribution patterns. No damage was found on both types of post under chewing force and maximum bite force and could predict that fatigue failure under cyclical loads will not occur.

Keywords: Stress/ Fatigue/ Fiber-reinforced composite post/ Cast post/ Endodontically treated mandibular incisor

Corresponding Author

Danai Yodsuwan
Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,
Amphur Muang, Khon Kaen, 40002.
Tel.: +66 43 202 405 #45145
Fax.: +66 43 202 862
Email: danaikku.ac.th

* Dental Department Sakon Nakhon Hospital, Amphur Muang, Sakon Nakhon.

** National Metal and Materials Technology Center, Thailand Science Park, Khlong Luang, Pathum Thani.

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