

# ผลของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย และ โลหะทวิยาง ต่อค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก และรูปแบบการแตก ของแบบจำลองสองชั้นแก้วเรซินทรงกระบอก : การศึกษานำร่อง

## The Effect of Fiber-reinforced Composite and Cast Metal Post on the Failure Load and the Fracture Patterns of a Cylindrical Glass-resin Bilayer Structure : A Pilot Study

ชนิษฐา เกษตรวงศ์<sup>1</sup>, ธนพล ศรสวรรณ<sup>2</sup>, พิมพ์เดือน รังสิยากุล<sup>3</sup>

<sup>1</sup>โรงพยาบาลแม่สรวย จังหวัดเชียงราย

<sup>2</sup>ภาควิชาทันตกรรมบูรณะ สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

<sup>3</sup>ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Kanittha Kasetwong<sup>1</sup>, Tanapol Sornsuan<sup>2</sup>, Pimduen Rungsiyakull<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Mae Suai Hospital, Chiang Rai

<sup>2</sup>Prosthodontic section, Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Naresuan University

<sup>3</sup>Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2560; 38(3) : 89-102

CM Dent J 2017; 38(3) : 89-102

### บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาแบบจำลองอย่างง่ายที่ใช้วิเคราะห์การแตกหักแนวตั้งจากขอบ โดยเปรียบเทียบค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก และรูปแบบการแตกในแบบจำลองแก้วเรซิน ซึ่งเตรียมจากหลอดแก้วทรงกระบอกที่ผนังภายในมีความผายและมีขอบบาง มีเรซินบรรจุอยู่ภายในหลอดแก้ว แกนกลางหลอดแก้วมีเดือยฟันต่างชนิดกันและไม่มีการยึดติดกับเรซินโดยรอบ โดยแบ่งชิ้นงานเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชิ้น ได้แก่ กลุ่มควบคุม (C) กลุ่มเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย (FP) และ

### Abstract

The study aims to develop a simple biomechanics model to identify a relationship of post materials without bonding agent on failure load and fracture patterns of a glass-resin bilayer under axial applied load. The geometries of cylindrical glass were prepared as a certain degree of convergence. Posts were positioned upright at the middle of glass cylinder, then filled with composite resin. Thirty cylindrical root-like structures were randomly

Corresponding Author:

พิมพ์เดือน รังสิยากุล

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์  
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Pimduen Rungsiyakull

Assistant Professor, Dr., Department of Prosthodontics,  
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University,  
Chiang Mai, 50200, Thailand

Email: pimduen.rungsiyakull@cmu.ac.th

กลุ่มเดือยฟันโลหะเหวี่ยง (MP) ให้แรงกดตามแนวแกน ด้วยเครื่องทดสอบสากลความเร็วหัวกด 0.5 มม./นาที จนถึง 300 นิวตัน และ 0.01 มม./นาที จนแบบจำลอง แตกหัก บันทึกภาพวิดีโอที่ขณะให้แรง วิเคราะห์ทางสถิติ ที่ระดับความเชื่อมั่น 0.05 จากการศึกษาพบว่าแบบจำลอง แก้วเรซินสองชั้น สามารถจำลองให้เกิดรอยร้าวแนวตั้งได้ ค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักของกลุ่มเดือยฟันมีค่าสูงกว่า กลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ ชนิดของเดือยฟันไม่มีผลต่อ โอกาสเกิดการแตกหักในช่วงค่าแรงต่ำกว่า 850 นิวตัน ขณะที่เดือยฟันโลหะเหวี่ยงมีโอกาสทำให้เกิดการแตกหัก ของแก้วสูงกว่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยภายใต้แรง กดมากกว่า 850 นิวตัน

**คำสำคัญ:** รูปแบบการแตก เดือยฟันโลหะเหวี่ยง เดือยฟัน คอมโพสิตเสริมเส้นใย โครงสร้างสองชั้นแก้วเรซิน

divided into 3 groups (n=10): no post group (C), fiber-reinforced composite post group (FP) and cast metal post group (MP). A universal testing machine was used to apply a static load at a crosshead speed of 0.5 mm/min until the load reached 300 N and continued at a crosshead speed of 0.01 mm/min until the specimens fractured. The entire loading and fracture processes were recorded by video camera. The scatter of the initial failure load was evaluated using Tukey's multiple comparison test (p<.05), Weibull's analysis and a probability of survival. The results showed that the glass-resin bilayer models can simulate the vertical crack. The initial failure load in the post- reinforced group were significantly higher than the control group. No differences on the survival probability regardless of the types of posts under the load of 850 N. FP group revealed the higher survival probability than the MP group over the loading of 850 N.

**Keywords:** fracture pattern, cast metal post, fiber-reinforced composite post, glass- resin bilayer structure

## บทนำ

ฟันที่ได้รับการรักษารากฟัน มักเกิดรากฟันแตกใน แนวตั้ง (vertical root fracture: VRF) ซึ่งเป็นความล้มเหลว ทางคลินิก<sup>(1-4)</sup> พบได้มากในฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันที่มี โครงสร้างของเนื้อฟันเหลืออยู่น้อย<sup>(5,6)</sup> เมื่อพิจารณาถึงความ สัมพันธ์ระหว่างความต้านทานการแตกหักของรากฟันต่อ ชนิดของวัสดุที่ใช้ทำเดือยฟัน พบว่าเดือยฟันโลหะ (metal post) ด้านการแตกหักสูงกว่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย (fiber- reinforced composite post) เนื่องจากเดือยฟันโลหะ มีความแข็ง (stiff) และมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) สูงกว่า ทำให้เดือยฟันโลหะเกิด การเปลี่ยนแปลงรูปร่างน้อยกว่า จึงส่งผลให้เกิดแรงเค้น

สะสมที่บริเวณปลายเดือยฟันโลหะได้มากกว่าเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย นอกจากนั้นค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น ของเดือยฟันโลหะที่มากกว่าเรซินที่ยึดติดกับรากฟัน ทำให้ เกิดความเค้นสูงที่บริเวณรอยต่อของวัสดุทั้งสองเมื่อได้รับ แรง จึงมีโอกาสเกิดการสูญเสียการยึดติดของเดือยฟันกับ รากฟันได้ ซึ่งเป็นปัจจัยเสริมที่เพิ่มโอกาสเสี่ยงต่อการเกิด รากฟันแตกมากขึ้นในฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟัน โลหะ<sup>(7-9)</sup> ในขณะที่เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับรากฟัน เมื่อได้รับแรงจะ เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างใกล้เคียงกัน ส่งผลให้เกิดความ เค้นรวมศูนย์ (stress concentration) ที่บริเวณคอฟัน และ มีความเค้นลดลงที่รากฟัน<sup>(9-11)</sup> ดังนั้นซี่ฟันที่บูรณะด้วยเดือย

ฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยจึงมีเกิดการแตกหักบริเวณรากฟันลดลง<sup>(9,12-14)</sup> แต่อย่างไรก็ตามจากการศึกษาทางคลินิกมีรายงานพบการเกิดรากฟันแตกแนวตั้ง ทั้งในฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันชนิดโลหะ<sup>(15-20)</sup> และคอมโพสิตเสริมเส้นใย<sup>(20-22)</sup> ซึ่งมีอุบัติการณ์ไม่ต่างกัน<sup>(20)</sup> พบได้ร้อยละ 4- 11<sup>(1,23)</sup> โดยพบมากในฟันหลัง<sup>(24)</sup>

ซีเมนต์ที่ใช้ยึดเดือยฟัน (luting cement) มี 2 ประเภทคือ ซีเมนต์ดั้งเดิม (conventional luting cement) เป็นซีเมนต์ชนิดไม่ใช้สารยึดติด แต่เป็นการยึดติดด้วยเชิงกล<sup>(25)</sup> ได้แก่ ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (zinc phosphate cement) ซึ่งมีความแข็งแรงแต่เปราะ เมื่อรับแรงจากการใช้งานอาจเกิดการแตกได้<sup>(26)</sup> โดยพบว่าหลังการใช้งานนาน 5 ปี การยึดเดือยฟันด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์มีความน่าเชื่อถือน้อยที่สุด และมีความสามารถในการรับแรงได้ต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับเดือยฟันที่ยึดด้วยเรซินซีเมนต์<sup>(27)</sup> เมื่อเดือยฟันเกิดการสูญเสียการยึดติดอาจเกิดเป็นคางงัด ซึ่งทำให้เกิดความเค้นรวมศูนย์ที่เนื้อฟันรอบปลายเดือยฟัน จึงมีโอกาสเกิดรากฟันแตกได้<sup>(26)</sup> การใช้ซีเมนต์ที่เป็นสารยึดติดชนิดเรซินซีเมนต์ (resin cement) จะช่วยกระจายความเค้นอย่างสม่ำเสมอทั่วพื้นผิวที่มีการยึดติด และกระจายความเค้นไปตามแนวแกนของรากมากกว่าเมื่อเทียบกับซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์<sup>(10)</sup> มีการศึกษาที่พบว่าเรซินซีเมนต์สามารถเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักได้<sup>(26,27)</sup>

การเลือกใช้ชนิดของเดือยฟัน วัสดุบูรณะแกนฟัน และความซับซ้อนของการยึดติดของสิ่งบูรณะในคลองรากฟันที่สัมพันธ์กับปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่ยังเป็นข้อถกเถียง<sup>(20,28)</sup> และกลไกการเกิดรากฟันแตกในแนวตั้งยังไม่มีข้อสรุปแน่ชัด มีการศึกษาหลายวิธีพยายามศึกษาเกี่ยวกับความเค้นและความต้านทานต่อการแตกหัก ซึ่งแต่ละวิธีมีข้อจำกัดคือไม่สามารถสร้างให้เกิดความเสียหายเช่นเดียวกับทางคลินิกได้ อาจเป็นไปได้ว่าความเสียหายที่พบในห้องปฏิบัติการและทางคลินิกมีสถานะความเค้นที่ต่างกันจึงส่งผลให้เกิดความเสียหายที่ต่างกัน มีการศึกษาที่พบว่า การจำลองให้เกิดความเสียหายที่มีรูปแบบและจุดเริ่มต้นเช่นเดียวกับความเสียหายที่เกิดขึ้นจริงในคลินิก จะช่วยให้ได้ข้อมูลเกี่ยวกับสถานะความเค้นที่ใกล้เคียงกับในคลินิกได้<sup>(29)</sup> การวิเคราะห์ผิวหน้ารอยแตก (fractography) เป็นวิธีการศึกษาหนึ่งที่สามารถเชื่อมโยงความเสียหายในห้องปฏิบัติการกับทางคลินิกได้ ซึ่ง

นิยมใช้กับวัสดุที่มีความเปราะ เช่น แก้ว เนื่องจากแก้วเป็นวัสดุที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous) มีคุณสมบัติไอโซทรอปิก (isotropic) และไม่มีอนุภาคขัดขวางการเกิดผิวหน้ารอยแตก จึงทำให้การแตกหักที่เกิดขึ้นมีรูปแบบและผิวหน้ารอยแตกที่ชัดเจน<sup>(30)</sup> นอกจากนี้ข้อได้เปรียบของแก้วที่เหนือกว่าการศึกษาที่ทำในซี่ฟันจริง ได้แก่ ลดความแปรปรวนของชิ้นงานตัวอย่างที่เกิดจากความแปรปรวนของซี่ฟัน สามารถติดตามเหตุการณ์การเกิดรอยร้าวได้ทันที การศึกษาของ Lawn และคณะ<sup>(31)</sup> ใช้แบบจำลองสองชั้นแก้วเรซินรูปโดมทำการศึกษารูปแบบการแตกร้าว (fracture pattern) เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการแตกร้าวเปรียบเทียบกับชั้นเคลือบฟันของมนุษย์ (human enamel) และครอบฟันเซรามิก (ceramic crown) จากการศึกษาพบว่ารูปทรงของวัตถุทดสอบมีผลต่อสถานะความเค้นที่เกิดขึ้น อันนำไปสู่การเกิดรอยร้าวที่ต่างกัน ดังนั้นการศึกษารังนี้จึงนำเอาแบบจำลองแก้ว ซึ่งมีรูปร่างและคุณสมบัติของวัสดุที่สามารถควบคุมปัจจัยที่อาจก่อให้เกิดความแปรปรวนของผลการทดลอง โดยพิจารณาแบบจำลองในเชิงวิเคราะห์เพื่อเปรียบเทียบผลของคุณสมบัติวัสดุที่มีความแตกต่างกันในองค์ประกอบโครงสร้างแก้ว โดยใช้ศึกษาเกี่ยวกับชนิดเดือยฟัน ต่อการเกิดรอยแตกแนวตั้ง เนื่องจากเป็นปัจจัยที่มีการศึกษาอยู่มากแต่ยังไม่ชัดเจน โดยเฉพาะกรณีไม่มีเนื้อฟันเฟอร์รูล (ferrule)

แก้วที่ใช้ในการศึกษานี้เป็นชนิดบอโรซิลิเกต ซึ่งเป็นเซรามิกไร้รูปร่าง (ceramic amorphous) รูปแบบหนึ่งประกอบด้วยซิลิกอนไดออกไซด์ (silicon dioxide: SiO<sub>2</sub>) โดยโมเลกุลสร้างพันธะไอออนิก (ionic bond) และพันธะโควาเลนต์ (covalent bond) โดยส่วนใหญ่อยู่ในสถานะไร้รูปร่างจากการเย็นตัวอย่างรวดเร็วเพื่อให้ความใส อาจมีการเสริมสร้างให้มีการเรียงตัวแบบโครงสร้างผลึกแทรกตัวอยู่ในเนื้อแก้วได้ จากกระบวนการเปลี่ยนสภาพแก้วเป็นผลึก (devitrification) การเติมโบรอนไตรออกไซด์ (boron trioxide) ทำให้แก้วมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเนื่องจากความร้อน (coefficient of thermal expansion: CTE) ลดลง ต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิได้ มีความแข็งแรงและเปราะ<sup>(32)</sup> ซึ่งแก้วชนิดนี้มีความเหมือนและมีความต่างจากโครงสร้างของรากฟันมนุษย์ดังต่อไปนี้

ความเหมือนระหว่างแก้วบอโรซิลิเกตและรากฟัน ได้แก่ 1) ลักษณะการแตกหักที่มีลักษณะยืดหยุ่น โดยมีช่วงการเกิดการเปลี่ยนรูปถาวร (plastic deformation) ต่ำ ก่อนเกิดการแตกหัก และมีผิวหน้าการแตกหักที่ชัดเจน สามารถวิเคราะห์ในเชิงของการวิเคราะห์ผิวหน้ารอยแตกได้ง่าย 2) ลักษณะการเกิดความเสียหายของโครงสร้างเกิดจากการมีตัวประกอบความเข้มของความเค้น (stress intensity factor) จากการมีรอยตำหนิภายในโครงสร้าง ทั้งที่ตรวจพบได้ในเนื้อแก้ว (เช่น ฟองอากาศ รอยร้าวจากการเตรียมชิ้นงาน)<sup>(33)</sup> และในโครงสร้างของรากฟัน [เช่น ลามลลา (lamella) และ อีนาเมลทัฟต์ (enamel tuft) ที่รอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน (cement-enamel junction)] 3) มีการสูญเสียความแข็งแรงของโครงสร้างเกิดจากการขยายขนาดของรอยตำหนิ โดยมักมีรอยร้าวเริ่มแรกเป็นรอยร้าวเดียว และมีจุดเริ่มต้นรอยร้าวเพียงจุดเดียว<sup>(33)</sup>

ความต่างระหว่างแก้วบอโรซิลิเกตและรากฟัน ได้แก่ 1) แม้ว่าในเนื้อแก้วจะมีโครงสร้างของการเกิดผลึกบางส่วนในแง่ของโครงสร้างจุลภาค การจัดเรียงตัวของโครงสร้างของรากฟันมีความซับซ้อนมากกว่า โดยประกอบด้วยโครงสร้างของท่อเนื้อฟัน (dentinal tubule) ที่ประสานกันเป็นโครงร่างที่มีความเป็นระเบียบ นอกจากนี้รากฟันมีส่วนของสารอินทรีย์มากกว่า เช่น คอลลาเจนชนิดที่ 1 (collagen type I), ไกลโคสะมิไกลแคน (glycosaminoglycan: GAG) เป็นต้น ทำให้มีค่าความทนทานการแตกหักเป็นประมาณสองเท่าของแก้วบอโรซิลิเกต (รากฟัน 1.7 MPavm<sup>(34)</sup> และแก้ว 0.77 MPavm<sup>(35)</sup>) 2) ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเนื่องจากความร้อนของเนื้อฟัน มีค่าเป็นสองเท่าของแก้วบอโรซิลิเกต (เนื้อฟัน  $6.8 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ <sup>(36)</sup> และแก้ว  $3.3 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ <sup>(37)</sup>)

ลักษณะผิวหน้ารอยแตกเป็นร่องรอยเฉพาะที่ปรากฏอยู่ที่ผิวหน้ารอยแตก ซึ่งมีความสัมพันธ์กับสภาวะความเค้นและพลังงานรวมที่ทำให้เกิดการแตกหัก การตรวจสอบผิวหน้ารอยแตกเบื้องต้นสามารถทำได้โดยใช้กล้องจุลทรรศน์ สเตอริโอไมโครสโคป (stereo microscope) ซึ่งสามารถบ่งชี้ถึงจุดเริ่มต้นการแตก และทิศทางการดำเนินรอยร้าวได้ ลักษณะผิวหน้ารอยแตกที่สามารถพบได้ เช่น จุดเริ่มต้นรอยแตก เป็นตำแหน่งที่มีรอยตำหนิที่เป็นจุดเริ่มต้นการแตก<sup>(38)</sup> เส้นวอลเนอร์ (Wallner's line) มีลักษณะโค้งคล้ายกับซีโครง

อยู่แนวขวางกับทิศทางการดำเนินของรอยร้าว และเส้นแฮกเกิล (Hackle line) เป็นเส้นที่มีลักษณะคล้ายกับสายน้ำขนานไปกับทิศทางการดำเนินของรอยแตก<sup>(33)</sup>

การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาแบบจำลองอย่างง่ายที่ใช้ในการศึกษาสภาวะความเค้นของการเกิดรอยร้าวแนวตั้ง และเพื่อศึกษาผลของชนิดเนื้อฟันต่อการเกิดรอยร้าวแนวตั้งทั้งในแง่จุดเริ่มต้นการแตกหัก (fracture origin) และความต้านทานการแตกหัก ภายใต้แรงตามแนวแกน โดยการศึกษาเริ่มต้นนี้ได้แยกพื้นผิวของเนื้อฟันและวัสดุแก้วฟันออกจากกัน และใช้เนื้อฟันโลหะเหนียวที่มีขนาดและรูปร่างเหมือนกับเนื้อฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใย เพื่อควบคุมปัจจัยเรื่องการยึดติดระหว่างเนื้อฟันและวัสดุแก้วฟัน และลดความซับซ้อนของการวิเคราะห์ผลการศึกษาในขั้นต้น โดยมีความมุ่งหวังว่าหากเข้าใจสภาวะความเค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลองอย่างง่ายแล้ว จะสามารถใช้ศึกษาปัจจัยอื่น หรือเป็นข้อมูลพื้นฐานที่จะพัฒนาแบบจำลองที่มีความซับซ้อนและใกล้เคียงกับการเกิดรากฟันแตกแนวตั้งในทางคลินิกมากขึ้นได้

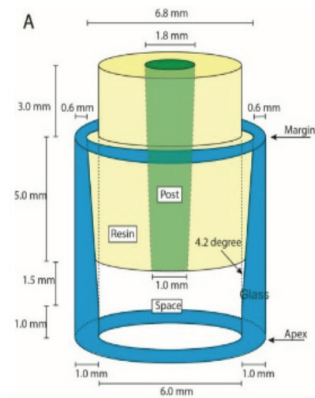
### วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองภายในห้องปฏิบัติการ มี 3 กลุ่มตัวอย่าง กลุ่มละ 10 ชิ้นงาน ได้แก่ กลุ่มควบคุม (control: C) คือแบบจำลองที่ไม่มีเนื้อฟัน กลุ่มเนื้อฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใย (FP) และกลุ่มเนื้อฟันโลหะเหนียว (MP) เตรียมชิ้นงานโดยการตัดหลอดแก้วบอโรซิลิเกต (borosilicate glass, volumetric pipette 15 ml., Preci-color HBG, Germany) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 มม. หน้า 1 มม. ด้วยเครื่องตัดไอโซเมท (Isomet<sup>®</sup> 1000 precision saw, Buehler, USA) ความเร็ว 350 รอบต่อนาที ยาว 7.5 มม. ขัดด้วยกระดาษทราย (waterproof abrasive paper, TOA, Thailand) ความละเอียด 400, 600, 800 และ 1000 กริต ร่วมกับน้ำด้วยเครื่องขัดชิ้นงาน (MoPao 160E, MEGA Advance, Shandong, China) ความเร็ว 200 รอบต่อนาที ขัด 10 นาทีต่อหนึ่งความละเอียด กรอผิวภายในหลอดแก้วด้วยหัวกรอกากเพชรทรงสอบปลายแหลมชนิดหยาบ (Diatech<sup>®</sup>, Coltène/Whaledent Inc, USA) ใช้หัวกรอเร็ว ด้วยความเร็ว 400,000 รอบต่อนาที กรอด้วยมือ

โดยไม่ใช้แรงกด ให้มีความผาย  $4.2 \pm 0.5$  องศา โดยกรอให้ผนังหลอดแก้วขอบบางมีความหนา 0.6 มม. ส่วนที่ผายมีความสูง 6.5 มม. และสูงจากขอบด้านหนา 1 มม. (ดังรูปที่ 1) ตรวจสอบความหนาของผนังส่วนบางโดยรอบของหลอดแก้วด้วยดิจิตอลไมโครมิเตอร์ (SHAHE 5202-25, SHAHE, Liu Zhou city, China) ความละเอียด 0.001 มม. และตรวจสอบรอยแตกร้าวของหลอดแก้วด้วยการส่องด้วยแว่นขยายสองตา (HEINE HR<sup>®</sup>, HEINE Optotechnik GmbH & Co. KG, Herrsching, Germany) กำลังขยาย 2.5 เท่า จากนั้นตรวจสอบความสมบูรณ์ของหลอดแก้วอีกครั้ง โดยวางหลอดแก้วให้ตั้งตรงในน้ำ เพื่อให้สามารถเห็นผิวแก้วที่กรอจากด้านข้างได้อย่างชัดเจน ถ่ายภาพด้านข้างของหลอดแก้ว จากนั้นวัดขนาดความหนา ความสูง และมุมความผายของหลอดแก้วที่ได้ ด้วยโปรแกรม ImageJ เวอร์ชัน 1.47 เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง โดยมีการอ้างอิงขนาดจากไม้บรรทัดที่อยู่แนวเดียวกับหลอดแก้ว และเพื่อสามารถตรวจสอบชิ้นแก้วที่มีรอยร้าวที่มีขนาดใหญ่เกินกว่าความหยายของหัวกรอกากเพชรได้ ซึ่งหลอดแก้วที่มีรอยร้าวจะถูกคัดออก

การเตรียมเรซินแกนฟัน (resin core) สำหรับกลุ่ม C โดยฉีดยาเรซิน (MultiCore<sup>®</sup> Flow, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ในหลอดแก้วที่มีซิลิโคนพัตตี้ (Express XT VPS impression, 3M ESPE, USA) ปิดปลายหลอดแก้ว (apex) หนา 2.5 มม. ใช้ปลายผสมอัตโนมัติ ฉีดเรซินเริ่มจากจุดต่ำสุด ค่อย ๆ สูงขึ้นมาจนเต็มหลอดแก้ว โดยให้ปลายผสมจุ่มในเรซินตลอด เพื่อไม่ให้เกิดฟองอากาศ การศึกษานี้ไม่มีการเตรียมผิวภายในของหลอดแก้วด้วยไซเลนก่อนการฉีดเรซิน ซึ่งให้เรซินก่อตัวเต็มที่ในที่มีมานาน 12 ชั่วโมง โดยไม่ทำการฉายแสง และสร้างเรซินแกนอีกชั้น โดยใช้แม่แบบแก้ว (glass matrix) ให้ได้เรซินแกนสูงจากขอบแก้วด้านบาง 3 มม. รอให้เรซินก่อตัวเองในที่มืด นาน 12 ชั่วโมง สำหรับกลุ่ม FP ใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยเบอร์ 3 (FRC postec plus size 3, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) และกลุ่ม MP เตรียมเดือยฟันโลหะ โดยการขึ้นรูปซีพิ้งให้มีขนาดและรูปร่างเท่ากับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยกลุ่ม FP จากนั้นเหยียงด้วยโลหะ (Auriloy N.P, Aurium research USA, California, USA) ทำการ

หุ้มเดือยฟันด้วยเทปพันเกลียว จัดตำแหน่งให้เดือยฟันตั้งตรงและอยู่กลางหลอดแก้วด้วยเครื่องสำรวจความขนาน (surveyor) โดยปลายเดือยฟันแตะพอดิซิลิโคนพัตตี้ที่ปิดด้านปลายหลอดแก้ว ฉีดเรซินลงไปในช่วงว่างที่เหลือในหลอดแก้ว ขั้นตอนการเตรียมเรซินเช่นเดียวกับกลุ่ม C หลังจากเรซินก่อตัวเต็มที่แล้วนำไปขัดให้เรียบขนานกับผิวหน้าตัดของหลอดแก้ว จะได้แบบจำลองดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 รูปร่างและขนาดของแบบโครงสร้างที่ใช้ในการศึกษา  
Figure 1 Shape and size of the model specimen

วิธีทดสอบหาค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก ให้แรงกดตามแนวแกนต่อแบบจำลองที่ปลายด้านเรซินด้วยเครื่องทดสอบสากล (Instron<sup>®</sup> 5566, Massachusettes, USA) ผ่านหัวกดโลหะครึ่งทรงกลม ความเร็วหัวกด 0.5 มม. ต่อนาที จนถึง 300 นิวตัน และ 0.01 มม. ต่อนาที จนเกิดการแตกหัก บันทึกภาพวิดีโอทัศนการณ์การแตกหักของหลอดแก้วจากแบบโครงสร้างโดยตรงและจากกระจกเงาที่สะท้อนภาพบริเวณด้านข้างและด้านหลังของแบบโครงสร้าง เพื่อให้สามารถมองเห็นการแตกหักได้โดยรอบ พร้อมทั้งบันทึกภาพวิดีโอทัศนการณ์หน้าจอแสดงผลขณะให้แรงกดต่อแบบจำลอง ด้วยกล้องถ่ายภาพดิจิตอล (digital camera EOS 650D, Canon, Taiwan) ตัดต่อและเล่นซ้ำเพื่อติดตามเหตุการณ์การแตกหักของชิ้นงาน โดยค่าแรงที่ทำให้เริ่มเกิดการแตกหักจากการติดตามเหตุการณ์ในภาพวิดีโอทัศนการณ์ ถือเป็นค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก

วิเคราะห์ค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (one-way ANOVA) ร่วมกับ



การเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูกีย์ (Tukey comparisons) ที่ระดับความเชื่อมั่น 0.05 โดยใช้โปรแกรม SPSS (SPSS version 17.0 for Windows, IBM, Chicago, IL, USA) และวิเคราะห์ไวบูลล์ (Weibull analysis) เพื่อหาค่าแรงที่ทำให้ชิ้นงานมีโอกาสแตกหักร้อยละ 63.2 (characteristic failure load: Fw) และค่าไวบูลล์มอดุลัส (Weibull modulus: m) ของแต่ละกลุ่ม ด้วยโปรแกรมออนไลน์ Maximum-likelihood Weibull Distribution Fitting (v1.0.3)(39) จากนั้นสร้างกราฟโอกาสรอดจากการแตกหัก (survival graph)<sup>(40)</sup>

ตรวจสอบรูปแบบการแตกหัก (fracture pattern) ของรอยร้าวหลัก (primary crack) ซึ่งเป็นรอยร้าวเริ่มต้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลอง ด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ (stereomicroscope, OLYMPUS, Japan) กำลังขยายต่ำสุด (8 เท่า) โดยแบ่งรูปแบบการแตกหักออกเป็น 2 แบบ ได้แก่ รอยร้าวแนวตรง และรอยร้าวแนวโค้ง จากนั้นวิเคราะห์ผิวหน้าแตกหักตามมาตรฐาน ASTM c1322-05b<sup>(41)</sup> ด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดสเตอริโอ ที่ช่วงกำลังขยาย 8- 56 เท่า เพื่อหาจุดเริ่มต้นรอยแตก และทิศทางของรอยร้าวหลัก แบ่งจุดเริ่มต้นรอยแตกเป็น 3 แบบตามตำแหน่งที่พบ ได้แก่ ด้านในหลอดแก้วบริเวณขอบที่บางกว่า (inner cervical margin) ด้านในหลอดแก้วบริเวณกลาง (inner middle third) ด้านนอกหลอดแก้วบริเวณขอบที่บางกว่า (outer cervical margin)

ตรวจสอบรูปแบบการแตกหัก (ตารางที่ 1) พบว่าแบบจำลองทั้งหมดมีรอยร้าวหลักเป็นรอยร้าวแนวตั้ง (vertical crack) ซึ่งส่วนใหญ่รอยร้าวเป็นแนวตรง (ร้อยละ 93.3) และรอยร้าวหลักส่วนใหญ่ของกลุ่ม C และกลุ่ม MP มีจุดเริ่มต้นรอยแตกจากขอบบางด้านใน (inner cervical margin: IM) (ร้อยละ 80) ส่วนกลุ่ม FP มีรอยแตกที่มีจุดเริ่มต้นที่บริเวณนี้ลดลง พบมีเพียงร้อยละ 50

**ผลการศึกษา**

**1. รูปแบบการแตกหัก และจุดเริ่มต้นการแตกหักของรอยร้าวหลัก (ตารางที่ 1)**

**2. การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียวและการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูกีย์ ของค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก**

พบว่ากลุ่ม FP และกลุ่ม MP มีค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักสูงกว่ากลุ่ม C อย่างมีนัยสำคัญ (P<.05) ขณะที่กลุ่ม FP และกลุ่ม MP ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 2)

**3. การวิเคราะห์ไวบูลล์**

จากการวิเคราะห์ไวบูลล์ พบว่าค่าแรงที่ทำให้แบบจำลองมีโอกาสแตกหักร้อยละ 63.2 ของกลุ่ม C กลุ่ม FP และกลุ่ม MP เป็น 721.8 1150.1 และ 1055.5 นิวตัน ตามลำดับ และค่าไวบูลล์มอดุลัส เป็น 6.2 5.5 และ 7.6 ตามลำดับ

**ตารางที่ 1** จุดเริ่มต้นและรูปแบบการแตกของรอยร้าวหลักของแต่ละกลุ่ม

**Table 1** Fracture origins and fracture patterns of the primary crack in each group

Groups (specimens)	Fracture origins of primary crack			Fracture patterns of primary crack	
	IM% (specimens)	IMid% (specimens)	OM% (specimens)	Straight% (specimens)	Curve% (specimens)
C (10)	80.0 (8)	20.0 (2)	0.0 (0)	80.0 (8)	20.0 (2)
FP (10)	50.0 (5)	20.0 (2)	30.0 (3)	100.0 (10)	0.0 (0)
MP (10)	80.0 (8)	0.0 (0)	20.0 (2)	100.0 (10)	0.0 (0)
%Total (specimens)	70.0 (21)	13.3 (4)	16.7 (5)	93.3 (28)	6.7 (2)

IM, inner cervical margin; IMid, inner middle third; OM, outer cervical margin of glass tube

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก และการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทูกีย์

**Table 2** Failure load of the test specimens, means (SDs) and Tukey comparisons

Group	Failure load mean (N)±SD*
C	667.8±134.8 <sup>a</sup>
FP	1058.7±222.3 <sup>b</sup>
MP	992.9±149.9 <sup>b</sup>

SD, standard deviation; C, control; FP, fiber post; MP, metal post

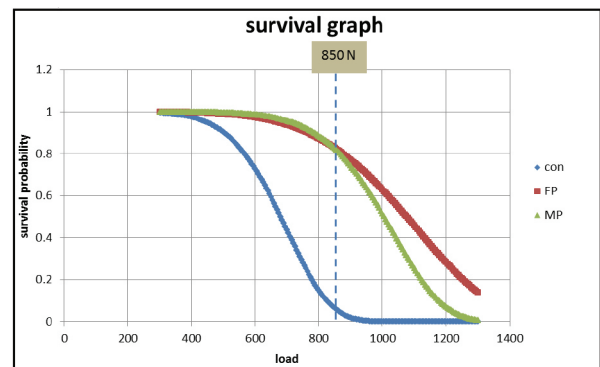
\* Groups with the same superscripted letters are not significantly different at P<.05 (Tukey test)

#### 4. โอกาสรอดจากการแตกหัก

รูปที่ 2 แสดงกราฟโอกาสรอดจากการแตกหัก พบว่าแบบจำลองทั้งสามกลุ่มมีแนวโน้มลดลง โดยกลุ่ม C มีแนวโน้มลดลงเร็วที่สุด ขณะที่กลุ่ม FP และกลุ่ม MP มีโอกาสรอดใกล้เคียงกันในระยะแรกของการให้แรง แต่เมื่อค่าแรงมากกว่า 850 นิวตัน พบว่ากลุ่ม FP มีโอกาสรอดสูงกว่ากลุ่ม MP

#### บทวิจารณ์

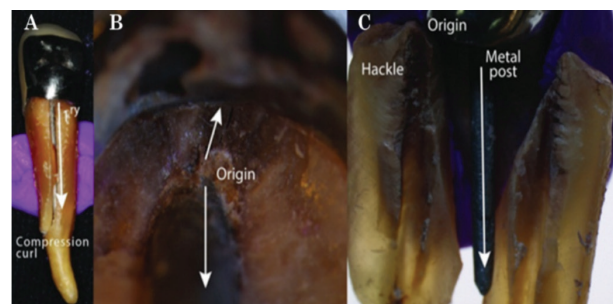
จากการศึกษาของ Sornsuwan และ Swain ศึกษาและจำลองการเกิดรอยร้าวแนวตั้งซึ่งเป็นความเสียหายที่มักพบในครอบฟันกระเบื้องล้วน โดยใช้แบบจำลองสองชั้นแก้วเรซิน<sup>(42)</sup> การศึกษานี้อ้างอิงการศึกษาดังกล่าวและพัฒนาด้วยการใช้หลอดแก้วเปรียบเสมือนรากฟันและทดสอบโดยใช้ไฟหรือไมไฟเดี่ยวฟัน และเดี่ยวฟันต่างชนิดกัน เพื่อวิเคราะห์เปรียบเทียบความสัมพันธ์ของวัสดุเดี่ยวฟันที่มีคุณสมบัติต่างกัน ต่อการเกิดรอยร้าวแนวตั้งซึ่งเป็นความเสียหายที่ใกล้เคียงกับลักษณะที่ตรวจพบในรากฟันซี่ฟันเขี้ยวบน ที่ถูกถอนภายหลังจากการบูรณะด้วยเดี่ยวฟันชนิดโลหะเหวี่ยงและครอบฟันตามการศึกษาของ Sornsuwan<sup>(43)</sup> รอยร้าวหลักที่ตรวจพบมีลักษณะเป็นแนวตรงจากผิวภายในเนื้อฟันบริเวณคอฟันซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีเนื้อฟันน้อย ขยายไปยังปลายราก<sup>(43)</sup> (รูปที่ 3) แบบจำลองอย่างง่ายที่ถูกพัฒนาขึ้นนี้ประกอบด้วยเรซินเป็นแกนกลางหลัก มีเดี่ยวฟันอยู่ภายในและภายนอกเป็นหลอดแก้วผนังบาง (รูปที่ 1) ซึ่งหลอดแก้ว



รูปที่ 2 กราฟแสดงโอกาสรอดจากการแตกหักของกลุ่ม C กลุ่ม FP และกลุ่ม MP

**Figure 2** Survival graph of C group, FP group and MP group

ผนังบางทำหน้าที่เป็นตัวตรวจจับความเค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลอง และอาจเป็นการจำลองลักษณะการมีรากฟันที่บางและไม่มีเฟอร์รูล

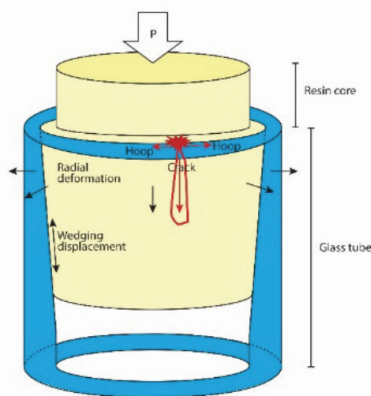


รูปที่ 3 ซี่ฟันเขี้ยวบนที่ถูกถอนสาเหตุจากรากฟันแตกในแนวตั้ง (A) แสดงรอยร้าวหลักเป็นแนวตรง โดยรอยร้าวหลักเริ่มจากผิวภายในบริเวณคอฟันและขยายไปยังปลายราก (B) ภาพตัดขวางแสดงจุดเริ่มต้นของรอยร้าวหลักอยู่ในบริเวณที่มีเนื้อฟันบางสุดและไม่มีเฟอร์รูล (C) แสดงลักษณะผิวหน้ารอยแตกที่บ่งบอกจุดเริ่มต้นและทิศทางการแตกของรอยร้าวหลัก<sup>(35)</sup>

**Figure 3** A retrieved maxillary canine failed from the VRF. (A) The primary crack was a straight crack that initiated from the internal cervical root surface and extended to the root apex. (B) The fracture originated from the thinnest dentine wall where no ferrule presented. (C)<sup>(35)</sup>

### 1. รอยร้าวแนวตั้งเกิดจากความเค้นดึงรอบวง (hoop tensile stress) ในหลอดแก้ว ตามหลักกลศาสตร์การแตกหัก

การออกแบบจำลองอย่างง่ายในการศึกษานี้ ทำขึ้นเพื่อเอื้อให้เกิดการเคลื่อนตัวแบบลิ้ม (wedging displacement) และเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมี (radial deformation) ซึ่งเป็นกลไกที่ทำให้เกิดรอยร้าวแนวตั้ง ทำให้หลอดแก้วเกิดความเค้นดึงรอบวง ซึ่งมีค่ามากที่สุดบริเวณขอบบาง<sup>(44,45)</sup> เมื่อความเค้นมีค่ามากจนเกินความทนทานการแตกหัก (fracture toughness) ของแก้ว<sup>(33,42,44,45)</sup> รอยร้าวจะเริ่มก่อตัวขึ้น และดำเนินต่อไปเกิดเป็นรอยร้าวแนวตั้งตามแนวความเค้นค่ามากที่สุด (maximum principal tensile stress)<sup>(33)</sup> ดังรูปที่ 4 ปัจจัยที่เอื้อต่อการเคลื่อนตัวแบบลิ้มของแกนเรซิน ซึ่งเป็นปัจจัยที่เหมือนกันในทุกกลุ่ม ได้แก่ (1) มุมความผายของหลอดแก้ว (2) ความสูงของหลอดแก้ว ส่วนที่มีความผาย (3) แก้วและแกนเรซินยึดติดกันเพียงบางส่วนด้วยการยึดติดเชิงกล และ (4) ช่องว่างใต้ต่อแกนเรซิน ส่วนปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีของแกนเรซิน ได้แก่ (1) การเคลื่อนตัวแบบลิ้มของเดือยฟัน (2) ค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ของเรซิน<sup>(42,44,46)</sup> และ (3) ค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นของเดือยฟัน ซึ่งเป็นปัจจัยที่ต่างกันระหว่างกลุ่ม MP และกลุ่ม FP



รูปที่ 4 ภาพจำลองแบบโครงสร้าง แสดงกลไกการก่อตัวและการดำเนินของรอยร้าว (ดัดแปลงจาก Sornsuan<sup>(34)</sup>)

Figure 4 A simple drawing of the model showed the bio-mechanics induced crack initiation and propagation. (modified from Sornsuan<sup>(34)</sup>)

### 2. ผลของชนิดเดือยฟันต่อรูปแบบการแตกหัก และจุดเริ่มต้นการแตกหักของรอยร้าวหลัก

จากกลไกการแตกหักและปัจจัยต่าง ๆ ที่อธิบายข้างต้น ทำให้การศึกษานี้สามารถสร้างแบบจำลองการเกิดรอยร้าวแนวตั้งได้ทั้งหมด โดยพบว่าชนิดเดือยฟันไม่มีผลต่อรูปแบบการแตกหักของรอยร้าวหลัก

เมื่อพิจารณาถึงผลของชนิดเดือยฟันต่อจุดเริ่มต้นการแตกหัก พบว่าในกลุ่มที่มีเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยเกิดการแตกหักจากขอบบางด้านในหลอดแก้วจำนวนลดลงถึงร้อยละ 50 (ตารางที่ 1) อาจเป็นเพราะเดือยฟันที่มีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับแกนเรซิน<sup>(47)</sup> เมื่อเดือยฟันเคลื่อนตัวขณะได้รับแรงกดส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีของแกนเรซินน้อยกว่า จึงลดการเกิดความเค้นดึงรอบวงที่ขอบบางด้านในหลอดแก้วได้

### 3. ผลของชนิดเดือยฟันต่อความต้านทานต่อการแตกหัก

ค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก (ตารางที่ 2) ในแบบจำลองกลุ่มที่มีเดือยฟันมีค่าสูงกว่ากลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากกลุ่มควบคุมประกอบด้วยเรซินแกนฟัน (flowable composite core) อย่างเดียว ทำให้องค์ประกอบแกนกลางมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำสุด ในขณะที่องค์ประกอบแกนกลางของกลุ่มที่มีเดือยฟันอาจมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นรวมมากขึ้น ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีของเรซินลดลง จึงลดการเกิดความเค้นดึงรอบวงที่ผิวด้านในบริเวณขอบแก้วได้ ดังการศึกษาด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันช่วยลดความเค้นที่บริเวณคอฟันได้<sup>(48)</sup> ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาในห้องปฏิบัติการของ Pereira IR และคณะ พบว่าฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยเดือยฟันและไม่มีเฟอร์รูลมีความต้านทานต่อการแตกหักมากขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ<sup>(49)</sup> และการศึกษาที่เกี่ยวกับการแตกหักของชิ้นงานที่ลอกเลียนกรอบฟันกระเบื้องล้วน พบว่าเมื่อเรซินแกนกลางมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นเพิ่มขึ้น ค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักของชิ้นงานที่มีรูปร่างคล้ายกรอบฟันกระเบื้องล้วนมีค่าสูงขึ้นตามไปด้วย<sup>(45,50,51)</sup>

เมื่อพิจารณาผลของชนิดเดือยฟันต่อค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก จากการวิเคราะห์ทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง



กลุ่มที่มีเดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใย และเดือยฟันโลหะเหลี่ยมที่มีขนาดและรูปร่างเหมือนกับเดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใย ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาในคลินิกที่พบว่าทั้งเดือยฟันโลหะและเดือยฟันที่ไม่ใช่โลหะมีอัตราการอยู่รอดค่อนข้างสูง โดยไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ<sup>(20,21)</sup> และสอดคล้องกับการศึกษาของ Barcellos RR และคณะ พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความต้านทานการแตกหักในฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันชนิดต่างกัน แต่เป็นการศึกษาในซี่ฟันที่มีเพอร์รูลสูง 2 มม.<sup>(52)</sup> ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาครั้งนี้ที่ไม่มีเพอร์รูล

เมื่อพิจารณากราฟแสดงโอกาสรอดจากการแตกหัก (รูปที่ 4) ในช่วงที่ค่าแรงน้อยกว่า 850 นิวตัน พบว่ากลุ่ม FP และกลุ่ม MP มีโอกาสรอดจากการแตกหักใกล้เคียงกัน แต่เมื่อค่าแรงมากกว่า 850 นิวตัน กลุ่ม MP มีการลดลงของโอกาสรอดจากการแตกหักเร็วกว่ากลุ่ม FP ด้วยเหตุผลที่ว่ากลุ่ม MP มีเดือยฟันโลหะซึ่งมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงกว่า และไม่มีการยึดติดกับเรซินโดยรอบ เมื่อได้รับแรงตามแนวแกนเดือยฟันโลหะจะเกิดการเคลื่อนตัวแบบลื่นตามรูปร่างของเดือยฟันโลหะเหลี่ยมที่มีขนาดและรูปร่างเหมือนกับเดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใย การเคลื่อนตัวของเดือยฟันโลหะที่แข็งมีผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีของเรซินได้มากกว่ากลุ่มเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยที่มีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำกว่า ดังมีการศึกษาของ Oilo M และคณะพบว่า การเคลื่อนตัวของแท่งโลหะทรงกรวยลงไปแนวแกนจะทำให้เกิดแรงในแนวรัศมี (radial force) ซึ่งมีผลต่อการแตกหักเสียหายในแบบจำลองครอบฟันกระเบื้องล้วนได้<sup>(44)</sup> อย่างไรก็ตามการยึดเดือยฟันโลหะที่ด้วยเรซินซีเมนต์ ซึ่งมีการยึดติดที่ดีและมีส่วนช่วยกระจายความเค้นอย่างสม่ำเสมอ<sup>(10)</sup> อาจส่งผลให้เดือยฟันโลหะมีความต้านทานต่อการแตกหักสูงขึ้นได้ ซึ่งในกรณีนี้ยังต้องทำการศึกษาเพิ่มเติม แต่ผลการศึกษานี้พบว่าชนิดของเดือยฟันโลหะและเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ต่อค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหัก ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

#### 4. ข้อจำกัดในการศึกษา

อย่างไรก็ตาม แม้ว่าคุณสมบัติของบอโรซิลิเกตซึ่งมีบางส่วนที่ต่างจากรากฟันดังที่ได้กล่าวในบทนำ การเลือกใช้

หลอดแก้วทรงกระบอกในการศึกษานี้ไม่ได้มีวัตถุประสงค์เพื่อลอกเลียนโครงสร้างของรากฟันในระดับจุลชีว แต่เพียงอาศัยคุณสมบัติบางประการของแก้ว กล่าวคือความสามารถในการตรวจจบบรูปแบบความเค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลอง โดยแก้วและแกนเรซินไม่ได้มีการยึดติดกันโดยเมื่อแกนเรซินซึ่งมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน<sup>(10)</sup> มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างจากการเสริมความแข็งแรงด้วยเดือยฟันที่ต่างชนิดกัน เกิดความเค้นรอบวงขึ้น เมื่อมีการสัมผัสกับผิวด้านในของหลอดแก้ว ทำให้เกิดการส่งผ่านความเค้นถึงรอบวงไปสู่ฟันผิวแก้ว ทำให้ผู้วิจัยสามารถวิเคราะห์หาตำแหน่งรอยร้าวเริ่มแรกซึ่งจะแสดงความสัมพันธ์ของตำแหน่งของการมีความเค้นรวมศูนย์ภายในแบบจำลองได้ นอกจากนี้การเตรียมผิวด้านในของแก้วเพื่อให้เกิดลักษณะผายตามรูปร่างรากฟัน เพื่อให้เกิดช่วงของสภาวะความเค้น (stress condition) จากการมีรูปร่างของแกนเรซินที่เป็นทรงกรวยทำให้สามารถสร้างให้เกิดการร้าวตัวของรอยร้าวตามแนวตั้งได้ เหมือนที่เกิดขึ้นในรากฟันจริง<sup>(43)</sup> ซึ่งผู้วิจัยคาดหวังจะนำความสัมพันธ์ของการดำเนินของรอยร้าวดังกล่าว มาสร้างแบบจำลองวิเคราะห์ที่ซับซ้อนเพิ่มขึ้น ในลักษณะของแบบจำลองเชิงวิเคราะห์ (analytical model) เพื่อหาความสัมพันธ์ของคุณสมบัติของวัสดุเสริมความแข็งแรงที่ต่างกัน ต่อการเกิดรอยร้าวในแนวตั้งของแบบจำลอง ก่อนนำความสัมพันธ์ที่ได้มาวิเคราะห์การแตกหักของรากฟันจริงซึ่งมีความซับซ้อนต่อไป

จากผลการศึกษาพบว่าแบบจำลองหลอดแก้วกับแกนเรซินสองชั้น สามารถจำลองให้เกิดรอยร้าวตามแนวแกนของชิ้นงานได้เป็นส่วนมาก แต่อย่างไรก็ตามลักษณะการดำเนินของรอยร้าว ในแง่ของความเร็ว การเกิดการแตกหักจากจุดสัมผัสเฉพาะที่ (local contact fracture) ระหว่างขอบแก้วบริเวณที่สัมผัสกับหัวกด (load indenter) และฐานโลหะที่ใช้ตั้งชิ้นงาน รวมทั้งการมีรูปแบบการแตกหักของรอยร้าวรอง (secondary crack) ที่เกิดขึ้นอาจมีความแตกต่างจากการเกิดรากฟันแตกแนวตั้งในคลินิก เนื่องจากฟันธรรมชาติได้รับแรงตามลักษณะของการเคลื่อนไหวการกรไถตามการทำงาน จุดสบ การรองรับโดยอวัยวะปริทันต์ และมีระบบตอบสนองทางการบาดเจ็บที่ซับซ้อน

หากพิจารณาเฉพาะรอยร้าวหลัก ที่เกิดขึ้นตามแนวแกนของแก้วที่บริเวณผิวนอกของแบบจำลอง โดยอาศัย

ความเค้นดึงรอบวง ที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงรูปร่างภายใต้แรงกดตามแนวแกนของแกนเรซิน ซึ่งมีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันจริง ภายใต้การเสริมความแข็งแรงด้วยเดือยฟันต่างชนิดกัน พบรอยร้าวที่เกิดขึ้นบนผิวแก้วของแบบจำลอง มีจุดเริ่มต้นที่สัมพันธ์กับความเค้นดึงหลักค่ามากที่สุด (maximum principal tensile stress) ตามการวิเคราะห์แบบจำลองตามหลักของการมีความไม่พอดีกัน (misfit) ระหว่างแกนเรซินและหลอดแก้วขอบาง<sup>(45)</sup> ทำให้ทราบความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติของวัสดุ และการพัฒนาปริมาณและตำแหน่งของความเค้นรวมศูนย์ ที่สัมพันธ์กับการบูรณะด้วยวัสดุเสริมความแข็งแรงแต่ละแบบในแบบจำลอง ซึ่งมีความเหมาะสมเป็นแบบจำลองเริ่มแรกในการพัฒนาต่อยอดเพื่อเป็นแนวทางศึกษาหาการเกิดการแตกหักภายใต้การมีสภาวะความเค้นของการเกิดร้าวฟันแตกในรูปแบบอื่นต่อไป

ผลการศึกษาในแง่ค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักด้วยการวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่าค่อนข้างสูง ด้วยคุณสมบัติของวัสดุเปราะซึ่งความแข็งแรงของวัสดุจะมีความสัมพันธ์กับขนาดและการกระจายตัวของรอยตำหนิในวัสดุอย่างมาก โดยหลอดแก้วที่นำมาใช้ไม่ได้ถูกพัฒนาเพื่อนำมาใช้ในการศึกษาโดยเฉพาะ อาจมีผลต่อคุณภาพของหลอดแก้ว อีกทั้งกระบวนการกรองแต่งผิวภายในหลอดแก้วทรงกระบอกใช้การกรองแต่งด้วยมือแทนกระบวนการกลึง อย่างไรก็ตามเมื่อวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติจากการศึกษานี้พบว่าค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักมีการกระจายตัวในช่วงปกติ และเมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาที่ใช้ฟันจริงในการทดสอบความต้านทานการแตกหักด้วยการใส่เดือยชนิดต่าง ๆ<sup>(52-56)</sup> พบว่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่าใกล้เคียงกับการศึกษานี้ ซึ่งอยู่ในช่วงค่าแรงเฉลี่ยร้อยละ 13- 24<sup>(53,56)</sup> แต่บางการศึกษาก็มีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานสูงกว่าการศึกษานี้<sup>(52,54,55)</sup> และค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักในการศึกษาเหล่านี้ล้วนมีค่ามากกว่าค่าของแรงบดเคี้ยวหลายเท่า เพราะเป็นแรงที่ทำให้เกิดการแตกของร้าวฟัน ร่วมกับส่วนใหญ่มีจุดเริ่มต้นการแตกหักจากตำแหน่งที่ให้แรงกด (local contact fracture) ซึ่งต่างจากความเสียหายที่เกิดขึ้นในคลินิก และเมื่อพิจารณาการกระจายตัวไวบูลล์ซึ่งนิยมใช้ในการวิเคราะห์การกระจายตัวของค่าแรงที่ทำให้เกิดการแตกหักของวัสดุเปราะ พบว่าค่าไวบูลล์

มอดูลัสของแบบจำลองมีค่าอยู่ในช่วง 5- 10 ซึ่งบ่งชี้ว่าข้อมูลมีการกระจายตัวอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ และมีความน่าเชื่อถือ<sup>(57,58)</sup>

### 5. การอนุมานทางคลินิก (clinical implications)

กรณีที่ต้องการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษารากด้วยเดือยฟันและครอบฟัน ปริมาณเนื้อฟันรอบคลองรากฟันที่บางโดยเฉพาะบริเวณคอฟัน มีโอกาสเพิ่มอัตราการเกิดร้าวฟันแตกแนวตั้งได้ การบูรณะด้วยเดือยฟันร่วมกับวัสดุก่อแกนฟันช่วยลดโอกาสการแตกหักบริเวณคอฟันภายใต้แรงกระทำตามแนวแกนฟัน โดยเพิ่มความต้านทานต่อการเกิดความเค้นดึงรอบวงที่ผนังรากฟัน เมื่อพิจารณาถึงแรงสบฟัน ค่าแรงสบฟันปกติอยู่ในช่วง 148- 772 นิวตัน<sup>(59,60)</sup> จากการศึกษาพบว่าการใช้เดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใยหรือโลหะหริ่งที่สร้างขึ้นให้มีขนาดเท่ากับเดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใย เบอร์ 3 มีโอกาสเกิดการแตกหักของรากฟันในแนวตั้งไม่ต่างกันภายใต้ค่าแรงบดเคี้ยวต่ำกว่า 850 นิวตัน ฉะนั้นอาจอนุมานได้ว่าสามารถเลือกใช้เดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใยหรือโลหะหริ่งที่มีขนาดและรูปร่างเหมือนกับเดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใย เบอร์ 3 ได้ภายใต้แรงสบฟันปกติ แต่อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ศึกษาภายใต้แรงกระทำตามแนวแกนเท่านั้น อาจมีแรงกระทำนอกแนวแกนที่มีผลต่อการแตกหักของรากฟันได้ต้องทำการศึกษาต่อไป

### บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการศึกษา สรุปได้ว่า แบบจำลองแก้วเรซินสองชั้น สามารถจำลองให้เกิดรอยร้าวตามแนวยาวตามแนวแกนของชิ้นงานได้ การใส่เดือยฟันช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักในแนวตั้งของแบบจำลองแก้วและเรซินทรงกระบอก โดยเฉพาะรอยร้าวจากด้านที่มีผนังบางได้อย่างมีนัยสำคัญ ชนิดของเดือยฟันไม่มีผลต่อโอกาสการเกิดการแตกหักในช่วงค่าแรงต่ำกว่า 850 นิวตัน ขณะที่เดือยฟันชนิดโลหะหริ่งที่มีขนาดและรูปร่างเหมือนกับเดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใย เบอร์ 3 มีโอกาสเกิดการแตกหักสูงกว่าเดือยฟันชนิดคอมโพสิตเสริมเส้นใยภายใต้แรงมากกว่า 850 นิวตัน

## กิตติกรรมประกาศ

การศึกษาครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากทุนพัฒนานักวิจัยรุ่นใหม่ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ประจำปี 2556 ทุนวิจัยจากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ขอขอบคุณ ดร. ธนพัฒน์ ศาสตรระรุจิ ที่กรุณาให้ความรู้ คำแนะนำ และช่วยเหลือเกี่ยวกับการคำนวณทางสถิติ ขอขอบคุณบริษัท ยูนิตี้ เติ้นดัล จำกัด และบริษัท เอ็กซา ซีแลม จำกัด ที่ให้การอนุเคราะห์วัสดุเพื่อทำการศึกษา และขอขอบคุณศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ที่สนับสนุนเครื่องมือและอุปกรณ์ในงานวิจัยครั้งนี้

## เอกสารอ้างอิง

- Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J* 1999; 32(4): 283-286.
- Llena-Puy MC, Forner-Navarro L, Barbero-Navarro I. Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. *Oral Surg Oral Med O* 2001; 92(5): 553-555.
- Zadik Y, Sandler V, Bechor R, Salehrabi R. Analysis of factors related to extraction of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med O* 2008; 106(5): e31-e35.
- Tamse A. Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 1988; 4(5): 190-196.
- Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 1985; 1(3): 108-111.
- Göhring T, Peters O. Restoration of endodontically treated teeth without posts. *Am J Dent* 2003; 16(5): 313-317.
- Da Silva NR, Raposo LHA, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2010; 104(5): 306-317.
- Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23(13): 2667-2682.
- Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81(3): 262-269.
- 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): 709-715.
- Chuang S-F, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang C-H. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent* 2010; 104(6): 379-388.
- Jung S-H, Min K-S, Chang H-S, Park S-D, Kwon S-N, Bae J-M. Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. *J Prosthet Dent* 2007; 98(4): 270-276.
- 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): 90-95.
- Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997; 78(1): 5-9.
- Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. *J Prosthet Dent* 1995; 73(5): 439-444.
- Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000; 13(Spec No): 15B-8B.
- Ellner S, Bergendal T, Bergman B. Four post-and-core combinations as abutments for fixed single crowns: a prospective up to 10-year study. *Int J Prosthodont* 2002; 16(3): 249-254.

18. Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. *J Dent* 2007; 35(1): 50-58.
19. Schmitter M, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B. Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial. *Int J Prosthodont* 2007; 20(2): 173-178.
20. Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-e-Silva AL. Do Metal Post-retained Restorations Result in More Root Fractures than Fiber Post-retained Restorations? A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod* 2015; 41(3): 309-316.
21. Sterzenbach G, Franke A, Naumann M. Rigid versus flexible dentine-like endodontic posts—clinical testing of a biomechanical concept: Seven-year results of a randomized controlled clinical pilot trial on endodontically treated abutment teeth with severe hard tissue loss. *J Endodont* 2012; 38(12): 1557-1563.
22. Naumann M, Koelplin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-year Survival Evaluation for Glass-fiber-supported Postendodontic Restoration: A Prospective Observational Clinical Study. *J Endodont* 2012; 38(4): 432-435.
23. Morfís A. Vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 69(5): 631-635.
24. Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey of 36 cases. *J Endod* 1993; 19(2): 87-90.
25. Ayad MF, Rosenstiel SF, Woelfel JB. The effect of recementation on crown retention. *Int J Prosthodont* 1997; 11(2): 177-182.
26. Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endod* 2010; 36(9): 1439-1449.
27. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod* 2008; 34(8): 1006-1010.
28. Bolla M, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E. Root canal posts for the restoration of root filled teeth. *Cochrane Database Syst Rev* 2007; 24.
29. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6): 652-661.
30. Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont* 2005; 19(2): 185-192.
31. Lawn BR, Lee JJ-W, Constantino PJ, Lucas PW. Predicting failure in mammalian enamel. *J Mech Behav Biomed Mater* 2009; 2(1): 33-42.
32. Britglass.org [<https://www.britglass.org.uk/borosilicate-glass>]. South Yorkshire: Association of British Glass online resources. Inc. [cited 2017 Aug 25]. Available from: <http://www.britglass.org.uk>
33. Quinn GD. Fractography of ceramics and glasses: US Department of Commerce, Technology Administration, National Institute of Standards and Technology 2007.
34. Imbeni V, Nalla R, Bosi C, Kinney J, Ritchie R. In vitro fracture toughness of human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 2003; 66(1): 1-9.
35. Dlouhy I, Reinisch M, Boccaccini A, Knott J. Fracture characteristics of borosilicate glasses reinforced by metallic particles. *Fatig Fract Eng Mater Struct* 1997; 20(9): 1235-1253.
36. Lopes MB, Yan Z, Consani S, Gonini Júnior A, Aleixo A, McCabe JF. Evaluation of the coefficient of thermal expansion of human and bovine dentin by thermomechanical analysis. *Braz Dent J* 2012; 23(1): 3-7.

37. Inc. F-CG. Ceramic Properties Tables. 2016; Available from: HYPERLINK “[http://www.ferroc ceramic.com/corning\\_table.htm](http://www.ferroc ceramic.com/corning_table.htm)” [http://www.ferroc ceramic.com/corning\\_table.htm](http://www.ferroc ceramic.com/corning_table.htm)
38. Quinn GD. Fractography of ceramics and glasses. 2nd ed. Maryland: National Institute of Standards and Technology; 2016: 4-1.
39. Wessa P. Maximum-likelihood Weibull Distribution Fitting (v1.0.3) in Free Statistics Software (v1.1.23-r7). 2013; Available from: HYPERLINK “[http://www.wessa.net/rwasp\\_fitdistrweibull.wasp/](http://www.wessa.net/rwasp_fitdistrweibull.wasp/)” [http://www.wessa.net/rwasp\\_fitdistrweibull.wasp/](http://www.wessa.net/rwasp_fitdistrweibull.wasp/)
40. Von Fraunhofer JA. Research Writing in Dentistry: Wiley; 2009.
41. ASTM C1322-05b Standard Practice for Fractography and Characterization of Fracture Origins in Advanced Ceramics. 2010.
42. Sornsuwan T, Swain MV. The effect of margin thickness, degree of convergence and bonding interlayer on the marginal failure of glass-simulated all-ceramic crowns. *Acta Biomater* 2012; 8(12): 4426-4437.
43. Sornsuwan T. A comparative clinical root fracture with the relationship between the glass- resin bonded conditions and the vertical crack development in a conical bilayer structure. Higher graduate diploma (prosthodontics). Chiang Mai university; 2014.
44. Øilo M, Kvam K, Tibballs JE, Gjerdet NR. Clinically relevant fracture testing of all-ceramic crowns. *Dent Mater* 2013; 29(8): 815-823.
45. Zhang Z, Sornsuwan T, Rungsiyakull C, Li W, Li Q, Swain MV. Effects of design parameters on fracture resistance of glass simulated dental crowns. *Dent Mater* 2016; 373-384.
46. Budynas RG, Nisbett JK. *Shigley's Mechanical Engineering Design*: McGraw-Hill; 2008.
47. Santos A, Meira J, Tanaka C, Xavier T, Ballester R, Lima R, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res* 2010; 89(6): 587-591.
48. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4): 442-448.
49. Pereira JR, Valle ALd, Shiratori FK, Ghizoni JS, Melo MPd. Influence of intraradicular post and crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated teeth. *Braz Dent J* 2009; 20(4): 297-302.
50. Scherrer S, De Rijk W. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1992; 6(5): 462-467.
51. Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Investig* 2012; 16(4): 1105-1110.
52. Barcellos RR, Correia DPD, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CCR, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intraradicular post: the effects of post system and dentine thickness. *J Biomech* 2013; 46(15): 2572-2577.
53. Pereira JR, do Valle AL, Shiratori FK, Ghizoni JS, Bonfante EA. The effect of post material on the characteristic strength of fatigued endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2014; 112(5): 1225-1230.
54. Bacchi A, dos Santos MBF, Pimentel MJ, Caetano CR, Sinhoreti MAC, Consani RLX. Influence of post-thickness and material on the fracture strength of teeth with reduced coronal structure. *J Conserv Dent* 2013; 16(2): 139.



55. McLaren JD, McLaren CI, Yaman P, Bin-Shuwaish MS, Dennison JD, McDonald NJ. The effect of post type and length on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2009; 101(3): 174-182.
56. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 2006; 22(5): 477-485.
57. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater* 2010; 26(2): 135-147.
58. Trustrum K, Jayatilaka ADS. On estimating the Weibull modulus for a brittle material. *J Mater Sci* 1979; 14(5): 1080-1084.
59. Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups. *Int Arch Otorhinolaryngol* 2014; 18(3): 272-276.
60. Sathyanarayana HP, Premkumar S, Manjula W. Assessment of maximum voluntary bite force in adults with normal occlusion and different types of malocclusions. *J Contemp Dent Pract* 2012; 13(4): 534-538.