



ความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟ หลังผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ

อาภาภรณ์ ภาษาลุข^{1,*} ภาณุภูมิ บิดชัยภูมิ² จิรนนท์ ไชยราช² เบญจพร วิไลงาม² สุนัน พัวศิริ³

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ : การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบค่าความต้านทานแรงดัด (FS) ของวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟ เซ็นซัน เอ็น (CN) และแอคติวา (AB) กับยูนิเวอร์แซลเรซินคอมโพสิตฟิลเทคแซด 350 เอ็กซ์ที (FZ) เมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (TC) ที่ 0 10,000 และ 20,000 รอบ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ : เตรียมชิ้นตัวอย่างของวัสดุแต่ละชนิดขนาด $2(\pm 0.1) \times 2(\pm 0.1) \times 25(\pm 2)$ มิลลิเมตร ในแม่แบบอะคริลิก กลุ่มละ 30 ชิ้น นำไปแช่น้ำกลั่นอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง แบ่งชิ้นตัวอย่างของวัสดุแต่ละชนิดเป็น 3 กลุ่มย่อยตามรอบ TC ที่ 0 10,000 และ 20,000 รอบ (กลุ่มละ 10 ชิ้น) แช่ชิ้นตัวอย่างในเครื่องจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร้อนเย็นแบบเป็นจังหวะ อุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส ระยะเวลาแช่ค้าง 30 วินาที ตามที่กำหนดในแต่ละกลุ่ม นำชิ้นตัวอย่างทุกชิ้นมาทดสอบความต้านทานแรงดัดแบบ 3 จุด ด้วยความเร็วหัวกด 1 มิลลิเมตร/นาที วิเคราะห์ค่าเฉลี่ย FS ด้วยสถิติความแปรปรวนสองทาง และเปรียบเทียบระหว่างคู่โดยบอแนฟเฟอโรนีที่ความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผล : ผลการศึกษพบว่า ชนิดของวัสดุและจำนวนรอบของ TC มีผลต่อค่า FS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.037$) โดยเมื่อไม่ผ่าน TC พบว่า CN AB และ FZ มีค่าเฉลี่ย FS ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) เมื่อผ่าน TC 20,000 รอบ CN มีค่าเฉลี่ย FS สูงกว่า AB และ FZ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ค่าเฉลี่ย FS ของ AB และ FZ ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกรอบของ TC ($p>0.05$) และพบว่าค่าเฉลี่ย FS ของวัสดุบูรณะทั้ง 3 ชนิดที่ไม่ผ่าน TC มีค่าสูงกว่าวัสดุบูรณะที่ผ่าน TC ที่ 10,000 และ 20,000 รอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ในขณะที่ 10,000 และ 20,000 รอบมีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$)

บทสรุป : จากการศึกษาพบว่า เมื่อนำวัสดุทั้ง 3 ชนิดผ่าน TC 10,000 และ 20,000 รอบ มีค่าเฉลี่ย FS ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และวัสดุไบโอแอคทีฟอัลคาไลน์มีค่าเฉลี่ย FS สูงกว่าไบโอแอคทีฟเรซินและยูนิเวอร์แซลเรซินคอมโพสิตอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อผ่าน TC ที่ 20,000 รอบ

คำไชรหัส: วัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟ/ ความต้านทานแรงดัด/ การจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ/ ยูนิเวอร์แซลเรซินคอมโพสิต

Received: Jul 21, 2024

Revised: Jan 14, 2025

Accepted: Feb 01, 2025

บทนำ

ในการบูรณะฟันหลังที่ผ่านมาได้พัฒนาวัสดุและวิธีการในบูรณะโดยมีการพัฒนาจากการใช้ amalgam มาเป็นการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิต (Resin composite) มากขึ้น เนื่องจากสามารถเตรียมโพรงฟันโดยการอนุรักษ์ (Minimal invasive) ได้ดีกว่า อย่างไรก็ตามการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิต

อาจพบปัญหาการแตกหัก (Fractured filling) และการสึก (Wear) ของวัสดุเมื่อใช้งานในช่องปาก ซึ่งการแตกหักจัดเป็นสาเหตุการล้มเหลวที่พบได้บ่อยของการบูรณะฟันหลังด้วยเรซินคอมโพสิต นอกจากนี้เรซินคอมโพสิตไม่สามารถปลดปล่อยแร่ธาตุที่ช่วยป้องกันการผุซ้ำ (Secondary caries) ได้^{1,2} จึงได้

¹ สาขาวิชาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

² นักศึกษาทันตแพทย์ชั้นปีที่ 6 คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

³ แขนงวิชาทันตสาธารณสุข สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

* ผู้ประพันธ์บทความ

มีการพัฒนานำวัสดุที่สามารถป้องกันการเกิดการสูญเสียแร่ธาตุ (Demineralization) และกระตุ้นการคืนกลับแร่ธาตุ (Remineralization) โดยการปลดปล่อยฟลูออไรด์ (Fluoride) แคลเซียม (Calcium) หรือฟอสเฟต (Phosphate) เพื่อหวังประโยชน์ในด้านลดการผุพัง ลดการแทรกซึมของแบคทีเรียระดับจุลภาค (Bacterial microfiltration)³⁻⁵ การซ่อมแซมเนื้อฟัน ช่วยเพิ่มความยืนยาวของวัสดุบูรณะได้ มีการพัฒนานำวัสดุไบโอแอคทีฟมาใช้ในการบูรณะฟัน โดยวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟ จัดเป็นวัสดุที่มีฤทธิ์ทางชีวภาพ (Bioactivity) และความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) สามารถป้องกันการสูญเสียแร่ธาตุ ส่งเสริมให้เกิดการคืนกลับแร่ธาตุ วัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟที่มีการนำมาใช้ในปัจจุบันเช่น เซ็นชัน เอ็น (Cention N, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) และแอคติวา (Activa, Pulpdent, USA) โดยเซ็นชัน เอ็น เป็นวัสดุบูรณะอัลคาไซด์ (Alkaside) ที่ทางบริษัทผู้ผลิตได้กล่าวว่าเป็นการรวมคุณสมบัติที่ดีของวัสดุอมัลกัม และกลาสไอโอโนเมอร์ (Glass ionomer) เข้าด้วยกัน เพื่อสามารถใช้บูรณะฟันหลังทดแทนอมัลกัม^{6,7} มีความแข็งแรงและความสวยงาม เนื่องจากเป็นวัสดุบูรณะสีเหมือนฟัน วัสดุชนิดนี้สามารถบ่มตัวได้ 2 รูปแบบ (Dual-cured) คือ การบ่มด้วยตัวเอง (Self-cured) และการบ่มด้วยการฉายแสง (Light-cured) ส่วนผงประกอบด้วยวัสดุอัดแทรกแก้ว (Glass filler) ชนิดต่าง ๆ ได้แก่ สารอัดแทรกอัลคาไลน์ (Alkaline filler) คือ แคลเซียมฟลูออโรซิลิเกต (Calcium fluorosilicate) ทำหน้าที่ปลดปล่อย ไฮดรอกไซด์ (Hydroxide) แคลเซียมและฟลูออไรด์ไอออน แบเรียมอลูมิเนียมซิลิเกต (Barium - Aluminium silicate) เป็นส่วนประกอบที่ให้ความแข็งแรง และแคลเซียมแบเรียมอลูมิเนียมฟลูออโรซิลิเกต (Calcium - Barium - Aluminium fluorosilicate) ให้ความแข็งแรงและปลดปล่อยฟลูออไรด์ อิทเทอร์เบียมไตรฟลูออไรด์ (Ytterbium trifluoride) ช่วยให้มีภาพทึบรังสี (Radiopaque) และประกอบด้วยตัวกระตุ้น (Initiator) ได้แก่ เกลือคอปเปอร์ (Copper salt) และไทโอคาร์บาไมด์ (Thiocarbamide) เป็นตัวกระตุ้นการบ่มด้วยตัวเอง (Self-cure Initiator) ไอวอเซอร์ริน (Ivocerin) และ เอซิลฟอสฟีน ออกไซด์ (Acyl phosphine oxide) เป็นตัวกระตุ้นการบ่มด้วยแสง (Photo initiator) มีการเติมรงควัตถุ (Pigment) สารอัดแทรกไอโซ (Isosfiller) ซึ่งเป็นการพัฒนาส่วนประกอบสารอัดแทรกในเรซินคอมโพสิต บัลค์ฟิลล์ เตตริก เอ็น ซีแรม (Tetric N Ceram bulk fill technology) ประกอบด้วยโพลิเมอร์ ผสม (Copolymer) ของ

ไดเมทาโครเลทที่บ่มตัวแล้ว (Cured dimethacrylates) สารอัดแทรกแก้ว และอิตเทอร์เบียมฟลูออไรด์ (Ytterbium fluoride) ซึ่งสารอัดแทรกไอโซเป็นสารอัดแทรกที่มีค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) ที่ต่ำ (10 GPa) สามารถทำหน้าที่เป็นตัวดูดซับแรงเค้นที่เกิดขึ้นจากการหดตัวขณะเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน (Shrinkage stress reliever) ช่วยลดการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน (Polymerization) และลดการรั่วซึมระดับจุลภาค (Microleakage) ได้ ส่วนเหลวมีส่วนประกอบหลักคือ ยูรีเทนไดเมทาคริเลต (Urethane dimethacrylate) และไม่มีส่วนของบิสฟีนอลเอ (Bisphenol A) ซึ่งการนำยูรีเทนไดเมทาคริเลตมาแทนที่บิสจีเอ็มเอ (Bis-GMA) เมื่อเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน จะก่อตัวเป็นพอลิเมอร์แบบร่างแห (Cross-linked polymer) ทำให้มีคุณสมบัติทางกลดีขึ้น ช่วยเพิ่มความแข็งแรงยืนยาวของวัสดุ^{8,9} วัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟอีกชนิด คือ แอคติวา หรือไบโอแอคทีฟเรซิน (Bioactive resin) ซึ่งเป็นวัสดุบูรณะที่ผสมผสานข้อดีของเรซินคอมโพสิต คือ ความแข็งแรง ความสวยงาม และคุณสมบัติทางกายภาพ (Physical properties) รวมกับข้อดีของวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ คือคุณสมบัติทางชีวภาพ ทำให้แอคติวามีความสามารถในการปลดปล่อยแคลเซียม ฟอสเฟตและฟลูออไรด์¹⁰ โดยส่วนเหลวประกอบด้วยกรดโพลีอะคริลิกที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง (High molecular weight polyacrylic acid) ยูรีเทนไดเมทาคริเลต โมโนเมอร์ (Urethane dimethacrylate monomers) ซึ่งคล้ายกับส่วนประกอบของเรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ (Resin-modified glassionomer) ไดเมทาคริเลต ฟอสเฟต (Dimethacrylate phosphate) ตัวกระตุ้นการบ่มด้วยแสง คือ แคมโฟควิโนน (Camphorquinone) และตัวกระตุ้นการบ่มด้วยเคมี (Chemical initiators) และมีน้ำเป็นส่วนประกอบเล็กน้อย ในส่วนเรซินเมทริกซ์จะมีส่วนผสมของสารอัดแทรกซิลานาईซ์-ฟลูออโรอลูมิโน-ซิลิเกต (Silanized-fluoro-alumino-silicate; FAS fillers) และสารอัดแทรกนอน-รีแอคทีฟซิลานาईซ์ (Non-reactive silanized fillers) โดยไม่มีส่วนประกอบของบิสฟีนอล เอ หรืออนุพันธ์ของบิสฟีนอลเอแอคติวาเกิดปฏิกิริยากรด-ด่าง (Acid-base reaction) และสามารถเกิดปฏิกิริยาภายใต้ค่าความเป็นกรดต่างที่เปลี่ยนแปลงภายในช่องปาก โดยมีการปลดปล่อย (Release) และปลดปล่อยซ้ำ (Recharge) แคลเซียม ฟอสเฟต และฟลูออไรด์ไอออน กระตุ้นการเกิดผลึกของแร่ธาตุและอะพาไทต์ที่รอยต่อของวัสดุและฟัน เกิดการคืนกลับแร่ธาตุที่ผิวฟันทำให้เกิดการลดช่องว่างระหว่างวัสดุ

และฟันได้ เรซินไอออนิกประกอบด้วยกลุ่มกรดฟอสเฟต (Phosphate acid group) ซึ่งเมื่อสัมผัสน้ำลายจะสามารถปลดปล่อยไฮโดรเจนไอออน (Hydrogen ions) โดยผ่านกระบวนการไอออไนเซชัน (Ionization) และทำปฏิกิริยากับแคลเซียมในโครงสร้างฟัน ปฏิกิริยาไอออนิก (Ionic Interaction) นี้ช่วยให้เรซินยึดติดกับแร่ธาตุในฟันได้อย่างแน่นหนา ก่อให้เกิดโครงสร้างเรซิน-ไฮดรอกซีอะพาไทต์คอมเพล็กซ์ (Resin-hydroxyapatite complex) ที่แข็งแรงและเกิดความแนบสนิทที่ดีเพื่อลดการรั่วซึมระดับจุลภาค (Microleakage)¹⁰

ในการเลือกวัสดุบูรณะฟัน คุณสมบัติทางกลและทางกายภาพของวัสดุอุด มีบทบาทสำคัญในการรับแรงบดเคี้ยว โดยเฉพาะในฟันหลัง ซึ่งเป็นบริเวณที่ต้องรับแรงมาก ความต้านทานแรงดัด (Flexural strength) เป็นหนึ่งในคุณสมบัติทางกลที่มีความสัมพันธ์กับความสำเร็จของการบูรณะทางคลินิกของวัสดุ จากการทบทวนวรรณกรรมของ Ferracane¹ กล่าวว่าสาเหตุหลักของความล้มเหลวในการบูรณะวัสดุบูรณะได้แก่การสึก การผุซ้ำภายหลังการอุด และการแตกหัก จากหลายการศึกษาพบว่า ความต้านทานแรงดัดมีความสัมพันธ์กับการสึกทางคลินิกอย่างมีนัยสำคัญ^{1,12-14} โดยวัสดุบูรณะที่มีค่าความต้านทานแรงดัดสูงจะส่งผลต่อความต้านทานการสึก (Wear resistance) ที่สูงด้วย ดังนั้นในปัจจุบันจึงมีความพยายามในการพัฒนาคุณสมบัติดังกล่าวด้วยวิธีการต่าง ๆ เช่น การปรับเปลี่ยนชนิดของโมโนเมอร์ การเพิ่มจำนวนสารอัดแทรก และการลดขนาดสารอัดแทรก^{13,15} จากการศึกษาของ Chole และคณะ¹⁶ พบว่าการลดขนาดสารอัดแทรกอนินทรีย์ (Inorganic filler) และเพิ่มปริมาณสารอัดแทรกของเรซินคอมโพสิตสามารถเพิ่มค่าความต้านทานแรงดัดได้จากการศึกษาของ Yesil และคณะ¹⁷ กล่าวว่าสารอัดแทรกที่มีขนาดเล็กสามารถลดระยะห่างระหว่างอนุภาคส่งผลให้มีความต้านทานการสึกที่ดีขึ้น จึงนิยมใช้ความต้านทานแรงดัดเป็นหนึ่งในคุณสมบัติที่สามารถชี้วัดความแข็งแรงทนทานของวัสดุภายใต้สภาพการบดเคี้ยวได้¹⁸ โดยความต้านทานแรงดัดสามารถทดสอบได้ตามมาตรฐานสากล ISO 4049 ด้วยวิธีการทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด (3-point bending test)^{19,20} ซึ่งจาก ISO 4049 ได้ระบุว่าความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะที่ใช้ในฟันหลัง เมื่อทดสอบด้วยวิธีทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด ภายหลังเก็บชิ้นตัวอย่างในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ควรมีค่าไม่ต่ำกว่า 80 เมกะปาสคาล (Megapascal; MPa)²⁰ อย่างไรก็ตามความสำเร็จของการบูรณะฟันยังขึ้นอยู่กับความทนทาน

(Durability) ของวัสดุในสภาพแวดล้อมภายในช่องปากในระยะยาวด้วย²¹

การใช้งานวัสดุบูรณะในช่องปากจะมีการใช้งานในระยะยาว การศึกษาการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Thermal cycling) เป็นหนึ่งในวิธีจำลองสภาพเสื่อม (Artificial aging) เพื่อประเมินความยืนยาว (Longevity) ของวัสดุที่นิยมใช้ในห้องปฏิบัติการ^{22,23} โดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิเป็นวิธีการจำลองสภาพแวดล้อมในช่องปาก ขณะที่สัมผัสเครื่องดื่มหรืออาหาร เปรียบเสมือนวัสดุบูรณะผ่านการใช้งานเป็นเวลานานในระยะเวลาทดลองที่สั้นลง โดยพบว่าการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ 5 องศาเซลเซียส สลับกับอุณหภูมิ 55 องศาเซลเซียส เป็นเวลาอย่างน้อย 20 วินาที ร่วมกับมีระยะพักเปลี่ยนอุณหภูมิ 5 วินาที จำนวน 10,000 รอบ สามารถจำลองสภาวะการใช้งานในช่องปากได้เทียบเท่ากับการใช้งานเป็นเวลา 1 ปี²³ หลากหลายงานวิจัยพบว่าการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิส่งผลต่อความแข็งแรง การยึดติด และความต้านทานแรงดัดที่ลดลงในวัสดุเรซินคอมโพสิต²⁵⁻²⁷ ซึ่งงานวิจัยที่ศึกษาผลการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในปัจจุบัน ส่วนใหญ่ได้ทำการศึกษาที่จำนวน 5,000-10,000 รอบ^{22,24} อย่างไรก็ตามการศึกษาเกี่ยวกับความต้านทานแรงดัดในวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟหลังผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมียังมีจำกัด โดยเฉพาะการผ่านการจำลองการใช้งานเป็นระยะเวลานาน การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความต้านทานแรงดัดในวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟ ได้แก่ เซ็นซัน เอ็น และแอคติวา เปรียบเทียบกับยูนิเวอร์แซลเรซินคอมโพสิตชนิดฟิลเทคแซต 350 เอ็กซ์ที (Filtek Z350XT universal resin composite) ที่มีการใช้อย่างแพร่หลายในปัจจุบัน เมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่จำนวน 0 10,000 และ 20,000 รอบ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการศึกษาในห้องปฏิบัติการ เพื่อเปรียบเทียบค่าความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟ 2 ชนิด ได้แก่ เซ็นซัน เอ็น แอคติวา และยูนิเวอร์แซลเรซินคอมโพสิตฟิลเทคแซต 350 เอ็กซ์ที (ตารางที่ 1) โดยเตรียมชิ้นตัวอย่างขนาด $2(\pm 0.1) \times 2(\pm 0.1) \times 25(\pm 2)$ มิลลิเมตร ตามที่กำหนดโดย ISO 4049²⁰ จากวัสดุบูรณะทั้ง 3 ชนิด ชนิดละ 30 ชิ้น แช่ชิ้นตัวอย่างในน้ำกลั่นอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากนั้น แบ่งกลุ่มชิ้นตัวอย่างของวัสดุ

แต่ละชนิดออกเป็น 3 กลุ่มย่อย กลุ่มละ 10 ชิ้น โดยการสุ่มอย่างง่าย แล้วนำไปเก็บรักษา โดยผ่านการจำลองการใช้งาน โดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่จำนวน 0, 10,000 และ 20,000 รอบ ตามที่กำหนดในแต่ละกลุ่ม จากนั้นนำขึ้นตัวอย่าง

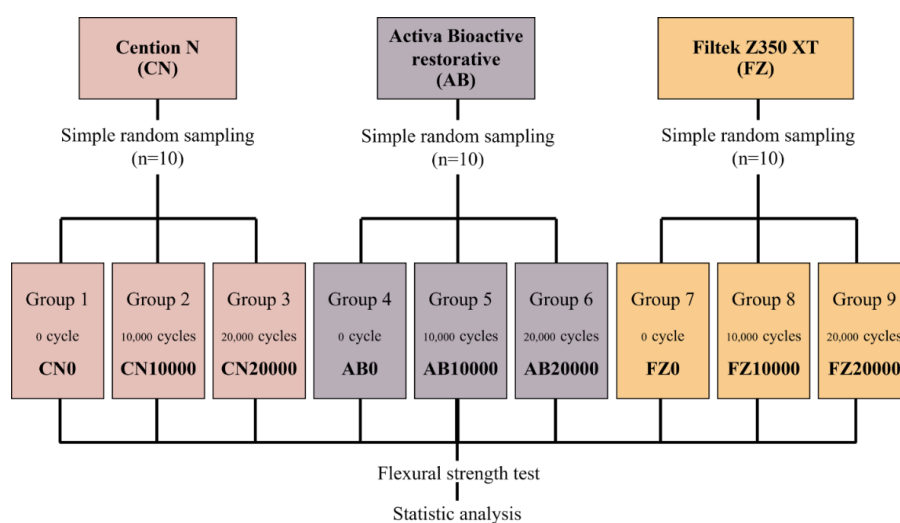
ไปวัดค่าแรงดัดสูงสุดที่ทำให้วัสดุเกิดการแตกหักเพื่อนำมาคำนวณค่าความต้านทานแรงดัด (รูปที่ 1) โดยมีรายละเอียดและวิธีการในแต่ละขั้นตอนดังนี้

ตารางที่ 1 ส่วนประกอบของวัสดุที่ใช้ในการศึกษานี้

Table 1 Composition of materials used in this study

Materials	Composition	Manu facture	Batch Number	Shade	Code
Activa-Bioactive Restorative	Powder: Reactive glass (21.8 wt%), silanated bioactive (fluoroalumino silicate) glass and calcium-sodium fluoride, silanated silica filler (56 wt%) Liquid: Diurethane modified by the insertion of hydrogenated polybutadiene, other methacrylate monomers, modified polyacrylic acid, and water	Pulpdent USA	210618	A2	AB
Cention N	Powder: calcium fluoro-silicate glass, barium glass, calcium-barium-aluminium fluoro-silicate glass, isofillers, ytterbium trifluoride, initiators, and pigment (78.4 wt%/57.6 vol%) Liquid: UDMA, DCP, Aromatic aliphatic UDMA, PEG-400 DMA, Ivocerin, and hydroxy peroxide	Ivoclar Vivadent Liechten stein	Z02NCO Z00FWZ	A2	CN
Filtek Z350XT	Fillers: Zirconia filler and aggregated zirconia/silica cluster filler (78.5 wt%/63.3 vol%) Resin Matrix: UDMA, Bis-GMA, PEGDMA, Bis-EMA, TEGDMA	3M ESPE USA	NE51656	A2	FZ

Abbreviations: UDMA; Urethane dimethacrylate, DCP; Tricyclodecandimethanol dimethacrylate, Aromatic aliphatic UDMA; Tetramethylxylendiurethane dimethacrylate, PEG-400 DMA; Polyethylene glycol 400 dimethacrylate, Bis-GMA; Bisphenol-A glycidyl methacrylate, PEGDMA; polyethylene glycol, PEGDMA; polyethylene glycon dimethacrylate, Bis-EMA; ethoxylated bisphenol-A-glycidyl methacrylate dimethacrylate, TEGDMA; triethylene glycol dimethacrylate



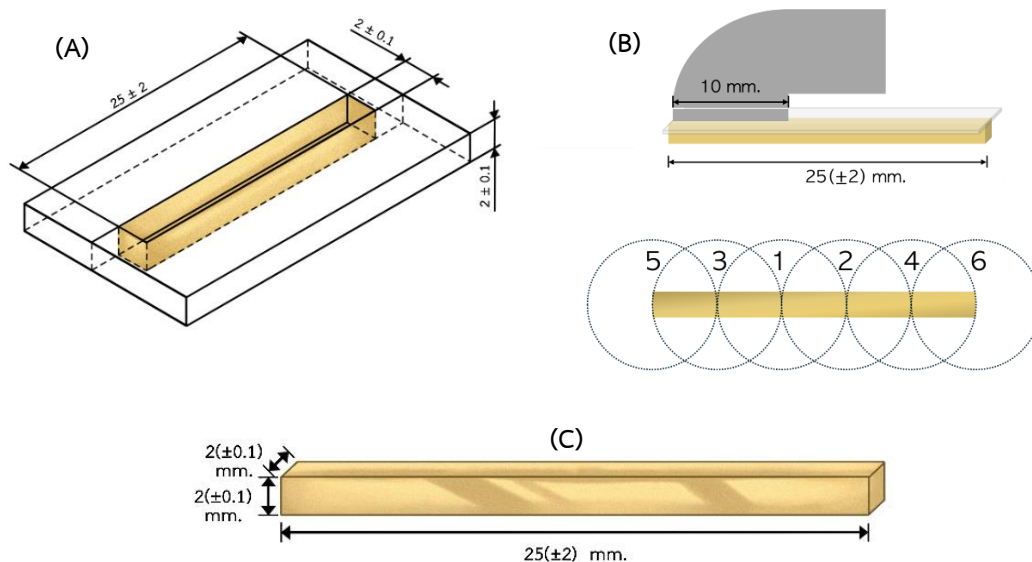
รูปที่ 1 แผนผังการทดลองและการแบ่งกลุ่มการทดลองตามชนิดของวัสดุและการจำลองใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในการศึกษานี้

Figure 1 The experimental design and grouping of trials categorized by material type and simulated application through thermal cycling in this study.

การเตรียมชิ้นตัวอย่าง เตรียมชิ้นตัวอย่างตามคำแนะนำขั้นตอนและวิธีการใช้งานของวัสดุแต่ละชนิดที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด โดยนำวัสดุแต่ละชนิดมาอัดลงในแม่แบบอะคริลิกใสที่มีช่องว่างขนาด $2 \times 2 \times 25$ ลูกบาศก์มิลลิเมตร (รูปที่ 2A) ปิดทับผิวด้านบนด้วยแผ่นพลาสติกใส และกดให้แน่นด้วยแผ่นแก้วใส (Glass slide) ฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสงชนิดแอลอีดี (Bluephase N MC, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ที่มีความเข้มแสง (Light intensity) 800 มิลลิวัตต์/ตารางเซนติเมตร (mW/cm^2) ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง (Diameter) ปลายท่อนำแสง 10 มิลลิเมตร โดยวางผิวหน้าตัดของเครื่องฉายแสงบนผิวแผ่นแก้วใส และตั้งฉากกับชิ้นตัวอย่าง ทำการฉายแสงครั้งละ 20 วินาที แบบซ้อนทับกัน (Overlapping light-curing method) (รูปที่ 2B) เมื่อวัสดุบ่มตัวสมบูรณ์ นำชิ้นตัวอย่างออกจากแม่แบบ กำจัดวัสดุส่วนเกินออกด้วยใบมีดเบอร์ 11 (Blade No.11) วัดขนาดด้วยเครื่องวัดขนาดดิจิตอลเวอร์เนีย (Digital vernier, Hachi, China) เพื่อคัดชิ้นตัวอย่างมีขนาด $2(\pm 0.1) \times 2(\pm 0.1) \times 25(\pm 2)$ มิลลิเมตร (รูปที่ 2C)

และตรวจสอบชิ้นตัวอย่างภายใต้กล้องจุลทรรศน์ สเตอริโอ (Stereomicroscope, Nikon Measurescope 20, Nikon, Japan) กำลังขยาย 100 เท่า เพื่อคัดเข้าชิ้นตัวอย่างที่ไม่มีรอยแตกหรือรูพรุนในเนื้อวัสดุ

การเก็บชิ้นตัวอย่าง นำชิ้นตัวอย่างที่ผ่านเกณฑ์การคัดเข้าไปแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในตู้ทดลองภายใต้สภาวะควบคุมอุณหภูมิและความชื้น (Climatic test cabinet, NUVE TK 120, NUVE, Turkey) เป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากนั้นนำมาแบ่งกลุ่มย่อยโดยการสุ่มอย่างง่าย ตามจำนวนรอบของการแช่ในเครื่องจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ 0, 10,000 และ 20,000 รอบ แช่ชิ้นตัวอย่างในเครื่องจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร้อนเย็นแบบเป็นจังหวะระหว่างอุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส (Thermocycling machine, TC301, Thailand) โดยมีระยะเวลาแช่ค้าง (Dwell time) 30 วินาที และมีระยะเวลาการเปลี่ยนผ่าน (Transfer time) อุณหภูมิภายใน 10 วินาที ตามจำนวนรอบที่กำหนดในแต่ละกลุ่ม



รูปที่ 2 การเตรียมชิ้นตัวอย่าง²⁰ (A) การเตรียมชิ้นตัวอย่างในแม่แบบอะคริลิก (ขนาดเป็นมิลลิเมตร) (B) การวางเครื่องฉายแสงและการฉายแสงชิ้นตัวอย่างแบบซ้อนทับกัน (C) ขนาดของชิ้นตัวอย่างที่เตรียมเสร็จ

Figure 2 Preparation of Sample Pieces²⁰ (A) Preparation of sample in acrylic molds (dimensions in millimeters) (B) Placement of the light-curing unit and overlapping light-curing on the sample (C) Dimensions of the prepared sample

การทดสอบความต้านทานแรงดัด ภายหลังจากครบเวลาในการเก็บรักษาชิ้นตัวอย่างในแต่ละกลุ่ม นำชิ้นตัวอย่างไปทดสอบค่าความต้านทานแรงดัด ด้วยวิธีการทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด²⁰ (รูปที่ 3) โดยใช้เครื่องทดสอบสากล (Universal testing machine, Llyod LR30K, Ametex, UK) กำหนดระยะห่างระหว่างจุดกดเครื่องมือ 2 จุดเท่ากับ 20 (±0.01) มิลลิเมตร และหัวกดความเร็ว (Cross head speed) 1 มิลลิเมตร/นาที อัตราการให้แรง (Rate of loading) 50 นิวตัน/นาที (N/min) จนกระทั่งชิ้นตัวอย่างเกิดการแตกหัก บันทึกค่าแรงดัดสูงสุดที่ทำให้ชิ้นตัวอย่างเกิดการแตกหัก เพื่อนำไปคำนวณค่าความต้านทานแรงดัด (σ) ตามสมการ

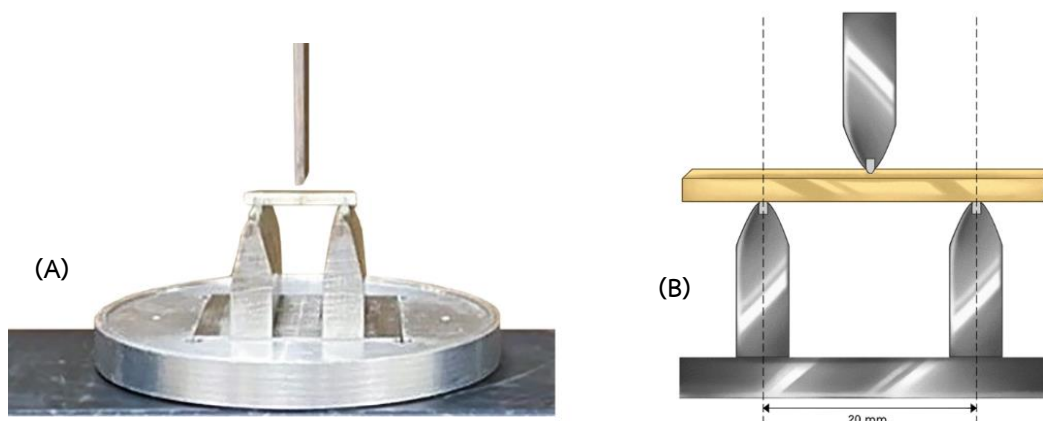
$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

F = Maximum load (Newton)

L = Distance between the supports (millimeter)

B = Width of the specimen (millimeter)

H = Height of the specimen (millimeter)



รูปที่ 3 การทดสอบความต้านทานแรงดัดแบบ 3 จุด (A) ในชิ้นตัวอย่างจริง และ (B) ภาพจำลองการทดสอบ

Figure 3 Three-point flexural strength testing (A) Conducted on physical specimens and (B) Simulated test representation.

ผล

จากการวัดค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัด (Mean (SD)) ของวัสดุบูรณะแต่ละชนิด เมื่อผ่านการจำลองการใช้งาน โดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่จำนวน 0 10,000 และ 20,000 รอบ พบว่า CN มีค่าเท่ากับ 108.25 (16.77), 88.37 (13.64) และ 89.92 (12.34) ตามลำดับ AB มีค่าเท่ากับ 102.34 (17.29), 71.93 (10.85) และ 60.68 (7.73) ตามลำดับ FZ มีค่าเท่ากับ 97.44 (18.22), 56.66 (19.63) และ 51.05 (15.65) ตามลำดับ (ตารางที่ 2)

จากการใช้สถิติการทดสอบความแปรปรวนสองทาง พบอิทธิพลร่วมระหว่างชนิดของวัสดุบูรณะและจำนวนรอบของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่อค่าความต้านทานแรงดัด ($p=0.037$) (ตารางที่ 3) โดยพบว่าเมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ AB และ FZ มีการลดลงของค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดในทิศทางเดียวกัน ในขณะที่ CN มีการลดลงเมื่อผ่านการจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ 10,000 รอบ แต่ไม่มีการลดลงของค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัด เมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ ที่ 20,000 รอบ (รูปที่ 4)

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และช่วงความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ของค่าความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะแต่ละชนิดที่จำนวน 0 10000 และ 20000 รอบ

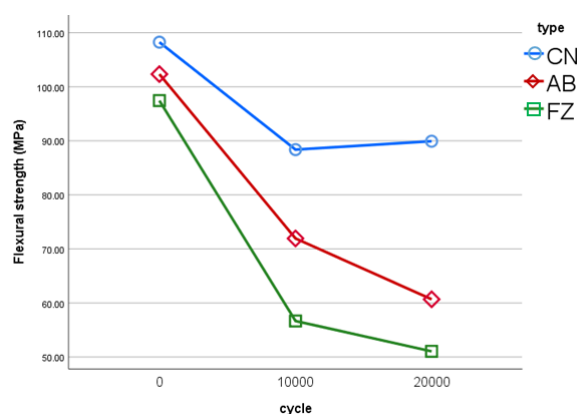
Table 2 Mean, standard deviation (SD), and 95% confidence interval of flexural strength of restorative materials at 0, 10000, and 20000 cycles

Group	Mean of FS (MPa)	SD	95% Confidence Interval	
			Lower border (MPa)	Upper border (MPa)
CN0	108.25	16.77	96.26	120.24
CN10000	88.37	13.64	78.61	98.12
CN20000	89.92	12.34	81.09	98.75
AB0	102.34	17.29	89.97	114.71
AB10000	71.93	10.85	64.17	79.69
AB20000	60.68	7.73	54.73	66.63
FZ0	97.44	18.22	84.40	110.47
FZ10000	56.66	19.63	42.62	70.71
FZ20000	51.05	15.65	39.85	62.25

ตารางที่ 3 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะแต่ละชนิด การจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่รอบต่าง ๆ และอิทธิพลร่วมระหว่างชนิดของวัสดุบูรณะกับจำนวนรอบของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิโดยการทดสอบความแปรปรวนสองทาง ($p=0.05$)

Table 3 A comparative analysis of the mean flexural strength of various types of restorative materials (Type), the effects of simulated thermal cycling at different cycle intervals (Cycles), and the interactive influence of material type and the number of thermal cycles on flexural strength. Through a two-way analysis of variance ($p=0.05$).

Source	F	p-value
cycle	47.32	<0.001
type	24.47	<0.001
cycle * type	2.70	0.037



รูปที่ 4 ผลของชนิดของวัสดุบูรณะและจำนวนรอบของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่อค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดของวัสดุทั้ง 3 ชนิด

Figure 4 Effect of the type of restorative material and the number of thermal cycling simulations on the mean flexural strength of three types of materials.

เมื่อเปรียบเทียบผลของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่อค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะแต่ละชนิดด้วยสถิติการทดสอบความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) พบว่า มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดอย่างน้อย 1 คู่ที่แตกต่างกัน ($p < 0.05$) (ตารางที่ 4) และเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างคู่ด้วยสถิติทดสอบบอนเฟอโรนี (รูปที่ 5) พบว่า

- CN0 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดสูงกว่า CN10000 และ CN20000 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.014$ และ $p = 0.025$ ตามลำดับ) ขณะที่ CN10000 และ CN20000 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 1.000$)

- AB0 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดสูงกว่า AB10000 และ AB20000 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ขณะที่ AB10000 และ AB20000 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.198$)

- FZ0 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดสูงกว่า FZ10000 และ FZ20000 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.001$ และ $p < 0.001$ ตามลำดับ) ขณะที่ FZ10000 และ FZ20000 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 1.000$)

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดระหว่างวัสดุบูรณะทั้ง 3 ชนิดเมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในจำนวนรอบที่เท่ากันด้วยสถิติการทดสอบความแปรปรวนทางเดียวพบว่าในแต่ละรอบของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ วัสดุบูรณะทั้ง 3 ชนิดมีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดอย่างน้อย 1 คู่ที่แตกต่างกัน ($p < 0.05$) (ตารางที่ 4) และเมื่อเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างคู่ด้วยสถิติทดสอบของบอนเฟอโรนีพบว่า (รูปที่ 6)

- CN0 AB0 และ FZ0 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)

- CN10000 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดสูงกว่า FZ10000 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) CN10000 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกับ AB10000 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.067$) และ AB10000 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกับ FZ10000 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.098$)

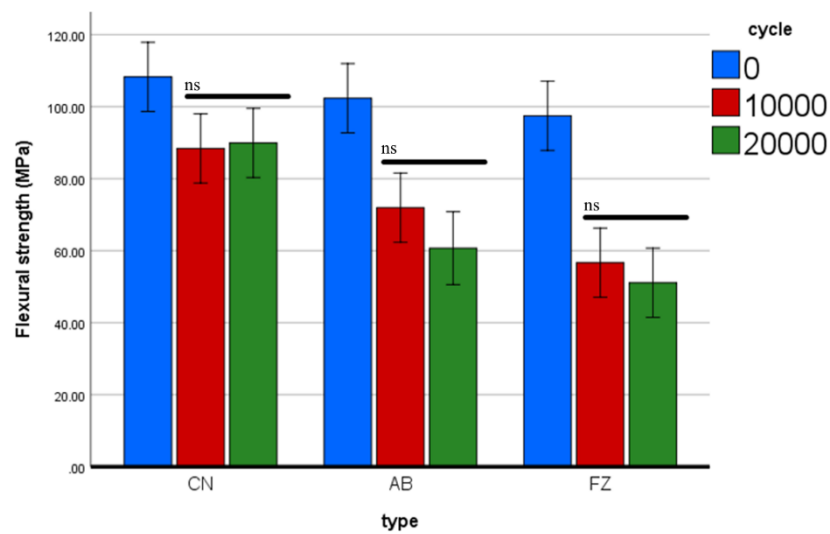
- CN20000 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดสูงกว่า AB20000 และ FZ20000 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ในขณะที่ AB20000 และ FZ20000 มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.316$)

ตารางที่ 4 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยค่าความต้านทานแรงดัด ในแต่ละปัจจัยคือชนิดวัสดุบูรณะและจำนวนรอบการผ่านจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ โดยใช้สถิติการทดสอบความแปรปรวนทางเดียว และการทดสอบระหว่างคู่โดยการทดสอบบอนเฟอโรนี ($p = 0.05$)

Table 4 The mean flexural strength (MPa) was analyzed to assess the influence of two factors: the type of restorative material and the number of thermal cycling simulations. Statistical evaluation was performed using a one-way analysis of variance (ANOVA), followed by post hoc pairwise comparisons using the Bonferroni test ($p = 0.05$).

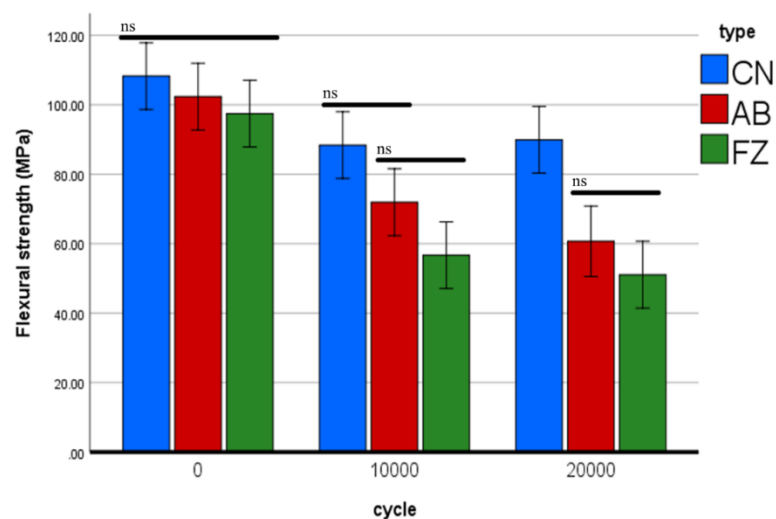
Factors		Materials			p-value
		CN	AB	FZ	
Cycle	0	108.25 ^{A,a}	102.34 ^{A,a}	97.44 ^{A,a}	0.394
	10000	88.37 ^{B,a}	71.93 ^{B,ab}	56.66 ^{B,b}	<0.001
	20000	89.92 ^{B,a}	60.68 ^{B,b}	51.05 ^{B,b}	<0.001
p-value		<0.001	0.007	<0.001	

Means that the same uppercase letter within a column or the same lowercase letter within a row are not statistically significantly different, as determined by the Bonferroni test ($p = 0.05$).



Straight lines indicate no significant difference. *ns = non significant

รูปที่ 5 ผลของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่อค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดของวัสดุแต่ละชนิด
Figure 5 Effect of thermal cycling on means flexural strength of each restorative material.



Straight lines indicate no significant difference. *ns = non significant

รูปที่ 6 เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดของวัสดุทั้ง 3 ชนิด เมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ 0 10,000 และ 20,000 รอบ
Figure 6 Comparative analysis of the mean flexural strength of three materials subjected to thermal cycling simulations at 0, 10,000, and 20,000 cycles

บทวิจารณ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบค่าความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟ CN และ AB กับยูนิเวอร์แซลเรซินคอมโพสิตชนิด FZ เมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่จำนวน 0 10,000 และ 20,000 รอบ ซึ่งในปัจจุบันวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟได้ถูกนำมาใช้ในงานทันตกรรมบูรณะอย่างแพร่หลายมากขึ้น เพื่อหวังประโยชน์ในด้านความสามารถในการส่งเสริมการคืนกลับของแร่ธาตุ ลดการแทรกซึมของแบคทีเรียระดับจุลภาคช่วยป้องกันฟันผุ⁴ วัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟที่เลือกใช้ในการศึกษานี้ได้แก่ CN ซึ่งเป็นวัสดุบูรณะอัลคาไลน์ที่มีสารอัดแทรกอัลคาไลน์เป็นส่วนประกอบ โดยมีความสามารถในการปล่อยฟลูออไรด์ แคลเซียม และไฮดรอกไซด์ไอออนได้ แม้อยู่ในสภาวะที่เป็นกรด มีบทบาทในการป้องกันฟันผุ และกระตุ้นให้เกิดกระบวนการคืนกลับแร่ธาตุได้^{28,29} วัสดุไบโอแอคทีฟอีกชนิดที่ใช้ในการศึกษานี้คือ AB ซึ่งจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าสามารถปล่อยฟลูออไรด์ได้สูงกว่าวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์และสามารถเกิดปฏิกิริยาเมื่อมีสภาวะที่ค่าความเป็นกรด-ด่างเปลี่ยนไปภายในช่องปาก โดยการดูดซึมแคลเซียม ฟอสเฟต ฟลูออไรด์ไอออนเข้าไปเพื่อรักษาความสมบูรณ์ทางเคมีของโครงสร้างฟันไว้³ เปรียบเทียบกับ FZ ซึ่งเป็นยูนิเวอร์แซลเรซินคอมโพสิตที่สามารถบูรณะได้ทั้งพื้นหน้าและพื้นหลังและเป็นที่นิยมในการใช้งานในปัจจุบัน

การศึกษานี้ ใช้วิธีการทดสอบความต้านทานแรงดัดโดยการทดสอบแรงดัดแบบ 3 จุด เนื่องจากเป็นวิธีที่จำลองและสามารถทำได้ง่าย และเป็นวิธีตามที่ได้กำหนดไว้ในมาตรฐาน ISO 4049 การทดสอบค่าความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะ^{16,20,30} การศึกษาการใช้งานในคลินิกระยะยาวของวัสดุบูรณะ มีข้อจำกัดหลายประการเช่น ความแตกต่างของผู้บูรณะ (Operator variability) ความร่วมมือของผู้ป่วยในการมาติดตามผลการรักษา ทำให้ควบคุมได้ยาก นอกจากนี้ วัสดุบูรณะยังมีการพัฒนาเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็ว จึงมีการทดสอบในห้องปฏิบัติการโดยการจำลองความเสื่อมในสภาวะช่องปากเพื่อประเมินการใช้งานของวัสดุบูรณะในระยะยาว²² จากการศึกษาของ Gale และ Darvell²³ พบว่า การจำลองการใช้งานโดยเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ 10,000 รอบ สามารถจำลองสภาวะการใช้งานในช่องปากได้เทียบเท่ากับการใช้งานเป็นเวลา 1 ปี ซึ่งการศึกษานี้ได้จำลองโดยผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่จำนวน 0, 10,000 และ 20,000 รอบ จึงอนุมานได้

ว่าเป็นการศึกษาเปรียบเทียบที่ระยะเวลา 1 และ 2 ปีตามลำดับในการนำชิ้นตัวอย่างไปผ่านกระบวนการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่อุณหภูมิ 5 และ 55 องศาเซลเซียส ซึ่งเป็นอุณหภูมิที่ระบุไว้ตามมาตรฐานสากล ISO 11405³¹ ว่ามีความเหมาะสมต่อการทดสอบวัสดุทางทันตกรรมและเป็นช่วงอุณหภูมิที่นำมาใช้ทำให้เกิดความเครียดของวัสดุมากที่สุด การนำชิ้นเรซินคอมโพสิตไปผ่านกระบวนการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจะทำให้วัสดุมีการดูดซึมน้ำ (Water absorption) มีการทำลายพันธะทางเคมี (Chemical degradation) และมีการชะล้าง (Leaching) ของส่วนประกอบจนมีผลไปลดปฏิกิริยาของเรซินคอมโพสิต ทำให้เกิดการเสื่อมสภาพขึ้น²³

ผลการศึกษานี้พบว่า ทั้งสองปัจจัยคือชนิดของวัสดุบูรณะและจำนวนรอบของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิมิอิทธิพลร่วมต่อค่าความต้านทานแรงดัด ($p=0.037$) กล่าวคือ กลุ่มที่ไม่ผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิมิมีความต้านทานแรงดัดสูงที่สุดและไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างวัสดุทั้ง 3 ชนิด แต่เมื่อผ่านการใช้งานในระยะเวลาที่นานขึ้น วัสดุทุกชนิดจะมีการลดลงของค่าความต้านทานแรงดัด และพบว่า CN มีความต้านทานแรงดัดสูงกว่า AB และ FZ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับการศึกษาของ Morresi และคณะ²¹ และการศึกษาของ Hahnel และคณะ¹⁴ ที่พบว่าเมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิมิมีความต้านทานแรงดัดลดลงและพบอิทธิพลร่วมระหว่างชนิดของวัสดุบูรณะและระยะเวลา (Aging duration) ที่ทำให้เกิดสภาวะเสื่อมและการศึกษาของ Yap และคณะ³² ที่พบว่า CN เป็นวัสดุชนิดเดียวที่การเก็บชิ้นตัวอย่างในสภาพแวดล้อมที่ส่งเสริมให้เกิดฟันผุไม่มีผลกระทบต่อค่าความต้านทานแรงดัด ทั้งนี้ค่าความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะเป็นผลมาจากส่วนประกอบทางเคมีและลักษณะโครงสร้างของวัสดุแต่ละชนิด เช่นปริมาณและลักษณะรูปร่างของสารอัดแทรก^{33,34} ซึ่งปัจจัยเหล่านี้จะมีผลต่อความสมบูรณ์ของการเกิดปฏิกิริยา (Degree of conversion) และการดูดซึมน้ำของวัสดุ ทำให้มีผลต่อค่าความต้านทานแรงดัด³⁵ โดยมีการศึกษาพบว่า ค่าความต้านทานแรงดัดจะสูงขึ้นสัมพันธ์กับเรซินคอมโพสิตที่มีสารอัดแทรกปริมาณมาก³⁶

เมื่อเปรียบเทียบระหว่างชนิดของวัสดุ จากผลการศึกษาพบว่าวัสดุบูรณะทั้ง 3 ชนิด มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) เมื่อไม่ผ่านการ

จำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ แต่ภายหลังผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ 20,000 รอบ พบว่า CN มีค่าเฉลี่ยค่าความต้านทานแรงดัดสูงกว่า AB และ FZ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ในขณะที่ AB และ FZ มีค่าเฉลี่ยค่าความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกรอบของการจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ ($p > 0.05$) สอดคล้องกับการศึกษาของ Chole และคณะ¹⁶ ซึ่งได้เปรียบเทียบค่าความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะ 4 ชนิด พบว่า CN มีความต้านทานแรงดัดสูงกว่าเรซินคอมโพสิตชนิดบัลค์ฟิลล์ (Bulk-fill composite) และวัสดุบูรณะเรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และการศึกษาของ Raman และคณะ³⁷ ที่พบว่า CN มีความต้านทานแรงดัดสูงกว่าเรซินคอมโพสิตและเซอร์โคโนเมอร์ (Zirconomer) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่ง CN เป็นวัสดุบูรณะที่มีการบ่มตัวสองรูปแบบคือการบ่มด้วยตนเอง และการบ่มตัวด้วยแสง ในระบบการบ่มด้วยตนเองมีส่วนประกอบของไฮโดรเปอร์ออกไซด์ (Hydroperoxide) ในส่วนเหลวช่วยในการต้านทานต่ออุณหภูมิ ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญในการคงสภาพของวัสดุ⁷ ส่วนการบ่มตัวด้วยแสง มีไอโอเซอรินเป็นตัวเริ่มปฏิกิริยาดำเนินการ ซึ่งไอโอเซอรินเป็นอนุพันธ์ของไดเบนโซิลเจอร์เมเนียม (Dibenzoyl germanium) ที่มีความสามารถในการเกิดพอลิเมอร์เรซินในโพรงที่มีความลึกได้อย่างรวดเร็วและดีกว่า รวมถึงมีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนแสงสูงกว่าเมื่อเทียบกับแคมฟอร์ควิโนนที่เป็นส่วนประกอบใน AB และ FZ นอกจากนี้ส่วนเหลวของ CN มีส่วนประกอบหลักคือกลุ่มไดเมทาคริเลต 4 ชนิด คือส่วนผสมของยูตีเอ็มเอ ดีซีพี (DCP) อโรมาติก อลิฟาติก ยูตีเอ็มเอ (Aromatic aliphatic UDMA) และ พีโอจี-400 (PEG-400) ซึ่งคิดเป็นร้อยละ 21.6 โดยน้ำหนักของวัสดุ โดยไม่มีส่วนประกอบของบิส-จีเอ็มเอ ฮีมา (HEMA) และเท็คติมา เมื่อเกิดพอลิเมอร์เรซินจะเกิดโครงสร้างพอลิเมอร์แบบร่างแหที่แข็งแรงหนาแน่นสูง และการบ่มตัวที่ครอบคลุมทั่วชั้นวัสดุบูรณะ ทำให้มีคุณสมบัติทางกลที่แข็งแรงและมีความคงทนในระยะยาว ส่งผลให้มีค่าความต้านทานแรงดัดสูง ซึ่งมีการศึกษาพบว่า ความต้านทานแรงดัดจะสูงขึ้นเมื่อบิส-จีเอ็มเอ หรือ ทีอีจีดีเอ็มเอ ถูกแทนที่ด้วย ยูตีเอ็มเอ นอกจากนี้ CN ยังมีปริมาณสารอัดแทรกโดยปริมาตรที่สูงกว่า AB และ FZ³² มีส่วนประกอบของแบเรียมอลูมิเนียมซิลิเกต กลาส (Barium aluminum silicate glass) และแคลเซียมแบเรียมอลูมิเนียมฟลูออโรซิลิเกตกลาส (Calcium barium

aluminium fluorosilicate glass) ซึ่งเป็นส่วนประกอบที่ทำให้ความแข็งแรง ไอโซฟิลเลอร์ที่มีคุณสมบัติเฉพาะช่วยลดความเค้นการหด (Shrinkage stress)³⁸ CN เป็นวัสดุที่สามารถบ่มตัวได้ 2 รูปแบบ มีความไม่ชอบน้ำ (Hydrophobic) มากกว่าวัสดุที่บ่มได้ด้วยตัวเอง และมีองค์ประกอบของยูรีเทนไดเมทาคริเลตที่มีความไม่ชอบน้ำทำให้สร้างโครงข่ายที่แข็งแรง จึงอาจส่งผลให้ CN มีค่าความต้านทานแรงดัดสูงกว่า AB และ FZ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) เมื่อผ่านการจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจำนวน 20,000 รอบ

AB เป็นวัสดุบูรณะไบโอแอคทีฟเรซินที่มีการพัฒนาจากเรซินคอมโพสิต³⁹ ทำให้ส่วนประกอบหลักคล้ายคลึงกับเรซินคอมโพสิต ประกอบด้วยอนุภาคแก้ว (Glass particles) และส่วนประกอบที่เป็นพอลิเอซิด (Polyacid) ของกลาสไอโอโนเมอร์ ซึ่งทำให้เกิดปฏิกิริยากรด-ด่าง ในส่วนของโมโนเมอร์มียูรีเทนไดเมทาคริเลตเป็นส่วนประกอบหลัก โดยไม่มีบิสฟีนอลเอและอนุพันธ์ของบิสฟีนอลเอ เนื่องจากบิสฟีนอลเอและอนุพันธ์ของบิสฟีนอลเอประกอบไปด้วยอีพอกซีเรซิน (Epoxy resin) และเมทิลเมทาคริเลตทำให้วัสดุมีความเหนียวและความแข็ง (Rigidity) สูง นอกจากนี้ AB ยังมีส่วนประกอบของเรซินเมทริกซ์ที่สามารถเกิดพอลิเมอร์เรซินได้จากทั้งการกระตุ้นด้วยแสงและทางเคมี ซึ่งเรซินเมทริกซ์ดังกล่าวเป็นรับเบอร์ไรซ์เรซิน (Rubberized resin) ทำให้ต้านทานการแตกหักต้านทานการบิ่น มีความแข็งแรงสูงและทนทาน⁷ อย่างไรก็ตามทางบริษัทผู้ผลิตได้กล่าวว่า AB มีการดูดซึมน้ำสูงกว่าเรซินคอมโพสิตเล็กน้อยซึ่งการดูดซึมน้ำนั้นมีความสำคัญสำหรับวัสดุไบโอแอคทีฟเพื่อใช้แลกเปลี่ยนไอออน และพบว่ามีผลละลายน้ำใกล้เคียงกับเรซินคอมโพสิต³⁹ จึงอาจเป็นเหตุผลให้ AB มีค่าความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างจาก FZ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) เมื่อผ่านการจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในจำนวนรอบที่เท่ากัน สอดคล้องกับการศึกษาของ Alrahlah²⁵ ที่ศึกษาวัสดุบูรณะ 5 ชนิดเมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจำนวน 5,000 รอบ พบว่า AB มีค่าความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกับเรซินคอมโพสิตชนิดเอ็นซีแรม (N-ceram) และเอสดีอาร์ (SDR) แต่มีค่าสูงกว่าวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์ คีแทคยูนิเวอร์แซล (Ketac universal) และฟูจิทูแอลซี (Fuji II LC) อย่างมีนัยสำคัญ

เมื่อพิจารณาปัจจัยของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ พบว่าในกลุ่มที่ไม่ผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ มีค่าความต้านทานแรง

ตัดสูงกว่ากลุ่มที่ผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่จำนวน 10,000 และ 20,000 รอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาของ Ghavami-Lahiji⁴⁰ การศึกษาของ Souza⁴¹ และการศึกษาของ Janda⁴² ที่พบว่า การนำวัสดุบูรณะไปผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจะมีผลทำให้ค่าความต้านทานแรงดัดลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยน่าจะเกิดจากการที่อุณหภูมิเพิ่มสูงขึ้นและการแช่ในเครื่องจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิเป็นเวลานาน ทำให้เกิดการดูดซึมน้ำ เกิดการบวมของเมทริกซ์ ซึ่งการดูดซึมน้ำของร่างแหโพลีเมอร์ทำให้เกิดการสูญเสียการยึดติดทางเคมีระหว่างสารอัดแทรกและเมทริกซ์ของวัสดุ เกิดการเสื่อมสภาพของชั้นระหว่างโมโนเมอร์เมทริกซ์และสารอัดแทรกซึ่งมีผลต่อคุณสมบัติทางกลของวัสดุ นอกจากนี้จากผลการศึกษานี้พบว่าวัสดุทั้ง 3 ชนิดเมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่จำนวน 20,000 รอบ มีค่าความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างจาก 10,000 รอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดย AB และ FZ มีค่าความต้านทานแรงดัดลดลงอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ และ CN ไม่ได้มีการลดลงของค่าความต้านทานแรงดัด อาจเกิดจากวัสดุมีการบ่มตัวอย่างสมบูรณ์ภายหลังจากใช้ระยะเวลาทดสอบในห้องปฏิบัติการ เมื่อทำการจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ 10,000 รอบ ซึ่งการจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจำนวน 20,000 รอบที่อนุมานว่า เป็นการจำลองการใช้งานเป็นระยะเวลา 2 ปี²³ อาจจะไม่เพียงพอที่จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงจากจำนวน 10,000 รอบอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบในวัสดุชนิดเดียวกัน โดยมีการศึกษาผลของจำนวนรอบของการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่อความต้านทานแรงดัดของเรซินคอมโพสิต พบว่าเรซินคอมโพสิตบางชนิดจะมีความต้านทานแรงดัดลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจำนวนกว่า 30,000 รอบ²¹ ดังนั้น อาจต้องทำการศึกษาการจำลองความเสื่อมในจำนวนรอบของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่มากขึ้น เพื่อประเมินผลค่าความต้านทานแรงดัดในวัสดุในระยะเวลาเพิ่มขึ้นต่อไป

ความต้านทานแรงดัดเป็นคุณสมบัติทางกลที่มีการระบุไว้ในข้อกำหนด ISO 4049 ว่าวัสดุที่ใช้การบูรณะในพื้นหลังในบริเวณที่รับแรงบดเคี้ยวคือโพรงฟันชนิดที่ 1 และ 2 (Class I and Class II) ควรมีค่าความต้านทานแรงดัดไม่ต่ำกว่า 80 MPa เมื่อผ่านการแช่ในน้ำกลั่นเป็นเวลา 24 ชม.^{12,20} การศึกษาถึงความต้านทานแรงดัดจึงสามารถนำไปใช้เป็น

ข้อพิจารณาในการเลือกวัสดุบูรณะในคลินิกได้ โดยการศึกษาพบว่า วัสดุทั้ง 3 ชนิดที่ไม่ผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ มีค่าความต้านทานแรงดัดสูงเพียงพอในการบูรณะฟันหลัง นอกจากนี้เมื่อผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ 20,000 รอบ พบว่า CN จะยังมีค่าความต้านทานแรงดัดสูงกว่า 80 MPa อาจเป็นหนึ่งในการพิจารณาเลือกใช้วัสดุในคลินิกได้ว่า CN มีความแข็งแรงคงทนเป็นที่ยอมรับได้เมื่อผ่านการจำลองการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ โดยเฉพาะการบูรณะในบริเวณที่รับแรงในฟันหลังและไม่ต้องการความสวยงามมาก เนื่องจาก CN มีเพียงสีเดียว นอกจากนี้ยังเป็นวัสดุที่ต้องมีการผสมส่วนผงและส่วนเหลวเข้าด้วยกันซึ่งจะใช้เวลาในการผสม (Mixing time) 40-60 วินาที และมีเวลาในการทำงาน (Working time) 2.30 นาที อาจทำให้มีขั้นตอนการใช้งานที่ยุ่งยากขึ้น อย่างไรก็ตามค่าความต้านทานแรงดัดเป็นหนึ่งในคุณสมบัติทางกลที่บ่งชี้ความสำเร็จต่อการบูรณะทางคลินิก ยังมีคุณสมบัติอื่นๆ เช่น ความเหนียวต้านทานการหัก (Fracture toughness) ความแข็ง (Stiffness) ความขรุขระผิว (Surface roughness)¹² รวมถึงความสะดวกของขั้นตอนในการใช้งานวัสดุในคลินิก และการศึกษาทำในห้องปฏิบัติการเพื่อให้สามารถควบคุมปัจจัยอื่น ๆ ที่มีผลต่อการศึกษได้ ซึ่งไม่สามารถจำลองการใช้งานจริงทางคลินิกได้ทั้งหมด จึงอาจต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมในเรื่องของการใช้งานทางคลินิก เพื่อให้เห็นแนวโน้มของการเปลี่ยนแปลงที่ชัดเจนมากขึ้นและสามารถพิจารณาเลือกใช้วัสดุในการบูรณะบริเวณที่รับแรงในระยะยาวให้ได้ผลดีต่อไป

บทสรุป

จากข้อจำกัดของการศึกษานี้เมื่อศึกษาความต้านทานแรงดัดของวัสดุทั้ง 3 ชนิดภายหลังการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิพบว่า

1) ชนิดของวัสดุบูรณะและจำนวนรอบของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิมิมีอิทธิพลร่วมต่อค่าความต้านทานแรงดัด ($p = 0.037$)

2) ค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดของวัสดุบูรณะทั้ง 3 ชนิดที่ไม่ผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ มีค่าสูงกว่าวัสดุบูรณะที่ผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่จำนวน 10,000 และ 20,000 รอบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) แต่ที่จำนวน 10,000 รอบ และ 20,000 รอบมีค่าไม่แตกต่างกัน ($p > 0.05$)

3) เมื่อไม่ผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ วัสดุทั้ง 3 ชนิดมีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) เมื่อผ่านการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ 20,000 รอบ วัสดุไบโอแอคทีฟอัลคาไลด์มีค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดสูงกว่าไบโอแอคทีฟเรซินและเรซินคอมโพสิตอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) และค่าเฉลี่ยความต้านทานแรงดัดของไบโอแอคทีฟเรซินและเรซินคอมโพสิตไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ในทุกรอบของการจำลองการใช้งานโดยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่หน่วยวิจัยเซลล์พันธุศาสตร์และหน่วยวิจัยชีววัสดุ คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่กรุณาสอนวิธีการใช้เครื่องมือและอำนวยความสะดวกในการทำวิจัย ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่คลินิกกลาง 2 และห้องปฏิบัติการชั้น 4 คณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยขอนแก่น ทุกท่านที่อำนวยความสะดวกเอื้อเพื่ออุปกรณ์และสถานที่ในการทำงานวิจัยครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

- Ferracane JL. Resin-based composite performance: Are there some things we can't predict? Dent Mater. 2013;29(1):51–8.
- Hickel R, Manhart J. Longevity of restoration in posterior teeth. J Adhes Dent. 2001;3(1):45–64.
- Dai LL, Mei ML, Chu CH, Lo ECM. Mechanisms of bioactive glass on caries management: a review. materials (Basel). 2019;12(24):1–14.
- Ladino LG, Bernal A, Calderón D, Cortés D. Bioactive materials in restorative dentistry: a literature review. SVOA Dent. 2021;74–81.
- Chen L, Shen H, Suh BI. Bioactive dental restorative materials: a review. Am J Dent. 2013; 26(4):219–27.
- Justen M, Scheck D, Münchow EA, Jardin JJ. Is Cention-N comparable to other direct dental restorative materials? a systematic review with network meta-analysis of *in vitro* studies. Dent Mater. 2024;S0109-5641(24):00155–6.
- Francois P, Fouquet V, Attal JP, Dursun E. Commercially Available Fluoride-Releasing Restorative Materials: a review and a proposal for classification. Materials (Basel). 2020;13(10):2313. doi: 10.3390/ma13102313.
- Todd JC. Scientific documentation: cention n. Ivoclar-vivadent press: Schaan, Liechstein. 2016:1–58.
- Ille N. Comparative effect of self- or dual-curing on polymerization kinetics and mechanical properties in a novel, dental-resin-based composite with alkaline filler. Running Title: Resin-Composites with Alkaline Fillers. Materials (Basel). 2018;11(1):108.
- Products-ACTIVA™ Overview-Product Review [Internet]. [cited 2021 Sep 12]. Available from: <https://www.pulpdent.com/activa-bioactive-overview>.
- Kaushik M, Yadav M. Marginal microleakage properties of activa bioactive restorative and nanohybrid composite resin using two different adhesives in non carious cervical lesions-an *in vitro* study les propriétaires de fuite marginales de restauration activa bioactive et resin. J West African Coll Surg. 2017;7(2):1–14.
- Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials—A systematic review. Dent Mater. 2017;33(3): e101–14.
- Sumino N, Tsubota K, Takamizawa T, Shiratsuchi K, Miyazaki M, Latta MA. Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions. Acta Odontol Scand. 2013; 71(3–4):820–7.
- Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. Oper Dent. 2010; 35(4):412–9.

15. Okamura H, Miyasaka T, Hagiwara T. Development of dental composite resin utilizing low-shrinking and low-viscous monomers. *Dent Mater J.* 2006; 25(3):437–44.
16. Chole D, Shah HK, Kundoor S, Bakle S, Gandhi N, Hatte N. *In vitro* comparison of flexural strength of cention-n, bulk-fill composites, light-cure nanocomposites and resin-modified glass ionomer cement. *J Dent Med Sci.* 2018;17(10):79–82.
17. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2008;99(6):435–43.
18. Sadananda V, Bhat G, Hegde MN. Comparative evaluation of flexural and compressive strengths of bulk-fill composites. *International J Advanced Scientific and Technical Research.* 2017;7(1):122-31.
19. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of dental materials guidance- resin composites: part i- mechanical properties. *Dent Mater.* 2017;33(8):880–94.
20. International Organization for Standardization. ISO 4049:2019 Dentistry Polymer-based restorative materials. 2019;2019 5th edition:1-18.
21. Morresi AL, Amario MD, Monaco A, Rengo C, Grassi FR, Capogreco M. Effects of critical thermal cycling on the flexural strength of resin composites. *J Oral Sci* 2015;57(2):137–43.
22. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014; 29:295–308. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.013>.
23. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89–99.
24. Lima VP, Machado JB, Zhang Y, Loomans BAC, Moraes RR. Laboratory methods to simulate the mechanical degradation of resin composite restorations. *Dent Mater.* 2022;38(1):214-29.
25. Alrahlah. A diametral tensile strength, flexural strength, and surface microhardness of bioactive bulk fill restorative. *J Contemp Dent Pract.* 2018;19(1):13-19.
26. Kiomarsi N, Saburian P, Chiniforush N, Karazifard MJ, Hashemikamangar SS. Effect of thermocycling and surface treatment on repair bond strength of composite. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(8):e945–51.
27. Pala K, Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Öznurhan F, Serim M. Flexural strength and microhardness of anterior composites after accelerated aging. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(3):e424–30.
28. Mann JS, Sharma S, Maurya S, Suman A. Cention N: A review. *Inter J Curr Res.* 2018;10(05):69111–2.
29. Singh H, Rashmi S, Pai S, Kini S. Comparative evaluation of fluoride release from two different glass ionomer cement and a novel alkasite restorative material—an *in vitro* study. *Pesqui Bras Odontopediatria Clin Integr.* 2020;20(6):e5209. doi.org/10.1590/pboci.2020.019.
30. Walker MP, Haj Ali R, Wang Y, Hunziker D and Williams KB. Influence of environmental conditions on dental composite flexural properties. *Dental Materials.* 2006;22(11):1002–007.
31. International Standards Organization, 1994. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. ISO/TR 11405 Dental Materials, 1–14.
32. Yap A, Choo HS, Choo HY, Yahya NA. Flexural properties of bioactive restoratives in cariogenic environments. *Oper Dent.* 2021;46(4):448–56.
33. Randolph LD, Palin WM, Leloup G. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physioco-mechanical properties. *Dent Mater.* 2016;32(12):1586-99.

34. Goncalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *European J Oral Sci.* 2009;117(4):442-6.
35. Aljabo A, Xia W, Liagat S, Khan MA, Knowles JC, Ashley P, Young AM. Conversion, shrinkage, water sorption, flexural strength, and modulus of re-mineralizing dental composites. *Dent Mater.* 2015;31(11):1279-89.
36. Kim KH, Ong JL, Okuma O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):642-9.
37. Raman V, Srinivasan D, AR SE, Harish S. A comparative evaluation of dissolution rate of three different posterior restorative materials used in pediatric dentistry: an *in vitro* study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2023;16(S-1): S20-S26.
38. Fabiola K, De Oliveira A, Luiz A, Dutra T, Beatriz A, Pinto S, et al. Alkasite: a new alternative to amalgam?-clinical case report. *Int J Dev Res.* 2021;11(03):4552-5.
39. ACTIVA™ BioACTIVE – RESTORATIVE™. Available from:<https://www.pulpdent.com/products/activa-bioactive-restorative>.
40. Ghavami-Lahiji M, Firouzmanesh M, Bagheri H, Jafarzadeh Kashi TS, Razazpour F, Behroozibakhsh M. The effect of thermocycling on the degree of conversion and mechanical properties of a microhybrid dental resin composite. *Restor Dent Endod.* 2018;43(2):1-12.
41. Souza ROA, Özcan M, Michida SMA, De Melo RM, Pavanelli CA, Bottino MA, et al. Conversion degree of indirect resin composites and effect of thermocycling on their physical properties. *J Prosthodont.* 2010;19(3):218-25.
42. Janda R, Roulet JF, Latta M. The effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dent Mater.* 2006;22:1103-8.

ผู้ประพันธ์บทความ

อาภาภรณ์ ภาษาสุข

สาขาวิชาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์

มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง

จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์ : 043 362 104 #45143

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : papapo@kku.ac.th



Flexural Strength of Bioactive Restorative Materials after Thermal Cycling

Apaporn Pasasuk ^{1,*} Phakphum Budchaiyaphum ² Jiranun Chaiyarach ² Benjaporn Vilaingam ² Subin Puasiri ³

Research Article

Abstract

Objective: The purpose of this study was to evaluate the flexural strength (FS) of Bioactive Restorative materials: Centon N (CN) and Activa (AB) compared to FiltekZ350XT universal resin composite (FZ) after thermal cycling (TC) at 0, 10,000 and 20,000 cycles.

Materials and Methods: Thirty specimens of each material were prepared into $2(\pm 0.1) \times 2(\pm 0.1) \times 25(\pm 2)$ millimeter dimensions in an acrylic mold and stored in distilled water at 37 °C for 24 hours. They were then divided into three subgroups: 0, 10,000, and 20,000 cycles of TC (n=10 each). The specimens were subjected to TC ranging from 5°C to 55°C, 30 seconds dwell time. The FS of all specimens was evaluated using a 3-point bending test at a cross-head speed of 1 mm/min. The mean FS values were analyzed using two-way ANOVA and pairwise comparisons using Bonferroni post hoc tests with a 95% confidence level.

Results: The results revealed that both the type of material and the number of TC cycles significantly affected FS values ($p=0.037$). Without TC, the mean FS values of CN, AB, and FZ were not significantly different ($p>0.05$). After 20,000 TC cycles, CN exhibited significantly higher FS values than AB and FZ ($p<0.05$). In contrast, the FS values of AB and FZ did not differ significantly in any TC cycle group ($p>0.05$). Additionally, the mean FS values of all three materials without TC were significantly higher than those after 10,000 and 20,000 TC cycles ($p<0.05$), while the difference between 10,000 and 20,000 TC cycles was not statistically significant ($p>0.05$).

Conclusion: This study found that after 10,000 and 20,000 TC cycles, the mean FS values of all three materials decreased significantly ($p<0.05$). Alkaside bioactive material exhibited significantly higher FS values than bioactive resin and universal resin composite after 20,000 TC cycles.

Keywords: Bioactive restorative material/ Flexural strength/ Thermal cycling/ Universal resin composite

Corresponding Author

Apaporn Pasasuk
Department of Restorative Dentistry,
Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,
Amphur Muang, Khon Kaen, 40002
Tel. : +66 43 362 104 #45143
Email : papapo@kku.ac.th

¹ Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University.

² Former 6th year dental student, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University.

³ Division Of Dental Public Health, Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University.

* Corresponding Author