

คุณสมบัติดัดขวางของพอลิเมทิลเมทาคริเลตที่เสริม
ความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรม
ที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยวิธีต่างๆ
Flexural Properties of Polymethylmethacrylate
Reinforced with Various Surface Treatments
of Industrial Short-rod Glass Fiber

ณัฐพล เตชูปกรณ์¹, สิทธิเดช นิลเจริญ², พิริยะ ยาวีราช³, พิสัยศิษฐ์ ชัยจริณท์³
¹นักศึกษาวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
²กลุ่มงานทันตกรรม โรงพยาบาลกลาง กรุงเทพมหานคร
³ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Nuttapon Thachooprakorn¹, Sittidej Nincharoen², Piriya Yavirach³, Pisaisit Chaijareenont³
¹Postgraduate Student in Master of Science Program in Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
²Dental Department, BMA General Hospital, Bangkok
³Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2559; 37(2) : 61-70
CM Dent J 2016; 37(2) : 61-70

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เปรียบเทียบคุณสมบัติดัดขวางของ
พีเอ็มเอ็มเอที่เสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วก้านสั้นทาง
อุตสาหกรรมที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวแบบต่างๆ

วัสดุและวิธีการ: เตรียมแท่งพีเอ็มเอ็มเอขนาด 10 x
64 x 3.2 มิลลิเมตร จำนวน 5 กลุ่ม กลุ่มควบคุมคือกลุ่ม
ที่ไม่เสริมเส้นใยแก้ว กลุ่มทดลองคือกลุ่มที่เสริมเส้นใยแก้ว
ก้านสั้นแบ่งตามการปรับสภาพพื้นผิวคือ ไม่ปรับสภาพ
พื้นผิว (F) ปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลน (S)

Abstract

Objectives: To compare the flexural proper-
ties of polymethylmethacrylate reinforced with
various surface treatments of industrial short-rod
glass fiber

Methods: All specimens (10 x 64 x 32 mm.³)
were divided into 5 groups. The control group
was PMMA without any reinforcements. The ex-
perimental groups were PMMA reinforced with

Corresponding Author:

พิสัยศิษฐ์ ชัยจริณท์
อาจารย์, ดร., ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Pisaisit Chaijareenont
PhD., Lecturer, Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
E-mail: yodent@hotmail.com

คลื่นไมโครเวฟ (M) และสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟ (MS) แบ่งกลุ่มทดลองแต่ละกลุ่มเป็น 5 กลุ่มย่อยตามปริมาณร้อยละของเส้นใยแก้ว 1 3 5 10 และ 15 โดยน้ำหนักตามลำดับ ทดสอบคุณสมบัติตัดขวางแบบโค้งงอจุดสัมผัสสามจุด วิเคราะห์ผลทางสถิติด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบสองทางและเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบแทมแฮนที่ระดับความเชื่อมั่น 0.05

ผลการศึกษา: ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่าความแข็งแรงดัดขวางระหว่างกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุมโดยกลุ่มที่เสริมเส้นใยแก้วปริมาณร้อยละ 1 ที่ปรับพื้นผิวโดยสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางสูงที่สุด (93.70 ± 3.11 เมกะ-ปาสคาล) และมอดูลัสดัดขวางสูงขึ้นเมื่อเพิ่มปริมาณเส้นใยแก้วที่มากขึ้น

สรุป: การใช้สารคู่ควบไซเลนในการปรับสภาพพื้นผิวของเส้นใยแก้วก่อนการเสริมลงในพีเอ็มเอ็มเอมีความสำคัญในการเพิ่มความแข็งแรงดัดขวาง

คำสำคัญ: คุณสมบัติตัดขวาง คลื่นไมโครเวฟ พีเอ็มเอ็มเอ เส้นใยแก้วก้านสั้น สารคู่ควบไซเลน

industrial short-rod glass fiber, which divided into untreated group (F), treated with silane coupling agent group (S), microwave group (M) and silane coupling agent combine with microwave group (MS). Each experimental group was divided into five subgroups by the mass ratio (%) of the glass fiber; which were 1, 3, 5, 10 and 15 respectively. The flexural properties were evaluated by a three-point bending test. The data were then analyzed by two-way ANOVA and multiple comparison ($\alpha=0.05$).

Results: There were no significantly differences of the flexural strength between the control and the experimental groups. Among all groups, the 1% MS group has the highest flexural strength of 93.70 ± 3.11 MPa. It was found that the flexural modulus increase with an addition of the glass fibers.

Conclusion: Surface treatment with silane coupling agent played an important role in increasing the flexural strength of the glass fiber-reinforced PMMA.

Keywords: Flexural properties, Microwave, PMMA, Short-rod glass fiber, Silane coupling agent

บทนำ

ฐานฟันเทียม (denture base) ชนิดถอดได้นิยมทำจากพอลิเมทิลเมทาคริเลตหรือพีเอ็มเอ็มเอ (polymethylmethacrylate: PMMA) เนื่องจากมีความเที่ยงตรง มีเสถียรภาพในช่องปาก มีความสวยงาม กระบวนการสร้างไม่ซับซ้อน ซัดแต่งได้ง่าย รวมถึงต้นทุนในการสร้างไม่สูงมาก⁽¹⁾ แต่ยังมีข้อด้อยคือปัญหาเรื่องการแตกหัก⁽²⁾ ทำให้มีหลายการศึกษาหาวิธีปรับปรุงคุณสมบัติของพีเอ็มเอ็มเอให้มีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น โดยการเสริมวัสดุอัดแทรก^(3,4) เช่น เส้นใยแก้ว เส้นใยเคฟ-

ลาร์ เส้นใยคาร์บอน เส้นใยพอลิเอทิลีน ไนลอน สารยึดแทรกพอลิเมอร์รูปโคน และลวดเหล็กนำมาแทรกในฐานฟันเทียม มีการศึกษาถึงการเสริมเส้นใยแก้วในฐานฟันเทียมอย่างแพร่หลาย เนื่องจากเส้นใยแก้วไม่ส่งผลต่อความสวยงาม และสามารถเพิ่มความแข็งแรงดัดขวางและแรงกระแทกได้⁽⁵⁻⁸⁾

เส้นใยแก้วที่ใช้แบ่งออกเป็น 2 ชนิดใหญ่ๆ คือ เส้นใยชนิดต่อเนื่อง (continuous fiber) และเส้นใยชนิดก้านสั้น (short-rod fiber) เส้นใยชนิดต่อเนื่องสามารถเสริมความแข็งแรงแก่พีเอ็มเอ็มเอได้ดี แต่กระบวนการสร้างชิ้นงานยังมี

ความยากลำบาก จึงมีการนำเส้นใยแก้วก้านสั้นมาใช้ทดแทน เนื่องจากใช้วิธีการสร้างชิ้นงานด้วยการอัดแบบปกติ⁽⁹⁾

การนำเส้นใยแก้วก้านสั้นมาใช้เสริมความแข็งแรงพีเอ็มเอให้มีประสิทธิภาพ ต้องคำนึงถึงปัจจัยต่างๆ เช่น ความยาวของเส้นใยแก้วก้านสั้น โดยความยาวที่เหมาะสมคือ 2-5 มิลลิเมตร⁽¹⁰⁾ ปริมาณของเส้นใยแก้วก้านสั้นที่เหมาะสมคือร้อยละ 1-5 โดยน้ำหนัก⁽³⁾ เส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยแก้ว⁽⁹⁾ ตำแหน่งการวางตัวของเส้นใยแก้ว⁽¹¹⁾ และการเชื่อมยึดระหว่างเส้นใยแก้วกับเมทริก⁽³⁾ โดยการเชื่อมยึดที่ดีจะทำให้คุณสมบัติเชิงกลของพีเอ็มเอดีขึ้น^(3,12) การสร้างการเชื่อมยึดที่ดีระหว่างเส้นใยแก้วที่เป็นสารประกอบอินทรีย์และพีเอ็มเอที่เป็นสารประกอบอินทรีย์ มีหลายวิธีไม่ว่าจะเป็น การใช้สารคู่ควบไซเลน⁽¹³⁾ การใช้ไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตมอนอเมอร์ (hydroxyethyl-methacrylate monomer) ในสภาวะความดันบรรยากาศ (air atmosphere) ทำให้เส้นใยแก้วมีคุณสมบัติชอบน้ำมากขึ้น⁽¹⁴⁾ การใช้พลาสมาอุณหภูมิต่ำเพื่อให้เกิดแผ่นฟิล์มบางๆของพอลิเมอร์ (polymer) ไปสะสมบนเส้นใยแก้ว⁽¹⁵⁾ และการใช้คลื่นไมโครเวฟร่วมกับสารคู่ควบไซเลน⁽¹⁶⁾ เป็นต้น

สารคู่ควบไซเลนมีความสามารถในการยึดติดกับวัสดุที่มีซิลิกาเป็นส่วนประกอบ มีการศึกษาพบว่าการใช้สารคู่ควบไซเลนปรับปรุงสภาพพื้นผิวเส้นใยแก้วทำให้พีเอ็มเอทนแรงตัดขวางได้ดีกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ใช้สารคู่ควบไซเลน⁽⁵⁾ อย่างไรก็ตามหากการเชื่อมโยงซิลอกเซน (siloxane bond) ที่เกิดจากการใช้สารคู่ควบไซเลนไม่สมบูรณ์ พันธะที่เกิดขึ้นจะไม่เสถียรเนื่องจากโมเลกุลของน้ำสามารถซึมผ่านเข้าไปได้ จึงมีการใช้พลาสมาอุณหภูมิต่ำในการเตรียมผิวของเส้นใยแก้ว⁽¹⁵⁾ แต่วิธีนี้มีความยุ่งยากเนื่องจากเครื่องมือที่ใช้งานมีความซับซ้อน

คลื่นไมโครเวฟเป็นพลังงานอย่างหนึ่งที่ทำให้โมเลกุลเกิดการบิดหมุนทำให้เกิดความร้อนจากการเคลื่อนที่ของโมเลกุล⁽¹⁷⁾ ความร้อนที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้ความหนืดของของไหลลดลง⁽¹⁸⁾ ดังนั้นความร้อนจากไมโครเวฟจึงส่งผลให้ความหนืดของมอนอเมอร์ (monomer) ลดลง ทำให้มอนอเมอร์เคลือบบนพื้นผิวดีขึ้นและมีการศึกษาพบว่าการใช้สารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟส่งผลให้คุณสมบัติทางกายภาพและความแข็งแรงดึงของวัสดุเชิงประกอบพอลิโพรพิลีน (polypropylene) ผสมเส้นใยจากชานอ้อยดีขึ้น⁽¹⁶⁾

การทดสอบคุณสมบัติดัดขวาง (flexural properties) แสดงถึงความสามารถของวัสดุที่ทนต่อแรงที่ทำให้วัสดุโค้งงอ โดยไม่เกิดการแตกหรือเสียรูปของวัสดุ แรงกดเคี้ยวในช่องปากประกอบด้วยแรงดัดงอและแรงกด จึงเป็นการทดสอบวัสดุที่ใช้ทำฐานฟันเทียมอย่างกว้างขวาง⁽¹⁹⁻²³⁾

โดยการศึกษาครั้งนี้เปรียบเทียบคุณสมบัติดัดขวางของชิ้นงานพีเอ็มเอที่เสริมเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรมในปริมาณร้อยละ 1 3 5 10 และ 15 ที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยวิธีต่างๆ เพื่อเป็นแนวทางในการประยุกต์ใช้ในคลินิกต่อไป โดยมีสมมติฐานของงานวิจัยในครั้งนี้คือ ไม่พบความแตกต่างของคุณสมบัติดัดขวางในชิ้นงานที่เสริมเส้นใยแก้วก้านสั้นที่ถูกปรับสภาพพื้นผิวด้วยวิธีต่างๆ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การวิจัยจะแบ่งกลุ่มตัวอย่างออกเป็น 5 กลุ่มใหญ่ (21 กลุ่มย่อย) ดังนี้

กลุ่มที่ 1 กลุ่มควบคุม คือพีเอ็มเอชนิดบ่มด้วยความร้อนจำนวน 10 ชิ้น

กลุ่มที่ 2 พีเอ็มเอชนิดบ่มด้วยความร้อนที่เสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรมที่ไม่ได้ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวจำนวน 50 ชิ้น (แบ่งออกเป็น 5 กลุ่มย่อย กลุ่มละ 10 ชิ้น ตามปริมาณร้อยละของเส้นใยแก้ว ได้แก่ 1 3 5 10 และ 15)

กลุ่มที่ 3 พีเอ็มเอชนิดบ่มด้วยความร้อนที่เสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรมที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนจำนวน 50 ชิ้น (แบ่งออกเป็น 5 กลุ่มย่อย กลุ่มละ 10 ชิ้น ตามปริมาณร้อยละของเส้นใยแก้ว ได้แก่ 1 3 5 10 และ 15)

กลุ่มที่ 4 พีเอ็มเอชนิดบ่มด้วยความร้อนที่เสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรมที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยคลื่นไมโครเวฟจำนวน 50 ชิ้น (แบ่งออกเป็น 5 กลุ่มย่อย กลุ่มละ 10 ชิ้น ตามปริมาณร้อยละของเส้นใยแก้ว ได้แก่ 1 3 5 10 และ 15)

กลุ่มที่ 5 พีเอ็มเอชนิดบ่มด้วยความร้อนที่เสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรมที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟจำนวน 50 ชิ้น (แบ่งออกเป็น 5 กลุ่มย่อย กลุ่มละ 10 ชิ้น ตามปริมาณร้อยละของเส้นใยแก้ว ได้แก่ 1 3 5 10

และ 15)

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลองภายในห้องปฏิบัติการ อ้างอิงตามมาตรฐานของไอเอสโอ 20795-1 (2013)⁽²⁴⁾ ที่เกี่ยวกับอะคริลิกที่ใช้เป็นฐานฟันเทียม โดยเตรียมชิ้นงาน อะคริลิก (Triplex hot™, Ivoclar Vivadent, Ontario, Canada) ขนาดกว้าง 10±0.2 มิลลิเมตร ยาว 64±0.01 มิลลิเมตร และหนา 3.3±0.2 มิลลิเมตร โดยแบ่งเส้นใยแก้ว ก้านสั้นทางอุตสาหกรรมขนาดยาว 3 มิลลิเมตร ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 15-20 ไมครอน (chopped strand fiber glass, MK POLYESTER RESIN, Samutsakorn, Thailand) ออกเป็น 4 กลุ่มตามการปรับสภาพพื้นผิวคือ กลุ่มที่ 1 ไม่มีการปรับสภาพพื้นผิวเส้นใยแก้ว โดยเก็บเส้นใยแก้วไว้ในภาชนะปิดสนิท กลุ่มที่ 2 ปรับสภาพพื้นผิวเส้นใยแก้วด้วยสารคู่ควบไซเลน (3-(trimethoxysilyl)propyl methacrylate, Sigma-Aldrich, USA) โดยทาสารคู่ควบไซเลนปริมาณร้อยละ 1 ในเอทานอล และทิ้งไว้ให้แห้งนาน 7 วัน⁽²⁵⁾ แล้วเก็บในภาชนะปิดสนิท กลุ่มที่ 3 ปรับสภาพพื้นผิวด้วยคลื่นไมโครเวฟ โดยนำเส้นใยแก้วที่เตรียมไว้ไปเข้าตู้อบไมโครเวฟ (Samsung, Seoul, South Korea) ใช้กำลังไฟ 800 วัตต์ นาน 1 นาที (ตัดแปลงจาก Hashimi⁽¹⁶⁾) และกลุ่มที่ 4 ปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟ โดยทาสารคู่ควบไซเลนปริมาณร้อยละ 1 ในเอทานอล ทิ้งไว้ให้แห้งนาน 7 วัน แล้วนำไปเข้าตู้อบไมโครเวฟ ใช้กำลังไฟ 800 วัตต์ นาน 1 นาที นำเส้นใยแก้วทั้ง 4 กลุ่มผสมกับพีเอ็มเอ็ม เอด้วยวิธีการปั่นด้วยหัวกรอที่ติดปลายพลาสติกใส ความเร็ว 400 รอบต่อนาที เป็นเวลา 5 นาที⁽²⁶⁾ (โดยกลุ่มที่ 3 และ 4 หลังจากนำเส้นใยแก้วออกจากตู้อบไมโครเวฟ จะนำไปผสมกับพีเอ็มเอ็มเอทันที) ผสมพีเอ็มเอ็มเอกับมอนอเมอร์ใสในบ้าหล่อขนาดกว้าง 50 มิลลิเมตร ยาว 70 มิลลิเมตร สูง 3.5 มิลลิเมตร นำไปป่นด้วยความร้อน แกะพีเอ็มเอ็มเอออกมา ตัดแต่งด้วยเลเซอร์จนมีขนาด 10 x 64 x 3.3 นำชิ้นงานที่ได้ไปแช่ในน้ำกลั่นที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ทั้งก่อนและระหว่างนำชิ้นงานไปทดสอบ

นำชิ้นงานที่เตรียมไว้ทดสอบคุณสมบัติความแข็งแรงตัดขวางด้วยเครื่องทดสอบสากล (universal testing machine, model 5566, Instron, USA) แบบการโค้งงอโดยจุดสัมผัส 3 จุด (3-point bending) ปรับระยะระหว่างแกนรองรับให้ห่างกัน 50 มิลลิเมตร กำหนดให้หัวกดกดลงที่ตำแหน่ง

กึ่งกลางชิ้นงาน เคลื่อนหัวกดด้วยความเร็ว 5 มิลลิเมตรต่อนาที ใช้โหลดเซลล์ 1,000 นิวตัน⁽²⁷⁾ บันทึกผลค่าแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานหักหน่วยเป็นนิวตัน และความหนาของชิ้นงานบริเวณที่หักแล้วนำมาคำนวณตามสูตร ค่าความแข็งแรงตัดขวาง (สมการที่ 1) และค่าโมดูลัสตัดขวาง (สมการที่ 2) นำชิ้นงานตัวอย่างไปตรวจดูบริเวณรอยแตกหักด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด (scanning electron microscope; SEM, JSM-5910LV, JEOL, Tokyo, Japan) ที่กำลังขยาย 35 และ 1,000 เท่า

$$\text{ความแข็งแรงตัดขวาง} = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

สมการที่ 1 แสดงค่าความแข็งแรงตัดขวาง ค่า F คือค่าแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานหัก l คือความยาวของชิ้นงาน (มิลลิเมตร) b คือความกว้างของชิ้นงาน (มิลลิเมตร) h คือความสูงของชิ้นงาน (มิลลิเมตร)⁽²⁴⁾

$$\text{โมดูลัสตัดขวาง} = \frac{Fl^3}{4bh^3d}$$

สมการที่ 2 แสดงค่าโมดูลัสตัดขวางค่า F คือค่าแรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานหัก l คือความยาวของชิ้นงาน (มิลลิเมตร) b คือความกว้างของชิ้นงาน (มิลลิเมตร) h คือความสูงของชิ้นงาน (มิลลิเมตร) และ d คือระยะการแอ่นตัว (deflection) (มิลลิเมตร)⁽²⁴⁾

นำข้อมูลที่ได้ไปวิเคราะห์ด้วยสถิติทดสอบความแปรปรวนสองทาง (Two-way ANOVA) เพื่อวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างทั้งสองปัจจัย และการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแทมแฮน (Tamhane's test) ที่ความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผลการศึกษา

จากการวิเคราะห์ผลทางสถิติพบมีความสัมพันธ์ (interaction) ระหว่างร้อยละของเส้นใยแก้วกับวิธีการปรับสภาพพื้นผิว (ความแข็งแรงตัดขวาง: ปริมาณเส้นใยแก้ว x วิธีการปรับสภาพพื้นผิว p=0.002 และโมดูลัสตัดขวาง: ปริมาณเส้นใยแก้ว x วิธีการปรับสภาพพื้นผิว p=0.000) โดยค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแข็งแรงตัดขวางของกลุ่มแสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งแรงดัดขวาง (เมกะปาสคาล) ตัวอักษรที่เหมือนกันแสดงถึงไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

Table 1 Mean and standard deviation of the flexural strength (MPa). The Same letters are not significantly different ($p < 0.05$)

ปริมาณเส้นใยแก้ว	0%	1%	3%	5%	10%	15%
กลุ่มควบคุม	81.23±11.45 (abcde)	-	-	-	-	-
ไม่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิว	-	73.36±7.68 (abc)	74.33±6.62 (abc)	79.81±7.00 (bcde)	71.36±6.72 (ab)	64.39±12.00 (ab)
ปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไฮเลน	-	89.41±6.92 (ef)	81.30±7.89 (bcdef)	80.40±7.33 (bcde)	81.65±4.07 (bcdef)	80.00±6.40 (bcde)
ปรับสภาพพื้นผิวด้วยคลื่นไมโครเวฟ	-	74.71±4.27 (abc)	73.44±7.89 (abcde)	72.40±12.81 (abcd)	79.60±9.28 (bcde)	75.92±8.73 (abcd)
ปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไฮเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟ	-	93.70±3.11 (ef)	87.95±6.50	91.02±4.55 (def)	84.77±5.95 (cdef)	82.35±9.64 (bcdef)

เมื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุมพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) และเมื่อเปรียบเทียบภายในกลุ่มทดลองได้ผลดังนี้

การปรับสภาพพื้นผิวเส้นใยแก้วก้านสั้นที่ใส่ลงในพีเอ็มเอ็มเอในปริมาณเท่ากัน พบว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางในกลุ่มร้อยละ 1 ของเส้นใยแก้วที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไฮเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟและผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไฮเลน มีค่ามากกว่ากลุ่มร้อยละ 1 ของ

เส้นใยแก้วที่ไม่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิว และผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยคลื่นไมโครเวฟอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) กลุ่มร้อยละ 3 และ 10 ของเส้นใยแก้วที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไฮเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟมีค่ามากกว่ากลุ่มร้อยละ 1 ของเส้นใยแก้วที่ไม่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

ปริมาณร้อยละของเส้นใยแก้วที่มีการปรับสภาพพื้นผิวแบบเดียวกัน พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทาง

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าโมดูลัสดัดขวาง (จิกะปาสคาล) ตัวอักษรที่เหมือนกันแสดงถึงไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

Table 2 Mean and standard deviation of the flexural modulus (GPa). The Same letters are not significantly different ($p < 0.05$)

ปริมาณเส้นใยแก้ว	0%	1%	3%	5%	10%	15%
กลุ่มควบคุม	2.092±0.27 (ab)	-	-	-	-	-
ไม่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิว	-	2.355±0.20 (abc)	2.497±0.17 (bcdef)	2.797±0.15 (defg)	3.430±0.39 (j)	3.319±0.40 (ij)
ปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไฮเลน	-	2.430±0.21 (abcd)	2.836±0.10 (efg)	2.883±0.21 (fgh)	3.014±0.26 (ghi)	3.526±0.18 (j)
ปรับสภาพพื้นผิวด้วยคลื่นไมโครเวฟ	-	2.436±0.20 (abcd)	2.490±0.24 (bcde)	2.385±0.29 (abc)	2.885±0.22 (fgh)	3.260±0.27 (hij)
ปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไฮเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟ	-	2.053±0.24 (a)	2.455±0.16 (bcde)	2.637±0.26 (cdefg)	2.454±0.26 (bcde)	3.453±0.19 (j)

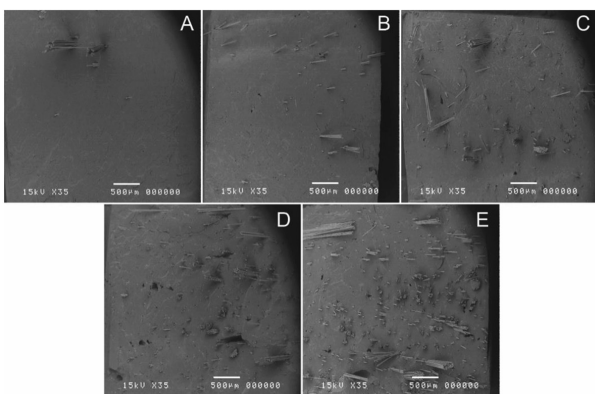
สถิติ ($p>0.05$)

ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของโมดูลัสตัดขวาง ทุกกลุ่ม แสดงดังตารางที่ 2 พบว่าร้อยละ 1 ของเส้นใยแก้ว ทุกกลุ่มการทดลองไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทาง สถิติเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมและปริมาณเส้นใยแก้ว ที่เพิ่มขึ้นจะทำให้โมดูลัสตัดขวางเพิ่มขึ้น

เมื่อตรวจสอบบริเวณการแตกหักของชิ้นงานด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราด ที่กำลังขยาย 35 เท่า พบการกระจายตัวของเส้นใยแก้วบริเวณรอยแตกอย่างไม่สม่ำเสมอแสดงรูปที่ 1 และที่กำลังขยาย 1,000 เท่า ไม่พบช่องว่างระหว่างเส้นใยแก้วกับเมทริก (matrix) ในกลุ่มที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลน คลีนไมโครเวฟ และสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลีนไมโครเวฟ แต่พบช่องว่างใน กลุ่มที่ไม่ได้ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวแสดงดังรูปที่ 2

บทวิจารณ์

การศึกษาครั้งนี้ปฏิเสธสมมติฐานของงานวิจัย พบว่ากลุ่มทดลองอย่างน้อย 1 กลุ่มมีความแตกต่างของคุณสมบัติตัดขวางของพีเอ็มเอ็มเอที่เสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้ว ก้านสั้นที่ถูกปรับสภาพพื้นผิวด้วยวิธีต่างๆ

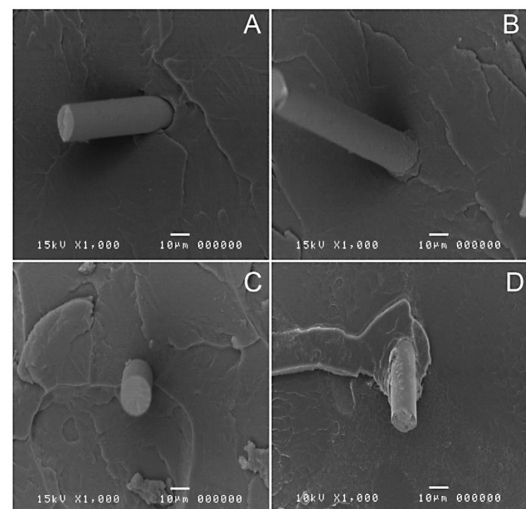


รูปที่ 1 แสดงการกระจายตัวของเส้นใยแก้วก้านสั้น ที่กำลังขยาย 35 เท่า (A, B, C, D และ E คือ ปริมาณเส้นใยแก้วร้อยละ 1 3 5 10 และ 15 ตามลำดับ)

Figure 1 The distributions of the short-rod glass fiber. Original magnification x35. (A, B, C, D and E represent 1, 3, 5, 10 and 15 of the mass ratio of glass fiber respectively)

เส้นใยแก้วเป็นเส้นใยที่นิยมใช้เสริมความแข็งแรงแก่พีเอ็มเอ็มเอ เนื่องจากสามารถเพิ่มคุณสมบัติเชิงกล มีความสวยงาม และยังมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ⁽¹²⁾ แต่การนำเส้นใยแก้วก้านสั้นมาใช้ให้มีประสิทธิภาพนั้นต้องคำนึงถึงปัจจัยต่างๆ เช่น ความยาว⁽¹⁰⁾ ปริมาณ⁽³⁾ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง⁽⁹⁾ ตำแหน่งการวางตัว⁽¹¹⁾ วิธีการปรับสภาพพื้นผิวแบบต่างๆ ของเส้นใยแก้วก้านสั้น⁽³⁾ โดยการทดลองนี้ออกแบบเพื่อดูปัจจัย 2 ปัจจัย คือ ปริมาณของเส้นใยแก้วก้านสั้น และวิธีการปรับสภาพพื้นผิวของเส้นใยแก้วก้านสั้น

ปริมาณเส้นใยแก้วก้านสั้นที่เพิ่มขึ้นแบ่งตามการปรับสภาพพื้นผิวไม่มีผลต่อความแข็งแรงตัดขวาง และค่าความแข็งแรงตัดขวางในการทดลองนี้ไม่สามารถทำนายค่าได้ อาจเป็น



รูปที่ 2 แสดงช่องว่างระหว่างเส้นใยแก้วก้านสั้นและเมทริก ที่กำลังขยาย 1,000 เท่า (A คือกลุ่มที่ไม่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิว B คือกลุ่มที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลน C คือกลุ่มที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยคลื่นไมโครเวฟ และ D คือกลุ่มที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟ)

Figure 2 Gap between the short-rod glass fiber and matrix. Original magnification x1000. (A: untreated group, B: treated with silane coupling agent group, C: treated with microwave group and D: treated with silane coupling agent combine with microwave group.

เพราะไม่สามารถควบคุมการกระจายของเส้นใยแก้วก้านสั้นให้เกิดการกระจายทั่วไปอย่างสม่ำเสมอเมื่อปริมาณเส้นใยแก้วก้านสั้นเพิ่มขึ้น คล้ายคลึงกับการทดลองของ Karacaer และคณะที่ค่าความแข็งแรงดัดขวางมีทิศทางที่ไม่แน่นอน เมื่อเพิ่มปริมาณเส้นใยแก้วก้านสั้น บางกลุ่มมีค่าความแข็งแรงดัดขวางเพิ่มขึ้น แต่บางกลุ่มมีค่าความแข็งแรงดัดขวางลดลง⁽²¹⁾ ในการศึกษาในกลุ่มที่มีความแข็งแรงดัดขวางลดลงเนื่องจากเส้นใยแก้วก้านสั้นที่ใช้ในการทดลองนี้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 15-20 ไมครอน และเส้นผ่านศูนย์กลางของอนุภาคผงพีเอ็มเอ็มเอทางทันตกรรมมีขนาดมากกว่า 25 ไมครอน ทำให้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยแก้วก้านสั้นมีขนาดเล็กกว่าเส้นผ่านศูนย์กลางของอนุภาคผงพีเอ็มเอ็มเอ ส่งผลให้เกิดการกระจายตัวไม่สม่ำเสมอ⁽⁹⁾ และปริมาณของเส้นใยแก้วที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้เส้นใยแก้วมีแนวโน้มในการจับตัวเป็นกลุ่มมากขึ้น ทำให้เกิดรูพรุนในเนื้อวัสดุได้มากขึ้น (รูปที่ 1) รูพรุนที่เกิดขึ้นส่งผลให้เกิดความไม่เป็นเนื้อเดียวกันของวัสดุทำให้เกิดเป็นจุดอ่อนเมื่อได้รับแรง⁽³⁾ ส่วนกลุ่มที่มีความแข็งแรงดัดขวางเพิ่มขึ้นอาจเกิดจากการกระจายตัวของเส้นใยแก้วก้านสั้นที่ไม่สม่ำเสมอทำให้เกิดโอกาสในการวางตัวของเส้นใยแก้วในตำแหน่งและทิศทางที่เหมาะสมในการเสริมความแข็งแรงได้มากกว่าเส้นใยแก้วที่มีปริมาณน้อยกว่า

ตำแหน่งและทิศทางการวางตัวของเส้นใยแก้วที่เหมาะสมในการเสริมความแข็งแรงของวัสดุ พบว่าการวางให้แนวแกนยาวของเส้นใยแก้วตั้งฉากกับแรงที่มากระทำสามารถเพิ่มความแข็งแรงให้แก้ววัสดุได้อย่างมีประสิทธิภาพมากกว่าการวางแนวแกนยาวของเส้นใยแก้วขนานกับแรงที่มากระทำ และเส้นใยแก้วที่มีการเรียงตัวแบบทิศทางเดียวกันทำให้เกิดความแข็งแรงมากกว่าเส้นใยแก้วที่เรียงตัวหลายทิศทาง⁽²²⁾ รวมถึงตำแหน่งการวางเส้นใยที่ถูกวางในด้านที่มีความตึง (tension side) สามารถทนต่อการดัดขวางได้สูงกว่าการวางเส้นใยในด้านที่ถูกอัด (compression side)⁽¹¹⁾ จะเห็นว่าการกำหนดทิศทางและตำแหน่งของเส้นใยแก้วก้านสั้นในเนื้อพีเอ็มเอ็มเอเป็นไปได้ยาก ทำให้การเสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วก้านสั้นมีประสิทธิภาพต่อยกกว่าการใช้เส้นใยแก้วชนิดต่อเนื่องกันที่ถูกวางในตำแหน่งด้านที่มีความตึง

อีกปัจจัยหนึ่งของการทดลองนี้คือวิธีการปรับสภาพพื้นผิวเส้นใยแก้วมีผลต่อการเชื่อมยึดระหว่างเส้นใยแก้วกับเมทริก เมื่อพิจารณาในกลุ่มร้อยละ 1 ของเส้นใยแก้วในแต่ละ

กลุ่มทดลอง จะพบว่ากลุ่มที่มีการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟและกลุ่มที่มีการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนเพียงอย่างเดียว มีค่าความแข็งแรงดัดขวางสูงกว่ากลุ่มที่ปรับสภาพพื้นผิวด้วยคลื่นไมโครเวฟ และกลุ่มที่ไม่มีการปรับสภาพพื้นผิวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เนื่องจากการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟและการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนเกิดการเชื่อมยึดระหว่างเส้นใยแก้วกับเมทริกที่ดี สังเกตจากช่องว่างระหว่างเส้นใยแก้วก้านสั้นและเมทริก (รูปที่ 2) ซึ่งการเชื่อมยึดที่ดีจะทำให้แรงเค้นจากเมทริกถ่ายทอดไปยังเส้นใยแก้ว ทำให้การเสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วมีประสิทธิภาพ⁽²⁸⁾ คล้ายคลึงกับการทดลองของ Stipho ที่พบว่าความแข็งแรงดัดขวางจะเพิ่มขึ้นร้อยละ 18 เมื่อมีการเสริมความแข็งแรงด้วยเส้นใยแก้วก้านสั้นที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนในปริมาณร้อยละ 1⁽²⁾ และการศึกษาของ Hashimi และคณะที่พบว่าการใช้สารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟในการปรับสภาพพื้นผิวเส้นใยชานอ้อย ส่งผลให้เส้นใยยึดติดกับเมทริกดีขึ้น การดูดซึมน้ำลดลง และค่าความแข็งแรงดัดขวางเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจเกิดจากคลื่นไมโครเวฟไปเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของสารคู่ควบไซเลนบางส่วน เกิดการเกาะตัวของสารคู่ควบไซเลนมากขึ้น ทำให้สารคู่ควบไซเลนยึดติดกับเส้นใยชานอ้อยดีขึ้น⁽¹⁶⁾

การปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนทำให้การเชื่อมยึดระหว่างเส้นใยแก้วและเมทริกดีขึ้น เนื่องจากเส้นใยแก้วที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนมีพลังงานพื้นผิวที่สูง ทำให้เกิดความชุ่ม (impregnate) ส่งผลให้เกิดการเชื่อมยึดเป็นพอลิเมอร์ได้ดี การเชื่อมยึดระหว่างเส้นใยแก้วกับสารคู่ควบไซเลนเกิดจากการเชื่อมยึดซิลอกเซน (siloxane bond) ที่ได้จากปฏิกิริยาการควบแน่นระหว่างหมู่ซิลานอล (silanol) กับพื้นผิวของซิลิกา และเกิดพันธะไฮโดรเจนจากหมู่คาร์บอนิล (carbonyl group) ของโมเลกุลซิลานอล ทำให้เกิดการเชื่อมยึดกัน ดังนั้นปฏิกิริยาการควบแน่นของสารคู่ควบไซเลนเป็นปฏิกิริยาสำคัญที่มีผลต่อการยึดติด^(29,30) พบว่าความร้อนเป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดปฏิกิริยาการควบแน่นของสารคู่ควบไซเลน เนื่องจากความร้อนสามารถทำให้ตัวทำละลาย เช่น น้ำ แอลกอฮอล์ และกรดอะซิติก (acetic acid) เกิดการระเหย ทำให้เกิดการกำจัดพันธะไฮโดรเจนบนพื้นผิวของเส้นใยแก้ว เป็นการเพิ่มพื้นที่ให้สารคู่ควบไซเลนเข้ามา

ทำปฏิกิริยาได้มากขึ้น^(31,32)

ส่วนกลุ่มร้อยละ 1 ของเส้นใยแก้วก้านสั้นที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยคลื่นไมโครเวฟไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของค่าความแข็งแรงดัดขวางเมื่อเทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้ผ่านการปรับสภาพพื้นผิว เนื่องจากหลังจากเส้นใยแก้วก้านสั้นออกจากตู้ไมโครเวฟ ต้องมีขั้นตอนการผสมเส้นใยแก้วก้านสั้นเข้ากับพีเอ็มเอ็มเอก่อน ทำให้ความร้อนของเส้นใยแก้วก้านสั้นหลังจากออกจากตู้ไมโครเวฟลดลง ส่งผลให้ความร้อนที่เส้นใยแก้วก้านสั้นสัมผัสกับมอนอเมอร์ลดลง ประสิทธิภาพการลดความเหนียวของมอนอเมอร์ลดลง

เมื่อเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงดัดขวางระหว่างกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุมพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แม้ว่าจะใช้เส้นใยแก้วที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิว พบว่าค่าความแข็งแรงดัดขวางสูงขึ้นแต่ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับกลุ่มที่ไม่ได้เสริมเส้นใยแก้ว เนื่องจากไม่สามารถกำหนดทิศทางการเรียงตัว การกระจายตัว และตำแหน่งการวางตัวของเส้นใยแก้วก้านสั้นในวัสดุให้มีความเหมาะสมได้⁽²¹⁾

เมื่อพิจารณาถึงโมดูลัสดัดขวางพบว่าเมื่อเพิ่มปริมาณร้อยละเส้นใยแก้วก้านสั้นมากขึ้นจะส่งผลให้ค่าโมดูลัสดัดขวางเพิ่มขึ้นสอดคล้องกับการทดลองของ Thomason ที่พบว่า การเพิ่มปริมาณของเส้นใยแก้ว จะส่งผลให้โมดูลัสดัดขวางและความยืดหยุ่นดึงเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ แต่เมื่อใส่เส้นใยแก้วปริมาณมากกว่าร้อยละ 40 จะพบว่าโมดูลัสดัดขวางและความยืดหยุ่นดึงจะไม่เพิ่มขึ้น เนื่องจากการเกิดรูพรุนที่เพิ่มมากขึ้นในเนื้อวัสดุ⁽³³⁾

แม้การทดลองนี้จะไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างกลุ่มควบคุมและกลุ่มทดลอง แต่พบว่าความแข็งแรงดัดขวางในกลุ่มร้อยละ 1 ของเส้นใยแก้วก้านสั้นที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟมีค่าสูงที่สุด แต่จากการตรวจด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดพบว่าเส้นใยแก้วมีการกระจุกตัวอยู่บางบริเวณ ถ้าสามารถทำให้เส้นใยแก้วก้านสั้นมีการกระจายตัวที่สม่ำเสมอ และอยู่ในตำแหน่งที่ต้องการได้ อาจจะทำให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางเพิ่มมากขึ้น

การศึกษาในอนาคตควรศึกษาถึงวิธีที่ทำให้เส้นใยแก้วก้านสั้นมีการกระจายตัวได้อย่างสม่ำเสมอ เพื่อเป็นแนวทางในการนำเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรมไปใช้เสริมความ

แข็งแรงแก่พีเอ็มเอ็มเอได้อย่างมีประสิทธิภาพต่อไป

บทสรุป

ภายใต้ข้อจำกัดของการทดลองนี้สรุปได้ว่าการเสริมเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรมในปริมาณต่างๆ กัน ไม่สามารถใช้เสริมความแข็งแรงดัดขวางแก่พีเอ็มเอ็มเอชนิดบ่มตัวด้วยความร้อนได้อย่างมีประสิทธิภาพ และการปรับสภาพพื้นผิวเส้นใยแก้วก้านสั้นทางอุตสาหกรรมด้วยสารคู่ควบไซเลน และสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟมีประสิทธิภาพมากกว่าการใช้คลื่นไมโครเวฟ แต่อย่างไรก็ตามกลุ่มเสริมเส้นใยแก้วก้านสั้นร้อยละ 1 ของกลุ่มที่ผ่านการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลน และสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟ มีค่าความแข็งแรงดัดขวางมากกว่ากลุ่มควบคุม และการปรับสภาพพื้นผิวด้วยสารคู่ควบไซเลนร่วมกับคลื่นไมโครเวฟให้ค่าความแข็งแรงดัดขวางมากกว่าการปรับสภาพพื้นผิวแบบอื่น

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยครั้งนี้ได้รับการสนับสนุนงบประมาณวิจัยระดับบัณฑิตศึกษาจากคณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ และขอขอบคุณ อ.ทพญ.ดร.พิมพ์เดือน รังสิยากุล และดร.ธนพัฒน์ ศาสตร์ระจุกี สำหรับคำแนะนำในการทำวิจัยและคำแนะนำทางสถิติ

เอกสารอ้างอิง

1. Narva KK, Lassila LVJ, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater* 2005; 21: 421-428.
2. Stipho H. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 580-584.
3. Vallittu PK. A Review of Fiber-Reinforced Denture Base Resins. *J Prosthodont* 1996; 5: 270-276.
4. Tandon R, Gupta S, Agarwal SK. Denture base materials: From past to future. *Indian J Dent Sci* 2010; 2: 33-39.

5. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000; 16: 150-158.
6. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Impact strength of acrylic denture base resin reinforced with woven glass fiber. *Dent Mater J* 2003; 22: 30-38.
7. Tacir I, Kama J, Zortuk M, Eskimez S. Flexural properties of glass fibre reinforced acrylic resin polymers. *Aust Dent J* 2006; 51: 52-56.
8. Yu S-H, Lee Y, Oh S, Cho H-W, Oda Y, Bae J-M. Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. *Dent Mater J* 2012; 31: 1039-1046.
9. Nakamura M, Takahashi H, Hayakawa I. Reinforcement of denture base resin with short-rod glass fiber. *Dent Mater J* 2007; 26: 733-738.
10. Garoushi SK, Lassila LVJ, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7: 10-17.
11. Narva KK, Lassila LVJ, Vallittu PK. Flexural fatigue of denture base polymer with fiber-reinforced composite reinforcement. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing* 2005; 36: 1275-1281.
12. Alla RK, Sajjan S, Alluri VR, Ginjupalli K, Upadhya N. Influence of fiber reinforcement on the properties of denture base resins. *J Biomater Nanobiotechnol* 2013; 4: 91-97.
13. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 533-539.
14. Keyf F, Uzun G, Mutlu M. The effects of HE-MA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 1142-1148.
15. Cech V, Prikryl R, Balkova R, Grycova A, Vanek J. Plasma surface treatment and modification of glass fibers. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing* 2002; 33: 1367-1372.
16. Hashemi S, Arabi H, Mirzaeyan N. Surface modification of bagasse fibers by silane coupling agents through microwave oven and its effects on physical, mechanical, and rheological properties of PP bagasse fiber composite. *Polym Compos* 2007; 28: 713-721.
17. Keller AC. Method and apparatus for heating dielectric materials: Google Patents; 1939 [cited 2016 Feb 20]. Available from: <https://www.google.com/patents/US2179261>.
18. Kestin J, Sokolov M, Wakeham WA. Viscosity of liquid water in the range - 8°C to 150°C. *J Phys Chem Ref Data* 1978; 7: 941-948.
19. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 424-427.
20. Aydin C, Yilmaz H, Çağlar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int* 2002; 33: 457-463.
21. Karacaer Ö, Polat TN, Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection-and a compression-molded denture base polymer. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 385-393.

22. Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004; 20: 947-955.
23. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth-urethane polymer composite. *Dent Mater* 2004; 20: 709-716.
24. Institution TBS. *Dentistry - Base polymers - Part 1: Denture base polymers* (ISO 20795-1:2013). United Kingdom, BSI Standards Limited; 2013: 12-16.
25. Chaijareenont P, Boonsiri I. Flexural strength of resin composite reinforced by domestic and imported glass fiber and polyethylene fiber. *CU Dent J* 2011; 34: 45-54 (in Thai).
26. Xu J, Li Y, Yu T, Cong L. Reinforcement of denture base resin with short vegetable fiber. *Dent Mater* 2013; 29: 1273-1279.
27. Jagger D, Harrison A, Jandt K. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 185-194.
28. Vallittu PK, Lassila LVJ, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater* 1994; 10: 116-121.
29. Vallittu PK. Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of auto-polymerizing polymethylmethacrylate-glass fibre composite. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 124-130.
30. Shen C, Oh W-s, Williams JR. Effect of post-silane drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 453-458.
31. Roulet J, Söderholm K, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res* 1995; 74: 381-387.
32. Barghi N, Berry T, Chung K. Effects of timing and heat treatment of silanated porcelain on the bond strength. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 407-412.
33. Thomason J, Vlug M. Influence of fibre length and concentration on the properties of glass fibre-reinforced polypropylene: 1. Tensile and flexural modulus. *Composites Part A: Applied science and manufacturing* 1996; 27: 477-484.