วัสดุบูรณะฟันเรซินคอมโพสิต: ส่วนประกอบ การพัฒนา และการเลือกใช้งาน
DENTAL RESIN COMPOSITE: COMPOSITION, DEVELOPMENT AND SELECTION

*ปิยะนารถ เอกวรพจน์**
Piyanart Ekworapoj*

ภาควิชาทันตกรรมทั่วไป คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
General Dentistry Department, Faculty of Dentistry, Srinakarinwirot University, Thailand.

***Corresonding author, Email:** piyanart@swu.ac.th*

บทคัดย่อ

วัสดุบูรณะฟันเรซินคอมโพสิตเป็นวัสดุที่ลอกเลียนลักษณะฟันธรรมชาติที่ดี เนื่องจากมีสีเหมือนฟันสวยงามเป็นที่นิยมและใช้แทนที่วัสดุบูรณะฟันอมัลกัม ถึงแม้ว่าเรซินคอมโพสิตจะมีความแข็งแรงน้อยกว่า แต่ได้รับความนิยมเพิ่มมากขึ้น ทำให้ได้รับการพัฒนาต่อเนื่องมาตลอดระยะเวลากว่า 50 ปี นับตั้งแต่มีการคิดค้นวัสดุประเภทนี้ ปัจจุบันเรซินคอมโพสิตมีคุณสมบัติทางด้านความแข็งแรงและคุณสมบัติในการใช้งานดีขึ้นกว่าเรซินคอมโพสิตในยุคแรก อย่างไรก็ตามการบูรณะฟันด้วยวัสดุเรซินคอมโพสิตยังคงพบปัญหาเรื่องการเสียวฟันหลังอุดฟัน การเกิดฟันผุซ้ำ การแตกหักของคอมโพสิต สาเหตุอาจเนื่องมาจากการหดตัวของวัสดุในขณะที่แข็งตัว ดังนั้นแนวทางการพัฒนาวัสดุนี้จึงมุ่งเน้นเพื่อการแก้ไขปัญหาดังกล่าวร่วมกับการพัฒนาคุณสมบัติทางกล ทางแสง การต่อต้านเชื้อแบคทีเรียและการใช้งานที่สะดวกมากยิ่งขึ้น รูปแบบในการพัฒนามีทั้งการปรับปรุงส่วนประกอบที่สำคัญของคอมโพสิตและการพัฒนาการใช้งานทางคลินิกกับวัสดุประเภทนี้ บทความนี้นำเสนอข้อมูลเกี่ยวกับการพัฒนาวัสดุเรซินคอมโพสิตที่ใช้ในทางทันตกรรม ในช่วงประมาณปี ค.ศ. 2000 เป็นต้นมา ตั้งแต่ชนิดและส่วนประกอบหลัก รูปแบบการพัฒนาวัสดุ และการเลือกใช้งาน

คำสำคัญ: วัสดุอุดฟันเรซินคอมโพสิต การพัฒนาวัสดุเรซินคอมโพสิต

Abstract

Dental resin composite is a restorative materials which is good for mimicking the natural tooth. Due to its color looks like the color of the tooth structure, nowsaday it is popular as a material of choice instead of dental amalgam. Eventhough dental resin composite has an infererior mechanical properties compared to dental amalgam, there is an increase in the use of this material. This leads to the continuum development of this material over almost 50 years since it was invented in 1964. Currently, Resin composite has improved both mechanical and esthetic properties compared to the earlier one. However, the postoperative sensitivity, secondary caries and fractured filling still be found for composite restoration. The main cause for this clinical failure is from the polymerization shrinkage of resin composite. Future development for resin composite aims at solving these problems with the combination of enhancement of both optical, mechanical and other

properties such as antibacterial property and manipulation. The ways to reduce polymerization shrinkage are the modification of the formulation of resin composite and clinical technique. This article provides the information about basic composition, types, development, and selection.

Keywords: Dental Resin Composite, Development of Resin Composite

บทนำ

การบูรณะฟันด้วยวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิตเป็นที่นิยมกันมากในปัจจุบัน วัสดุประเภทนี้สามารถตอบสนองความต้องการของวัสดุที่ใช้ในการบูรณะฟันในเรื่องของสีที่สวยงามใกล้เคียงกับสีฟันธรรมชาติ มีความแข็งแรงที่เพียงพอจะรับแรงบดเคี้ยวในช่องปากได้ วัสดุบูรณะฟันประเภทเรซินคอมโพสิตได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องตลอดระยะเวลากว่า 50 ปี นับตั้งแต่การค้นพบเรซินชนิดนี้ โดย Bowen ในปี ค.ศ. 1964 [1] ดังจะเห็นได้จากมีรายการงานวิจัยมากมายตีพิมพ์เกี่ยวกับวัสดุนี้ และมีการผลิตวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิตหลากหลายชนิดออกสู่ตลาดตลอดเวลา มีให้เลือกมากมายหลายชนิดและหลากหลายบริษัทผู้ผลิต

การปรับปรุงวัสดุคอมโพสิตเรซินทำได้ทั้งในส่วนโมโนเมอร์วัสดุอัดแทรกและส่วนของสารยึดติดระหว่างโมโนเมอร์กับวัสดุอัดแทรกที่เป็นส่วนประกอบหลักของเรซินคอมโพสิต เพื่อให้ได้คุณสมบัติของวัสดุที่ดีขึ้น [1] ถึงแม้ว่าคอมโพสิตในปัจจุบันจะได้รับการพัฒนาคุณสมบัติทางกายภาพให้มีสีสวยงามขึ้นและมีความแข็งแรงทนต่อการบดเคี้ยว แต่ก็ยังพบว่ามีปัญหาการหดตัวจากการแข็งตัวของวัสดุ [2] แรงที่เกิดขึ้นจากการหดตัวของวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิตดึงเนื้อวัสดุเรซินคอมโพสิตที่ยึดติดกับผิวโครงสร้างของฟันเข้าหาศูนย์กลางก่อให้เกิดรอยแยกระหว่างวัสดุกับผิวฟัน ซึ่งเป็นทางให้เชื้อแบคทีเรียเข้าสู่ฟันพร้อมกับการสะสมของคราบจุลินทรีย์บริเวณช่องรอยแยกทำให้เกิดเป็นฟันผุซ้ำบริเวณฟันที่บูรณะด้วยวัสดุนี้ นอกจากนี้ยังทำให้เกิดการเสียวฟันหลังจากการอุดฟัน รวมถึงการแตกหักและติดสีตามขอบของวัสดุ [3] แนวทางในการแก้ปัญหาเรื่องการหดตัวจากการแข็งตัวของวัสดุทำได้โดยการเพิ่มวัสดุอัดแทรกเข้าไปในส่วนของเรซินเมทริกซ์ การลดขนาดของวัสดุอัดแทรกลงทำให้สามารถเพิ่มปริมาณวัสดุอัดแทรกลงในส่วนของเรซินเมทริกซ์ได้มากขึ้น นาโนเทคโนโลยีได้ถูกนำมาใช้ในการพัฒนาเรซินคอมโพสิตเพื่อลดขนาดอนุภาคของวัสดุอัดแทรกทำให้สามารถเพิ่มปริมาณวัสดุอัดแทรกในเนื้อเมทริกซ์ของเรซินคอมโพสิตได้ นอกจากนี้ในแง่ของเทคนิคทางคลินิกมีหลากหลายวิธีในการลดการหดตัวจากการแข็งตัวของวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิต อาจทำได้ตั้งแต่การปรับเปลี่ยนเทคนิคการนำวัสดุอุดใส่ในโพรงฟัน เทคนิคการฉายแสง ชนิดของแสงที่ใช้ในการทำให้คอมโพสิตแข็งตัว หรือโดยการเปลี่ยนจากการบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิตทางตรงเป็นการบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิตทางอ้อม ซึ่งทำในห้องปฏิบัติการทางทันตกรรมนอกเหนือจากการทำชิ้นงานบูรณะฟันให้ได้รูปร่างที่ดีใกล้เคียงกับลักษณะของฟันตามธรรมชาติแล้ว ยังช่วยลดปัญหาการหดตัวจากการแข็งตัวของวัสดุเพื่อเพิ่มคุณสมบัติทางกายภาพและความแข็งแรงของวัสดุเรซินคอมโพสิต [4]

บทความนี้ให้ข้อมูลเกี่ยวกับวัสดุประเภทเรซินคอมโพสิตทางทันตกรรม ตั้งแต่ส่วนประกอบและชนิดความสัมพันธ์ระหว่างส่วนประกอบและคุณสมบัติกับการใช้งานทางคลินิก การพัฒนาเรซินคอมโพสิต รวมถึงการใช้งานเรซินคอมโพสิตที่มีใช้อยู่ในปัจจุบัน

ส่วนประกอบและชนิดของวัสดุบูรณะฟันเรซินคอมโพสิต

เรซินคอมโพสิตเป็นวัสดุลูกผสมที่มีส่วนประกอบหลัก 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนเมทริกซ์ (matrix phase) ประกอบด้วย สารโมโนเมอร์ และส่วนของวัสดุอัดแทรก (Filler Phase) เป็นสารที่เติมลงเมทริกซ์ เพื่อเสริมคุณสมบัติทางด้านความแข็งแรงให้กับวัสดุ วัสดุอัดแทรกส่วนใหญ่เป็นอนุภาคของแก้วชนิดต่างๆ ส่วนนี้เป็นส่วนสำคัญที่มีผลต่อคุณสมบัติทางกลของเรซินคอมโพสิต ส่วนโมโนเมอร์ที่ใช้ในวัสดุอุดคอมโพสิตเรซินส่วนใหญ่พบว่าเป็น โมโนเมอร์บิสฟีนอลเอไดไกลซิดอลเมทาครัยเลท (Bis-phenol-A-diglycidyl-methacrylate (Bis-GMA)) และยูรีเทนไดเมทาไคลเลท (urethane dimethacrylate (UDMA)) [5] การใส่วัสดุอัดแทรกในเรซินคอมโพสิตเพื่อปรับปรุงคุณสมบัติด้านความแข็งแรง ความต้านทานการแตกหัก ความยืดหยุ่น การขัดแต่ง ความเรียบและความสวยงาม ส่วนประกอบอื่นๆ ได้แก่ ตัวกระตุ้นการเกิดการโพลีเมอร์ไรเซชั่น รงควัตถุที่ใช้ปรับแต่งสีคอมโพสิต เป็นต้น

เรซินคอมโพสิตที่ผลิตในระยะแรกเป็นชนิดแข็งตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีและมีขนาดของวัสดุอัดแทรกขนาดใหญ่ประมาณ 10 ไมครอน เรียกว่าแมคโครเรซินคอมโพสิต จากการวิจัยและพัฒนาวัสดุประเภทคอมโพสิตทำให้วัสดุอัดแทรกของเรซินคอมโพสิตมีขนาดเล็กลงจนกระทั่งกลายเป็นเรซินคอมโพสิตชนิดไมโครฟิลด์เรซินคอมโพสิต (microfilled resin composite) พบว่า วัสดุบูรณะฟันเรซินคอมโพสิตที่ใช้โดยในปัจจุบันอาจจะมีขนาดของวัสดุอัดแทรกเล็กลงเฉลี่ยประมาณ 1 ไมครอนหรือเล็กกว่า ต่อมามีการใส่วัสดุอัดแทรกมีขนาดเล็กลงมากขึ้นกว่าขนาดวัสดุอัดแทรกในเรซินคอมโพสิตชนิดไมโครฟิลด์ เนื่องจากการผลิตด้วยเทคโนโลยีนาโนทำให้ได้วัสดุอัดแทรกที่มีขนาดเล็กมากจนกระทั่งมีขนาดในระดับนาโนเมตร มีขนาดตั้งแต่ 0.1-100 นาโนเมตร เกิดเป็นเรซินคอมโพสิตชนิดใหม่ขึ้น เรียกว่า นาโนฟิลเลอร์คอมโพสิต มีการพัฒนาเรซินคอมโพสิตประเภทนี้ต่อเนื่องทำให้การจัดแบ่งชนิดของเรซินคอมโพสิตในปัจจุบันเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม นอกเหนือจากไมโครฟิลด์ (Microfilled Resin Composite),ไมโครไฮบริด (Microhybrid Resin Composite) ยังมีชนิดของเรซินคอมโพสิตที่เพิ่มขึ้น ได้แก่ นาโนฟิลด์ (Nanofilled Resin Composite) และนาโนไฮบริดคอมโพสิต (Nanohybrid Resin Composite) ที่มีคุณสมบัติทางกลและกายภาพที่ดีขึ้นกว่าเรซินคอมโพสิตในยุคแรก [4-5]

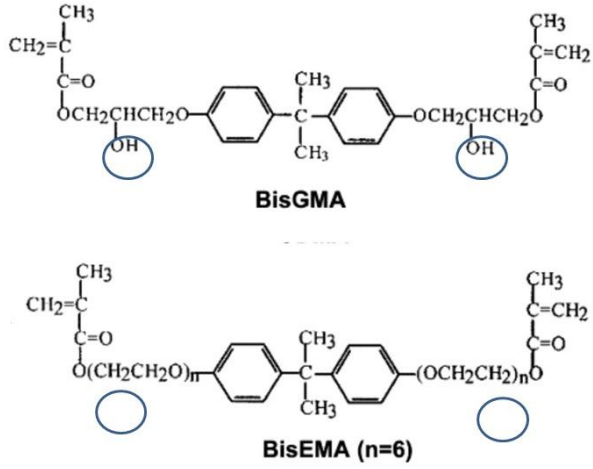
การพัฒนาวัสดุเรซินคอมโพสิต

การปรับปรุงส่วนประกอบทางเคมีของเรซินคอมโพสิต

ในการพัฒนาวัสดุบูรณะฟันประเภทเรซินคอมโพสิตมุ่งเน้นการปรับปรุงคุณสมบัติเชิงกลและการปรับปรุงคุณสมบัติการใช้งานของวัสดุทั้งในแง่ความสะดวกในการใช้งาน รูปแบบการจ่ายวัสดุ การปรับปรุงคุณสมบัติทางกลอาจทำได้โดยการเพิ่มปริมาณวัสดุอัดแทรก เพื่อเพิ่มความแข็งแรงดัดขวาง (Flexural Strength) มากขึ้น ส่วนการปรับเปลี่ยนชนิดของโมโนเมอร์แทนที่โมโนเมอร์ดั้งเดิมเพื่อวัตถุประสงค์ในเรื่องของการลดการหดตัวของคอมโพสิตเป็นหลัก นอกเหนือจากความต้องการให้วัสดุมีคุณสมบัติทางกลที่ดีขึ้น สำหรับคอมโพสิตที่มีระบบโมโนเมอร์เมทราครีเลตชนิด Bis-GMA หรือ UDMA หรือมีทั้งสองชนิดร่วมกับเมทราครัยเลตโมโนเมอร์ตัวอื่นเป็นส่วนประกอบหลัก จะเรียกว่า คอมโพสิตประเภทเมทราครัยเลต (Methacrylate-based Dental Composite)

การปรับเปลี่ยนชนิดของโมโนเมอร์ที่เป็นส่วนประกอบหลัก อาจใช้วิธีการสังเคราะห์อนุพันธ์

ของโมโนเมอร์ดั้งเดิม ตัวอย่างเช่น โมโนเมอร์ Bis-EMA จะเกิดจากการดัดแปลงโมโนเมอร์ชนิด Bis-GMA โดยการกำจัดหมู่ไฮดรอทซิล (-OH group) ที่มีอยู่ในโครงสร้างของ Bis-GMA ทำให้ได้โครงสร้างที่เล็กกว่า Bis-GMA ดังแสดงในภาพที่ 1 ทำให้ลดการหดตัวของเรซินคอมโพสิตที่มีโมโนเมอร์ชนิดนี้เป็นส่วนประกอบ และมีลักษณะที่ไม่ชอบน้ำ (hydrophobic) เพิ่มมากขึ้น ทำให้เรซินเมทริกซ์มีการดูดน้ำน้อยลง เรซินคอมโพสิตมีความแข็งแรงมากขึ้น [6]

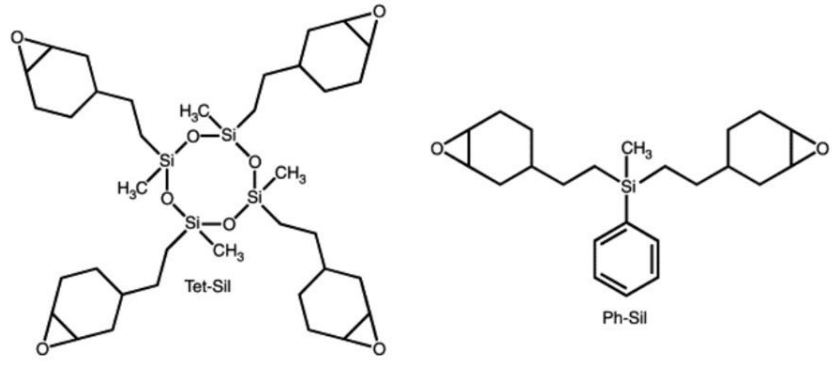


ภาพที่ 1 แสดงโครงสร้างทางเคมีของโมโนเมอร์ Bis-GMA และ Bis-EMA ที่เป็นอนุพันธ์ของ Bis-GMA ที่มีการดัดแปลงตัดส่วนของหมู่ฟังก์ชั่น –OH ออกจากส่วนโครงสร้างเดิมของ Bis-GMA

ที่มา: Palin WW, et al. (2003). Monomer conversion versus Flexural strength of a novel dental composite. *J Dent.* 31(5): 341-351. [7]

นอกจากนี้ยังพบว่า มีความพยายามในการเปลี่ยนแปลงชนิดของโมโนเมอร์ที่เป็นส่วนประกอบหลัก ในวัสดุคอมโพสิตเรซิน โดยการสังเคราะห์โมโนเมอร์ชนิดใหม่ขึ้น เพื่อลดปัญหาการหดตัวของวัสดุเรซินคอมโพสิตที่มี Bis-GMA เป็นส่วนประกอบ อาจเรียกกลุ่มวัสดุคอมโพสิตชนิดนี้ว่า เรซินคอมโพสิตชนิดไม่มีเมทราครัยเลต (Non-methacrylate-based Dental Composite) ตัวอย่างเช่น วัสดุเรซินคอมโพสิตที่ใช้โมโนเมอร์ชนิดไซโลเรน (Silorane) ซึ่งเป็นสารที่เกิดจากการทำปฏิกิริยาระหว่างออกไซเรน (Oxirane) และไซโลเซน (Siloxane) มีโครงสร้างทางเคมีเป็นวงแหวน ดังแสดงในภาพที่ 2 โครงสร้างของโมโนเมอร์ที่เป็นวงแหวนจะหดตัวน้อยกว่าเมื่อเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชั่น เมื่อเทียบกับการเกิดโพลีเมอร์ไรเซชั่นของโมโนเมอร์ที่เป็นสายยาว [8] จากรายงานวิจัยเปรียบเทียบความแข็งแรงกดอัดและเปอร์เซนต์การหดตัวของวัสดุเรซินคอมโพสิตที่มีในท้องตลาดชนิดต่างๆ (นาโนคอมโพสิต, ไฮบริดเรซินคอมโพสิต และไมโครฟิลเรซินคอมโพสิต) กับไซโลเรนคอมโพสิต พบว่า ไฮบริดเรซินคอมโพสิตให้ค่าความแข็งแรงกดอัดและความแข็งแรงบิดมากที่สุด และส่วนไซโลเรนเรซินคอมโพสิต ให้ค่าความแข็งแรงกดอัดและค่าความแข็งแรงบิดน้อยที่สุด แต่มีเปอร์เซนต์การหดตัวน้อยที่สุด ให้ค่าเฉลี่ยเปอร์เซนต์

การหดตัวน้อยกว่า 1.5% ซึ่งต่ำกว่าวัสดุบูรณะฟันที่มีเรซินเป็นส่วนประกอบชนิดอื่นๆ ที่มีค่าเฉลี่ยมากกว่า 1.5% ตัวอย่างเรซินคอมโพสิตในท้องตลาดที่ประกอบด้วยไซโลเรนโมโนเมอร์ ได้แก่ Filtek™ LS (3M ESPE, USA) [9]



ภาพที่ 2 แสดงโครงสร้างทางเคมีของไซโลเรนโมโนเมอร์ 2 ชนิด ได้แก่ ชนิด Tet-Sil และ Ph-Sil

ที่มา: Lien, W; and Vandewalle, K. (2010). Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater*. 26: 337-3441. [10]

ในส่วนของการพัฒนาวัสดุอัดแทรกนั้น เรซินคอมโพสิตชนิดดั้งเดิมใช้เทคนิคการเติมวัสดุอัดแทรก เช่น แก้วซิลิกา แบเรียม สตรอนเชียม เซอร์โคเนียมและแก้วซิลิเกต ลงในเรซินโดยตรง โดยไม่ได้มีขบวนการเพื่อสร้างความเข้ากันได้ระหว่างวัสดุอัดแทรกและเรซินเมทริกซ์ ทำให้คุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุเรซินคอมโพสิตเมื่อใช้งานมาในระยะหนึ่งเกิดการหลุดออกของวัสดุอัดแทรกจากเนื้อเรซินเมทริกซ์ ทำให้ผิววัสดุมีความหยาบ และไม่สวยงาม ต่อมาได้พัฒนาเพิ่มส่วนของเทคนิคการเตรียมพื้นสภาพผิวของวัสดุอัดแทรกก่อนเติมลงในเรซิน เพื่อทำให้เกิดความเข้ากันได้ และช่วยลดปัญหาการหดตัวเมื่อเกิดปฏิกริยาโพลีเมอร์ไรเซชั่น โดยวัสดุอัดแทรกดั้งเดิมจะถูกนำมาดัดแปลงโดยเคลือบเรซินก่อน เรียกว่า “Prepolymerization” และบดให้มีขนาดเล็กลง ตัวอย่างเช่น เมื่อนำวัสดุอัดแทรกประเภทแก้วซิลิกาที่มีขนาด 40 นาโนเมตร และใช้ปริมาณร้อยละ 80 โดยปริมาตรใส่เข้าไปในเรซินเหลวซึ่งละลายอยู่ในอะซิโตน หลังจากทำให้แข็งตัวแล้วนำมาบดให้ละเอียดจะได้วัสดุอัดแทรกที่มีขนาดอนุภาค 20-50 นาโนเมตร การเติมวัสดุอัดแทรกประเภทพรีโพลีเมอร์ทำให้ได้เรซินที่มีวัสดุอัดแทรกที่มีขนาดเล็กลงและสามารถใส่ลงในเรซินได้ในปริมาณที่เพิ่มขึ้น อีกทั้งสามารถยึดติดได้ดีในเนื้อของเรซินเมทริกซ์ [11]

การพัฒนานาโนเทคโนโลยีมีการแพร่หลายจากวงการอุตสาหกรรมและถูกนำมาใช้ในทางการแพทย์ ทั้งในการรักษาและการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ ในทางทันตวัสดุศาสตร์ได้นำนาโนเทคโนโลยีมาใช้ในการทำให้วัสดุอัดแทรกในเรซินคอมโพสิตมีขนาดเล็กลง รูปแบบการปรับขนาดอนุภาคให้มีขนาดเล็กลงในระดับนาโนอาจทำได้ในรูปแบบของ “Nanomeric Particle” ซึ่งเป็นอนุภาคชนิดเดียวกันอยู่เป็นอนุภาคเดี่ยว หรือแบบที่ชนิดอนุภาคอยู่ในรูปของ “Nanocluster

particle" ซึ่งอนุภาคของวัสดุอัดแทรกจะมีทั้งอยู่รวมกันเป็นกลุ่มก้อนของอนุภาคต่างชนิดกัน หรือต่างขนาดกันของอนุภาคชนิดเดียวกัน เพื่อให้นาโนฟิลด์เรซินคอมโพสิตสามารถใส่วัสดุอัดแทรกได้ปริมาณมาก จะใช้เทคนิคการเตรียมพื้นผิวเช่นเดียวกับ Prepolymerization Technique โดยการนำอนุภาคนาโนเมอร์ริก ขนาดประมาณ 20-70 นาโนเมตร มาเคลือบผิวด้วยสารไซเลน (MPTS, 3-Methacryloxypropyltrimethoxy silane) เมื่อผสมรวมกับเรซินทำให้สามารถยึดกับเรซินได้ดี นอกจากนี้ยังช่วยลดความหนืดของเรซินคอมโพสิตเพิ่มความเข้ากันได้ระหว่างเรซินกับวัสดุอัดแทรก พบว่า นาโนฟิลด์คอมโพสิตมีขนาดของวัสดุอัดแทรกประเภทนาโนฟิลเลอร์ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 0.1-100 นาโนเมตร มีปริมาณวัสดุอัดแทรกได้มากถึง 79.5% โดยปริมาตร มีคุณสมบัติทางกล และความสามารถต้านทานต่อการสึกกร่อนเพิ่มมากขึ้น นอกเหนือนั้นสีวัสดุยังมีความใสสวยงามเหมือนฟันธรรมชาติ [12]

จากการศึกษาเปรียบเทียบลักษณะทางจุลภาค รวมถึงคุณสมบัติทางกลด้านต่างๆ คุณสมบัติในการต้านทานต่อการสึกกร่อน และคุณสมบัติทางแสงของวัสดุนาโนฟิลด์เรซินคอมโพสิตเปรียบเทียบกับเรซินคอมโพสิตชนิดอื่นๆ พบว่า เรซินคอมโพสิตชนิดนาโนฟิลด์แบบ Nanocluster จะเป็นส่วนที่มีวัสดุอัดแทรกผสมกันระหว่าง เซอร์โครเนีย-ซิลิกา สำหรับการอุดบริเวณที่ต้องการความแข็งแรง เนื้อวัสดุมีความทึบมากกว่า มีค่าอัตราการสึกเทียบเท่ากับเรซินคอมโพสิตชนิดนาโนไฮบริด ส่วนนาโนฟิลด์คอมโพสิตแบบ nanomeric particle มีอนุภาคชนิดเดียว ได้แก่ แก้วซิลิกา ที่เนื้อเรซินคอมโพสิตมีความใสและใช้เพื่อวัตถุประสงค์ในการบูรณะฟันบริเวณที่ต้องการความสวยงาม มีอัตราการสึกของฟันมากกว่าไฮบริดไมโครฟิลด์เรซินคอมโพสิตที่มีขนาดอนุภาคเล็กกว่าระดับไมครอน [13] และจากผลการศึกษาค่าความแข็งผิวของ Hubbezoglu และคณะ (2007) รายงานค่าความแข็งผิวของเรซินคอมโพสิตชนิดนาโนเรซินคอมโพสิต (Filtek™ Supreme, 3M ESPE, USA) มีค่าความแข็งมากกว่าไฮบริดเรซินคอมโพสิต (Solitare 2, Heraus Kulzer, Germany), ไมโครฟิลด์เรซินคอมโพสิต (Durafil VS®, Heraeus Kulzer, Germany) และไมโครไฮบริดเรซินคอมโพสิต (Gardia Direct®, Heraeus Kulzer, Germany) ตามลำดับ [14]

การพัฒนาคอมโพสิตเพื่อการใช้งานทางคลินิก

การปรับปรุงคุณสมบัติการใช้งานของวัสดุเรซินคอมโพสิตนั้นเพื่อทำให้การใช้งานสะดวกมากขึ้น โดยปกติวัสดุบูรณะฟันด้วยเรซินคอมโพสิตต้องการขั้นตอนการเตรียมพื้นผิวเพื่อให้เกิดการยึดติดที่ดีกับโครงสร้างของฟันที่จะทำการบูรณะ จึงได้มีการพัฒนาวัสดุคอมโพสิตรูปแบบใหม่ ที่ไม่ต้องการขั้นตอนการเตรียมพื้นผิวฟัน เพื่อลดขั้นตอนการใช้งานของระบบสารยึดติดที่ต้องใช้ทาก่อนที่จะอุดด้วยคอมโพสิตลงในโพรงฟัน เรียกว่า "self adhering flowable Dental Composite" เป็นคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้ดี หรือคอมโพสิตที่มีความข้นหนืดน้อย (Flowable Dental Composite) ที่สามารถอุดได้โดยไม่ต้องการขั้นตอนการทาสารยึดติดก่อน ตัวอย่างผลิตภัณฑ์ได้แก่ Vertise Flow, Kerr Dental, USA รายงานผลการทดสอบเปรียบเทียบความแข็งแรงในการยึดติดกับโครงสร้างของฟัน และความแนบสนิทกับขอบของโพรงฟัน พบว่าให้ความแข็งแรงในการยึดติดเทียบเท่าหรือด้อยกว่าการยึดติดกับโครงสร้างของคอมโพสิตที่มีขั้นตอนการใช้งานของระบบสารยึดติด แต่ให้ความแนบสนิทกับขอบของโพรงฟันที่ดี [15-16]

ปัจจุบันทันตกรรมสำหรับความสวยงาม (Esthetic Dentistry) ได้รับความนิยมเพิ่มมากขึ้น เรซินคอมโพสิต ซึ่งเป็นหนึ่งในตัวเลือกของวัสดุ

ที่ใช้บูรณะฟันเพื่อความสวยงาม เรซินคอมโพสิตมีการปรับปรุงพัฒนาให้สอดรับกับการรักษาทางทันตกรรมที่มีการเปลี่ยนแปลง เป็นแนวคิดการบูรณะฟันที่ให้ความสำคัญกับความต้องการในด้านความสวยงาม และความเสมือนจริงมากที่สุดของวัสดุบูรณะฟันโดยเฉพาะฟันหน้า มีการปรับปรุงสูตรการผลิตเรซินคอมโพสิตให้มีสีและคุณสมบัติทางแสงที่เหมาะสมกับส่วนต่างๆ ของโครงสร้างฟัน เป็นรูปแบบของเรซินคอมโพสิตจะเป็นระบบหลากหลายความโปร่งและทึบแสง แทนที่รูปแบบเดิมที่ใช้เรซินคอมโพสิตเฉดสีเดียวกันเนื้อเดียว อุดได้ในทุกส่วนของโครงสร้างฟันเรซินคอมโพสิตระบบใหม่ จะแบ่งเป็นส่วนที่เรียกว่า “Dentin” หรือ “Body” หรือ “Opaque” ที่เหมาะสำหรับการอุดฟันในส่วนของเนื้อฟัน และส่วนของ “Enamel” เรซินที่เหมาะสำหรับการอุดส่วนที่เป็นชั้นเคลือบฟันมีสีตามเฉดสีของฟันเรซินคอมโพสิตที่มีเฉดสี และแยกเนื้อเรซินคอมโพสิตสำหรับแต่ละส่วนของโครงสร้างฟัน เพิ่มความเสมือนจริงของชิ้นงานบูรณะ โดยจะมีเรซินคอมโพสิตที่มีสีของชั้นเนื้อฟัน ชั้นเคลือบฟัน และชั้นปลายฟันแยกจากกัน ทันตแพทย์สามารถจะเลือกสีฟันและความโปร่งแสงของฟันได้หลากหลายมากขึ้นตามบริเวณที่ต้องการบูรณะ [17]

นอกจากการบูรณะด้วยเรซินคอมโพสิตจะใช้บูรณะฟันเพื่อเพิ่มความสวยงามให้กับฟัน ปัจจุบันได้มีการผลิตเรซินคอมโพสิตที่มีสีเหมือนเนื้อเยื่อเหงือก เพื่อใช้ในการบูรณะเพื่อความสวยงามให้กับเหงือกในกรณีที่เหงือกมีปัญหาการเว้าแหว่งหรือเหงือกร่น ตัวอย่างเช่น เรซินคอมโพสิตสีชมพู (Amaris®, Voco Dental, USA) เป็นตัวเลือกสำหรับนำมาใช้อุดรากฟันบริเวณที่เหงือกร่น เรซินคอมโพสิตสามารถแก้ปัญหาความสวยงามบริเวณคอฟันโดยจะเป็นวัสดุสีชมพูสร้างความเสมือนจริงให้กับเนื้อเยื่อเหงือก โดยมีสีทึบ (Opaque) เพื่อปิดสีรากฟัน ลดความยาวของฟัน นำมาใช้ในผู้ป่วยโรคปริทันต์หรือปิดสีขอบครอบฟัน ดังแสดงในภาพที่ 3 [18]

ก ข

ภาพที่ 3 แสดงการบูรณะคอฟันด้วยเรซินคอมโพสิตที่มีสีเหมือนสีเหงือก

ก. แสดงก่อนการบูรณะบริเวณคอฟันที่มีการร่นของเหงือก

ข. เป็นภาพหลังการบูรณะด้วยคอมโพสิตที่สีเหมือนเนื้อเยื่อเหงือกเพื่อความเสมือนจริงในฟันธรรมชาติ

ที่มา: http://www.voco.com/nl/products/_products/amaris_gingiva/Amaris_Gingiva_Folder_GB_079.pdf [18]

การเลือกใช้งานทางคลินิกของวัสดุเรซินคอมโพสิต

ความเข้าใจถึงส่วนประกอบและคุณสมบัติของวัสดุเรซินคอมโพสิต มีส่วนช่วยประกอบการตัดสินใจเลือกวัสดุเรซินคอมโพสิตเพื่อการบูรณะฟันในสถานการณ์ทางคลินิกต่างๆ กัน กรณีการบูรณะฟันที่บริเวณหรือตำแหน่งที่ต้องการบูรณะที่แตกต่างกัน ซึ่งมีความเกี่ยวข้องกับความต้องการระดับความสวยงามของวัสดุบูรณะฟันและความต้องการระดับคุณสมบัติทางกลของวัสดุ [19] คุณสมบัติทางแสง เช่น ค่าดัชนีความโปร่งแสง (Translucency Parameter) ถูกนำมาใช้ในการประเมินคุณสมบัติเรื่องความสวยงามของคอมโพสิต พบว่า คอมโพสิตที่มีค่าดัชนีความโปร่งแสงสูงจะมีความใสมาก เช่น ไมโครฟิลด์คอมโพสิต และนาโนฟิลด์คอมโพสิต [20] นอกเหนือจากคุณสมบัติเรื่องความใส (Translucency) ควรพิจารณาคุณสมบัติในแง่ของความสามารถในการขัดให้เงา (Polishability and Gloss Retention) ได้ คอมโพสิตที่มีความใสและสวยงามจะถูกพิจารณาให้เทียบเคียงกับชั้นเคลือบฟันและนำมาใช้อุดในชั้นเคลือบฟันสำหรับเทคนิคการอุดฟันแบบ “Layering Technique” โดยอุดในส่วนที่เป็นผิวเคลือบฟัน ส่วนชั้นที่มีความทึบแสงมากกว่าได้แก่ ชั้นเนื้อฟัน ควรเลือกคอมโพสิตเรซินชนิดที่มีดัชนีความโปร่งแสงที่มีค่าต่ำกว่าค่าดัชนีความโปร่งแสงของคอมโพสิตเรซินชนิดต่างๆ ที่มีในท้องตลาด ดังแสดงในตารางที่ 1

นอกจากนี้พบว่า ชนิดของวัสดุอัดแทรกมีผลต่อค่าดัชนีความใสของเรซินคอมโพสิต พบว่าเรซินคอมโพสิตที่มีวัสดุอัดแทรกประเภทเซรามิกส์เซอร์โครเนียให้ดัชนีความใสที่สูงกว่าเรซินคอมโพสิตที่มีแก้วแบเรียมและแก้วซิลิกาเป็นส่วนประกอบ นอกเหนือจากการพิจารณาชนิดของวัสดุอัดแทรกและค่าดัชนีความโปร่งแสงของเนื้อคอมโพสิตเรซินแล้ว สีของเรซินคอมโพสิตที่มีลักษณะเหมือนสีฟันธรรมชาติเกิดจากการผ่านได้ของแสงผ่านส่วนของเมทริกซ์และวัสดุอัดแทรก ขนาดของวัสดุอัดแทรกนั้นมีผลต่อการผ่านได้และสะท้อนของแสง สีของเรซินคอมโพสิตที่สะท้อนผ่านเรซินเมทริกซ์ที่มีวัสดุอัดแทรกที่มีขนาดเล็ก จะมีการผ่านได้ของแสงที่ดีกว่าและแสดงความใสสวยงามมากกว่าสีของเรซินคอมโพสิตที่มีขนาดอนุภาควัสดุอัดแทรกที่มีขนาดใหญ่ และมีการผ่านได้ของแสงไม่ดี [21]

จากข้อมูลเกี่ยวกับส่วนประกอบและคุณสมบัติของคอมโพสิตเรซินที่กล่าวมาแล้ว สามารถนำมาใช้พิจารณาเลือกชนิดของคอมโพสิตที่เหมาะสมกับการบูรณะฟัน กรณีการบูรณะฟันในฟันหน้าที่โพรงฟันมีขนาดเล็ก การเลือกใช้เรซินคอมโพสิตเพื่อการบูรณะส่วนที่ชั้นเคลือบฟันขอบเขตโพรงฟันไม่กว้าง อาจพิจารณใช้เทคนิคการอุดในคลินิกโดยใช้เรซินคอมโพสิตชนิด universal เพียงสีเดียวได้ พิจารณาเลือกใช้คอมโพสิตชนิดไมโครฟิลด์ หรือนาโนฟิลด์คอมโพสิต ส่วนในกรณีที่โพรงฟันมีขนาดใหญ่ บริเวณฟันหน้าและต้องการการบูรณะที่สวยงามเหมือนฟันธรรมชาติ ระดับความลึกไปที่ระดับชั้นเนื้อฟันและรวมถึงเคลือบฟัน ควรเลือกใช้ระบบเรซินคอมโพสิตที่มีสีให้เลือกตามส่วนต่างๆ ของฟัน เช่น บริเวณคอฟัน ส่วนตัวฟัน และบริเวณปลายฟัน การอุดฟันด้วยเรซินคอมโพสิตในส่วนของปลายฟันซึ่งจะเป็นบริเวณที่แสงผ่านได้มากกว่าบริเวณอื่นๆ เพราะฉะนั้นเรซินคอมโพสิตควรมีคุณสมบัติที่โปร่งแสงมากกว่าเรซินคอมโพสิตที่ทึบแสง [20, 22]

ตารางที่ 1 แสดงสีของเรซินคอมโพสิตและระดับความโปร่งแสง

Manufacturer	Brand	Shade	Translucency parameter
Kerr Orange CA	Premise	A2	7.2 (0.4)
		A2 opaque (A2O)	5.0 (0.2)
		B2	7.0 (0.5)
		B2 opaque	5.7 (0.1)
	Point 4	A2	8.7 (0.3)
		A2 opaque (A2O)	5.5 (0.3)
		B2	8.8 (0.3)
		B2 opaque (B2O)	6.6 (0.4)
Ivoclar Vivadent, Amherst, NY	4 Seasons	A2 enamel (A2E)	9.6 (0.1)
		A2 dentin (A2D)	6.6 (0.7)
		B2 enamel (B2E)	10.8 (0.4)
		B2 dentin (B2D)	5.0 (0.2)
	Tetric Evo Ceram	A2	9.1 (0.2)
		B2	9.3 (0.5)
		B2 dentin (B2D)	3.1 (0.2)
3M ESPE St. Paul, MN	Filtek Supreme Plus	White enamel (WE)	10.8 (0.6)
		White dentin	4.9 (0.2)
		White body (WB)	6.7 (0.4)
		A2 enamel (A2E	9.5 (0.5)
		A2 dentin (A2D)	2.7 (0.6)
		A2 body (A2B)	7.3 (0.5)
		B2 enamel (B2E)	9.7 (0.3)
		B2 body (B2B)	7.4 (0.2)
Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Germany	Esthet-X	A2	7.7 (0.3)
		A2 opaque (A2O)	4.9 (0.6)
		B2 opaque (B2O)	3.7 (0.2)
		B2	8.7 (0.3)
	TPH3	A2	8.0 (0.2)
		B2	7.8 (0.2)
		Clear enamel	11.1 (0.1)
		C2 opaque (C2O)	3.4 (0.3)
		E2	13.4 (0.5)
	Ceram X Duo	D2	4.8 (0.2)
		M2	7.3 (0.3)

ที่มา: Ryan, E, Tam, L, McComb, D. (2010). Comparative Translucency of Esthetic Composite Resin Restorative Materials. *J Can Dent Assoc*. 76:1-6 [20]

การเลือกใช้งานคอมโพสิตในกรณีการบูรณะฟันที่ความต้องการในความสวยงามจัดเป็นลำดับรอง เช่น กรณีการบูรณะฟันหลัง การพิจารณาข้อมูลเกี่ยวกับคุณสมบัติทางกลของวัสดุ ทั้งในเรื่องคุณสมบัติความแข็งแรงกดอัด ความแข็งผิว ความต้านทานต่อการแตกหัก ค่าสัมประสิทธิ์การยืดหยุ่น ได้รับการพิจารณาก่อนคุณสมบัติทางแสงของวัสดุ จากการพิจารณาคุณสมบัติกลของคอมโพสิตและลักษณะของการบูรณะฟันหลัง ซึ่งขนาดของโพรงฟันจะมีขนาดใหญ่และต้องทนต่อแรงบดเคี้ยว การที่วัสดุคอมโพสิตเรซินมีขนาดใหญ่ทำให้เกิดการหดตัวได้มาก เทคนิคการอุดแบบชั้นได้ถูกนำมาใช้โดยใช้คอมโพสิตชนิดเดียว แต่ต่อมาได้มีรายงานวิจัยนำเสนอเทคนิคการอุดแบบชั้นโดยใช้วัสดุคอมโพสิตต่างชนิดกันเช่นเดียวกับการอุดฟันหน้า โดยการอุดในชั้นเนื้อฟันซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การยืดหยุ่นสูง และต้องการการแนบสนิท พิจารณาเลือกใช้คอมโพสิตชนิด Flowable เนื่องจากมีค่าสัมประสิทธิ์การยืดหยุ่นสูง ช่วยในการรับแรงและทำหน้าที่คล้ายส่วนของเนื้อฟันและในส่วนเคลือบฟัน พิจารณาเลือกใช้ไมโครไฮบริดเรซินคอมโพสิตที่มีค่าความแข็งแรงกดอัด และค่าความแข็งผิวสูงกว่าคอมโพสิตเรซินชนิด Flowable เพื่อทนต่อสึกกร่อนที่เกิดจากการบดเคี้ยว พบว่าช่วยลดการเกิดรอยแตกขนาดเล็ก (Microcrack) ในชั้นเคลือบฟัน และเพิ่มความแนบสนิทระหว่างเนื้อวัสดุกับส่วนของเนื้อฟัน ส่งผลให้ลดการเปลี่ยนสีตามขอบ การเกิดฟันผุซ้ำ และอาการเสียวฟันของผู้ป่วยหลังอุด [23]

แนวโน้มการพัฒนาคอมโพสิตในอนาคต

วัสดุอุดคอมโพสิตเป็นวัสดุชนิดใหม่ที่ยังคงได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง แนวโน้มการพัฒนาจากวัสดุสังเคราะห์ (Synthetic Materials) เป็นวัสดุชีวภาพ (Biomaterials) มากขึ้น ดังจะเห็นได้จากการเติมวัสดุอัดแทรกประเภทสารแคลเซียมฟอสเฟต เพื่อหวังผลในการช่วยการเกิดการสะสมแร่ธาตุคืนกลับ [24] เป็นลักษณะของการเกิดปฏิกริยาระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน ซึ่งเป็นลักษณะของวัสดุชีวภาพ ความพยายามในการทำให้คอมโพสิตมีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อแบคทีเรียและลดการเกิดฟันผุซ้ำ มีการใช้สารประกอบแอมโมเนียม สารซิลเวอร์นาโน และสารมีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อตัวอื่นๆ เติมลงในส่วนของเรซินเมทริกซ์ แม้แต่การสังเคราะห์โมโนเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชั่นที่มีคุณสมบัติในการลดเชื้อแบคทีเรีย [25-26] อย่างไรก็ตามยังมีรายงานการสังเคราะห์โมโนเมอร์ชนิดใหม่เพื่อลดการหดตัวระหว่างการเกิดปฏิกริยาโพลีเมอร์ไรเซชั่น [27] หรือการพัฒนาวัสดุอัดแทรกชนิดใหม่ [28] แม้กระทั่งการพัฒนาส่วนที่สารไซเลนที่ช่วยในการยึดติดระหว่างวัสดุอัดแทรกและส่วนของเรซินเมทริกซ์ [29] การพัฒนาคอมโพสิตให้ใช้งานง่ายและมีความสะดวกมากยิ่งขึ้น เช่น Self Adhering Composite เป็นที่น่าสนใจและท้าท้ายในกรณีที่ทำได้ในคอมโพสิตทุกชนิด ไม่ใช่เฉพาะส่วนที่เป็น Flowable Resin Composite การที่เรซินคอมโพสิตสามารถยึดติดได้โดยตรงกับเนื้อฟันเป็นผลมาจากการสังเคราะห์โมโนเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชั่น (bifuncitonal group monomer) ที่มีความสามารถในการยึดติดกับเนื้อฟันเข้าไว้กับเนื้อเรซินเมทริกซ์ [30]

สรุป

วัสดุบูรณะฟันเรซินคอมโพสิตยังคงเป็นที่นิยมใช้ในการบูรณะฟัน และมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่องจนกระทั่งปัจจุบัน ทำให้มีการขยายขอบเขตการใช้งานทางทันตกรรม นอกเหนือจากการใช้บูรณะฟันในฟันหน้าอีกทั้งรูปแบบการใช้งานได้รับการปรับปรุงให้มีการใช้งานที่ง่ายขึ้น ทำให้สามารถได้ชิ้นงานบูรณะที่ดีในบริเวณที่เข้าทำงานยาก นอกจากนี้ปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นกับเรซินคอมโพสิตในยุคแรกได้รับการแก้ไขให้ลดน้อยลง การปรับปรุงคุณสมบัติของคอมโพสิตโดยการดัดแปลงส่วนประกอบหลักของเรซินคอมโพสิต ไม่ว่าจะเป็นส่วนของโมโนเมอร์หรือวัสดุอัดแทรก ทำให้มีคอมโพสิตชนิดต่างๆ เพื่อตอบสนองความต้องการในการใช้งานของทันตแพทย์ที่หลากหลาย

เอกสารอ้างอิง

[1] Okamura, H, Miyasaka, T, Hagiwara T. (2006, September). Development of dental composite resin utilizing low shrinkage and low viscous monomers. *Dent Mater J.* 25(3): 437-444.

[2] Drummond, J. (2008). Degradation, Fatigue, and Failure of Resin Dental Composite Materials. *J. Dent Res*. 87: 710-719.

[3] Kleverlan, C, Feilzer, A. (2005). Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*. 21: 1150-1157.

[4] Malhotra, N, Kundabala, M, Shashirashi, A. (2010, March). Stragies to overcome polymerization shrinkage-materials and techniques: A review. *Dent Update*. 37(2): 115-118, 120-122, 124-125.

[5] Zimmerli, B, Strub, M, Jege, F, Stadler, O, Lussi A. (2010). Composite materials: Composition, properties and clinical applications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 120: 972-979.

[6] Vasudeva, G. (2009, June). Monomer systems for dental composite and their future: a review. *J Calif Dent Assoc*. 37(6): 389-398.

[7] Palin, WW, Fleming GJP, Burke FJT, Marquis PM, Randall RC. (2003). Monomer conversion versus Flexural strength of a novel dental composite. *J Dent.* 31(5): 341-351.

[8] Terry, D, Leinfelder, K, Blatz, MA. (2009, June). Comparison of advance resin monomer technologies. *Dent Today*. 28(7): 122-123.

[9] Eick DJ, Smith R, Pinzio CS, Kostoryz EI. (2006). Stability of Silorane dental monomer in aqueous systems. *J Dent.* 34(6): 405-410.

[10] Lien, W, Vandewalle, K. (2010). Physical property of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater*. 26: 337-343.

[11] Floyd, C, Dickens, S. (2005). Network structure of Bis-GMA and UDMA-based resin systems. *Dent Mater.* 22: 1143-1149.

[12] Sideridou, ID, Karabela, MM, Vouvoudi, ECh. (2011, June). Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light cured resin comppsite. *Dent Mater*. 27(6): 598-607.

[13] Mitra, SB, Homes, B. (2003). An application of nanotechnology in advance dental materials. *J am dent assoc*. 134(10): 1382-1390.

[14] Hubbezoglu, I, Bolayir, G, Dogan OM, Dogan A, Ozer, A, Bek, B. (2007). Microhardness Evaluation of resin composite Polymerized by Three Different Light Source. *Dent mater J.* 26(6): 845-853.

[15] Ozel Bektas, O, Erein, D, Akin, EG, Akin, H. (2012, July). Evaluation of a self-adhering flowable composite in term of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odotol Scand*. Epub ahead printing.

[16] Vichi, A, Margvelashvili, M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. (2012, October). Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Investig*. Epub ahead printing.

[17] Ryan, E, Tam, L, McComb, D. (2010). Comparative Translucency of Esthetic Composite Resin Restorative Materials. *J Dent Assoc.* 76: 1-6.

[18] Voco GmbH, Germany (2013). Amaris® gingiva (Product information). Retrived January 9, 2013 from http://www.voco.com/nl/products/_products/amaris_gingiva/Amaris_Gingiva_Folder_GB_079.pdf

[19] Bayne, SC. (2007). Dental restoration for oral rehabilitation-testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making. *J Oral Rehabil*. 34: 921-932.

[20] George Freedman (2011). Contemporary Esthetic Dentistry. 1st ed. New York; Elsevier.

[21] Woo, S; Yu, B, Ahn, J, Lee, Y. (2008). Comparison of translucency between indirect and direct resin composites. *J Dent.* 36: 637-642.

[22] Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. (2012, July). Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater.* 28(7): 801-809.

[23] Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc.* 133(10): 1387-1398.

[24] Weir MD, Chow LC, Xu HH. (2012, October). Remineralization of demineralized enamel via calcium phosphate nanocomposite. *J Dent Res.* 91(10): 979-984.

[25] He J, Sъderling E, Lassila LV, Vallittu PK. (2012, August). Incorporation of an antibacterial and radiopaque monomer in to dental resin system. *Dent Mater.* 28(8): e110-117.

[26] Weng Y, Howard L, Guo X, Chong VJ, Gregory RL, Xie D. (2012, June). A novel antibacterial resin composite for improved dental restoratives. *J Mater Sci Mater Med.* 23(6): 1553-1561.

[27] Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. (2012, November). Novel dental restorative materials having low polymerization shrinkage stress via stress relaxation by addition-fragmentation chain transfer. *Dent Mater.* 28(11): 1113-1119.

[28] Abi CB, Emrullahog lu OF, Said G. (2012, November). Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO(2)-Al(2)O(3) dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 18C: 123-131.

[29] Karabela MM, Sideridou ID. (2011, November). Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dent Mater.* 27(11): 1144-1152.

[30] Skrtic D, Antonucci JM. (2003, August). Effect of bifunctional comonomers on mechanical strength and water sorption of amorphous calcium phosphate- and silanized glass-filled Bis-GMA-based composites. *Biomaterials.* 24(17): 2881-2888.