



บทความปริทัศน์
Review Article

การพัฒนาเรซินมอโนเมอร์ในเรซินคอมโพสิต

อภิรักษ์ กิตติชัยศรี ท.บ.¹

จารุพรรณ อุ่ณสมบัติ ท.บ., ป.บัณฑิต (ทันตกรรมหัตถการ), MS., ABOD.²

ชัยศรี ธิญพิทยากุล ท.บ., ป.บัณฑิต (ทันตกรรมหัตถการ), MS., ABOD.²

¹นิสิตบัณฑิตศึกษา สาขาทันตกรรมหัตถการ ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

²ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

วัสดุเรซินคอมโพสิตถูกแนะนำมาใช้เป็นวัสดุบูรณะฟันครั้งแรกในปี ค.ศ. 1956 บริษัทผู้ผลิตได้มีการพัฒนาวัสดุชนิดนี้มาอย่างต่อเนื่องทั้งในส่วนของวัสดุอัดแทรกและเมทริกซ์อินทรีย์ อย่างไรก็ตาม แม้ว่าวัสดุเรซินคอมโพสิตในปัจจุบันจะแสดงคุณสมบัติที่ดีเหมาะกับการนำไปใช้ในทางคลินิก แต่ยังคงพบค่าการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันจากตัววัสดุเองในระดับหนึ่งซึ่งทำให้เกิดปัญหาต่างๆ ตามมา ปัจจุบันมีแนวคิดในการใช้เรซินคอมโพสิตที่ไม่ใช้เมทาคริลเลทเป็นส่วนประกอบในเมทริกซ์อินทรีย์เพื่อลดปัญหาดังกล่าว

(ว ทันต จุฬาฯ 2555;35:65-78)

คำสำคัญ: การหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน; เรซินคอมโพสิต; เรซินมอโนเมอร์

บทนำ

วัสดุคอมโพสิต หมายถึง “วัสดุที่เกิดจากวัสดุที่แตกต่างกัน 2 ชนิดขึ้นไปรวมตัวกัน โดยไม่เกิดปฏิกิริยาเคมีซึ่งกันและกัน โดยวัสดุที่รวมตัวกันนี้มีผิวหน้าที่แยกจากกันอย่างชัดเจน และมีคุณสมบัติที่ดีกว่าหรืออยู่ระหว่างคุณสมบัติของวัสดุที่เป็นองค์ประกอบ” โดยทางทันตกรรมหมายความถึง “วัสดุเรซินคอมโพสิต” วัสดุเรซินคอมโพสิตทางทันตกรรมได้ถูกพัฒนาเป็นที่ยอมรับได้ช่วงปี ค.ศ. 1960 โดย Dr. Rafael L. Bowen เพื่อใช้ในการบูรณะฟันบริเวณที่ต้องการความสวยงามโดยเฉพาะฟันหน้า^{1,2}

วัสดุเรซินคอมโพสิตประกอบด้วยส่วนเมทริกซ์อินทรีย์ (Organic matrix) และส่วนวัสดุอัดแทรกอนินทรีย์ (Inorganic filler) เชื่อมกันด้วยสารเชื่อมต่อ (coupling agent) คุณสมบัติต่าง ๆ ของวัสดุที่แสดงออกมาจะมีความสัมพันธ์กับองค์ประกอบทั้ง 3 ส่วน เช่น การหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน (Polymerization shrinkage)³ และการดูดซับน้ำ (Water sorption)^{4,5} มีความสัมพันธ์กับส่วนที่เป็นเมทริกซ์อินทรีย์และวัสดุอัดแทรกอนินทรีย์

เนื่องจากวัสดุเรซินคอมโพสิตที่ถูกผลิตขึ้นในระยะแรกนั้นมีคุณสมบัติที่ยังเป็นปัญหาต่อการใช้งาน จึงได้รับการพัฒนาจนได้คุณสมบัติที่เหมาะสมกับการใช้งานทางคลินิก แต่ปัญหาที่ยังพบอยู่ในปัจจุบัน คือ การหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันที่เกิดจากองค์ประกอบของวัสดุเอง จากการสำรวจค่าการหดตัวดังกล่าวของวัสดุที่มีขายในท้องตลาดพบว่าค่าการหดตัวดังกล่าวมีค่าระหว่าง 1.6-8% โดยปริมาตร⁶⁻⁸ ผลของการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันหลังจากใช้บูรณะโพรงฟันสามารถทำให้เกิดแรงดึงระหว่างผนังโพรงฟันเข้าหากัน^{9,10} ผลที่ตามมา คือ เกิดการโค้งงอของปุ่มฟัน (Cusp deflection)¹¹ ทำให้เกิดการเสียวฟันภายหลังการบูรณะ (Post-operative sensitivity) และการหดตัวของวัสดุส่งผลทำให้เกิดรอยรั่วซึมระดับไมครอน (Microleakage)^{12,13} การเปลี่ยนแปลงรูปร่างฟัน (Tooth deformation) รอยร้าวชั้นเคลือบฟัน (Enamel cracks) และรอยผุซ้ำ (Secondary caries) จะเห็นได้ว่าเกิดปัญหาต่าง ๆ ตามมาภายหลังการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน ดังนั้น เพื่อลดปัญหาดังกล่าว จึงมีความพยายามพัฒนาองค์ประกอบของวัสดุเพื่อให้มีการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันลดลง ในระยะแรกมีการพัฒนาในส่วนของวัสดุอัดแทรกอนินทรีย์เป็นส่วนใหญ่ ในขณะที่ปัจจุบันได้มีแนวโน้มที่จะหันมาพัฒนาในส่วนของ

มอนอเมอร์มากขึ้นจากเดิมที่นิยมใช้สารกลุ่มไดเมทาครีเลทเพียงชนิดเดียว⁴ โดยมีการนำมอนอเมอร์ชนิดอื่นมาใช้ร่วมด้วยหรือเปลี่ยนเป็นมอนอเมอร์ชนิดอื่นที่เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบวงแหวนเปิด (Ring-opening polymerization) การนำนาโนเทคโนโลยีมาช่วยปรับปรุงส่วนเมทริกซ์อินทรีย์ก็เป็นความก้าวหน้าทางอุตสาหกรรมการผลิตที่มีส่วนช่วยในการพัฒนาวัสดุ

ในบทความปริทัศน์นี้จะกล่าวถึงชนิดของมอนอเมอร์และความก้าวหน้าในการพัฒนาองค์ประกอบดังกล่าวเพื่อนำไปสู่วัสดุเรซินคอมโพสิตที่ปราศจากหรือมีค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันต่ำ

หลักการในการพัฒนาส่วนเรซินเมทริกซ์เพื่อนำไปสู่วัสดุเรซินคอมโพสิตที่มีค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันต่ำ

วัสดุเรซินคอมโพสิตในปัจจุบันมีค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันโดยเฉลี่ยที่ 2-3% โดยปริมาตร⁶⁻⁸ ค่าการหดตัวที่เกิดขึ้นนี้จะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับองค์ประกอบของวัสดุ ส่วนเมทริกซ์อินทรีย์เป็นองค์ประกอบหนึ่งที่มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่องเพื่อนำไปสู่การลดค่าการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน โดยหลักการในการพัฒนาสามารถทำได้ 2 ทางหลัก ๆ⁶ ดังนี้

การลดตำแหน่งที่เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันต่อปริมาตรของเรซินคอมโพสิตสามารถทำได้ 2 แบบ แบบที่หนึ่ง คือ การเพิ่มน้ำหนักโมเลกุลต่อตำแหน่งที่เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน (Increasing the molecular weight per reactive group)⁷ การเพิ่มน้ำหนักโมเลกุลจากมอนอเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลน้อยเป็นมอนอเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลมากทำให้ค่าการหดตัวลดลงได้อย่างมีนัยสำคัญ เช่น น้ำหนักโมเลกุลของเมทิลเมทาครีเลทคือ 86.1 กรัมต่อโมล ขณะที่น้ำหนักโมเลกุลของบิสซีเอ็มเอคือ 514.6 กรัมต่อโมล ค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของเมทิลเมทาครีเลทคือ 22.5% โดยปริมาตร ส่วนค่าการหดตัวของบิสซีเอ็มเอคือ 2-8% โดยปริมาตร (ไม่ได้ใส่วัสดุอัดแทรก) แต่การที่มอนอเมอร์มีโมเลกุลที่ใหญ่ทำให้เกิดความเหนียวมากแก่การใช้งาน อีกทางหนึ่ง คือ การเพิ่มปริมาณวัสดุอัดแทรก (Increasing the filler load)⁶ การเพิ่มปริมาณวัสดุอัดแทรกทำให้สัดส่วนของเมทริกซ์อินทรีย์ลดลง ดังนั้น หมู่ในการเกิดปฏิกิริยาจึงลดลงเป็นผลให้การหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันลดลงตามมา เช่น

คอมโพสิตชนิดไหลแม่ (Flowable composite) ที่มีปริมาณวัสดุอัดแทรก 45-67% โดยน้ำหนัก จะมีค่าการหดตัวอยู่ที่ 4.0-5.5% โดยปริมาตร คอมโพสิตไฮบริด (Hybrid composite) ที่มีวัสดุอัดแทรก 74-79% โดยน้ำหนักมีค่าการหดตัวอยู่ที่ 1.9-3.5% โดยปริมาตร คอมโพสิตแบบกดอัด (Packable composite) ที่มีวัสดุอัดแทรก 82% โดยน้ำหนักมีค่าการหดตัวอยู่ที่ 1.7% โดยปริมาตร

การพัฒนาเพื่อลดการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบที่สอง คือ การเปลี่ยนแปลงชนิดของมอนอเมอร์วัสดุเรซินคอมโพสิต 80-90% มีมอนอเมอร์เป็นบิสซิเอ็มเอซึ่งเป็นสารไดเมทาครีเลท ถูกเสนอโดย Dr. Rafael L. Bowen ในปี ค.ศ. 1956 โดยมีมอนอเมอร์ในกลุ่มนี้ยังให้ค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันในระดับหนึ่ง จึงมีความพยายามที่จะพัฒนามอนอเมอร์ชนิดอื่นมาแทนที่มอนอเมอร์ในกลุ่มบิสซิเอ็มเอเพื่อวัตถุประสงค์ในการพยายามลดค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน เช่น มอนอเมอร์วงแหวนเปิด (Ring opening monomer) ลิกวิดคริสตัลลีน มอนอเมอร์ (Liquid-crystalline monomers) ออโมเซอร์ (ORMOCERs) ซิโลเรน (Silorane) เป็นต้น

การพัฒนาเรซินมอนอเมอร์ในเรซินคอมโพสิต

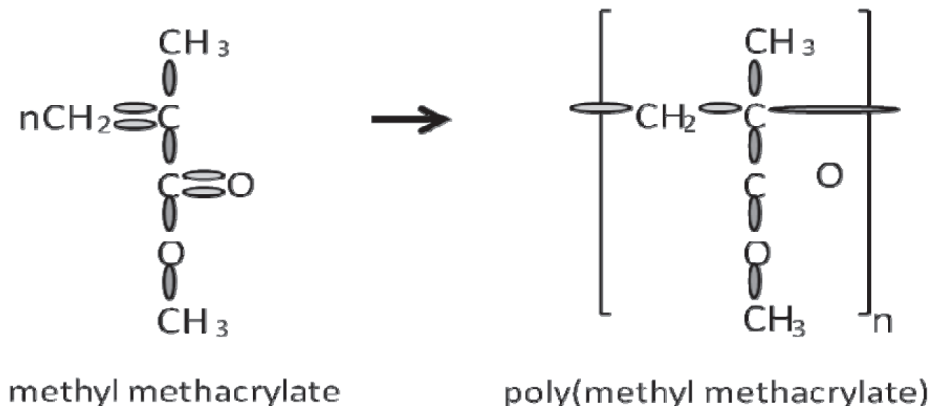
เมทิลเมทาครีเลทเรซินมอนอเมอร์ (Methyl methacrylate resin monomers)

เมทิลเมทาครีเลทถูกสังเคราะห์ขึ้นมาในช่วงปี ค.ศ. 1900¹⁴ โดยในระยะแรกนำไปใช้เป็นวัสดุในการทำฐานฟัน

ปลอมและส่วนประกอบในวัสดุบูรณะฟันแบบอินไดเรก¹⁵ จนกระทั่งปี ค.ศ. 1940 มีการใช้เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์เทอเทีย-รีเอมีน (Benzoyl peroxide-tertiary amine) เป็นตัวกระตุ้นปฏิกิริยาของตัวตั้งต้นในปฏิกิริยารีดอกซ์ของตัวเริ่มต้นปฏิกิริยาทำให้เมทิลเมทาครีเลทสามารถเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันขึ้นภายใต้อุณหภูมิห้อง นำไปสู่การใช้เมทิลเมทาครีเลทเป็นส่วนประกอบในวัสดุบูรณะฟันแบบไดเรก เมทิลเมทาครีเลทเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติม (Additional polymerization) ผ่านทางพันธะคู่ระหว่างคาร์บอนอะตอม (C=C double bond) ต่อกันเกิดเป็นสายพอลิเมอร์ของพอลิเมทิลเมทาครีเลท (Polymethylmethacrylate) (รูปที่ 1) อย่างไรก็ตาม แม้จะมีความสวยงามในระยะเริ่มแรกแต่มีรายงานพบการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันสูง (22.5% โดยปริมาตร) มีการขยายตัวเมื่อได้รับความร้อนสูง การเปลี่ยนสีภายหลังการบูรณะ การเกิดรอยฟุ่ซ่า ขาดการยึดติดกับโครงสร้างฟันและอันตรายต่อเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน^{16,17} ด้วยปัญหาดังกล่าวทำให้เมทิลเมทาครีเลทไม่ได้รับความนิยมและไม่นำมาใช้เป็นมอนอเมอร์ของวัสดุบูรณะสีเหมือนฟัน

อีพอกซีเรซินมอนอเมอร์ (Epoxy resin monomers)

เนื่องจากปัญหาของการบูรณะฟันโดยวัสดุที่มีส่วนประกอบของเมทิลเมทาครีเลท Dr. Rafael L. Bowen ได้พัฒนาอีพอกซีเรซินมอนอเมอร์ (รูปที่ 2) ขึ้นเพื่อทดแทนเมทิลเมทาครีเลทโดยมีอัตราการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันน้อยกว่าเมทิลเมทาครีเลท รวมทั้งมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเมื่อได้รับความร้อน การยึดติดกับโครงสร้างฟัน



รูปที่ 1 แสดงการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติมของเมทิลเมทาครีเลทไปเป็นพอลิเมทิลเมทาครีเลท

Fig. 1 Additional polymerization of methyl methacrylate to poly(methyl methacrylate)

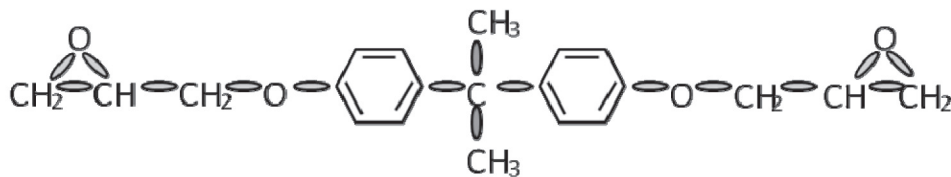
ความคงทนของสีเป็นที่ยอมรับจึงถูกนำมาใช้เป็นมอนอเมอร์ของวัสดุบูรณะสีเหมือนฟันในช่วงปี ค.ศ. 1951¹⁸ อีพอกซีเรซินเป็นมอนอเมอร์ที่สามารถเกิดการแข็งตัวได้ที่อุณหภูมิห้อง โดยเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติม (Addition polymerization) ผ่านทางหมู่วงแหวนอีพอกไซด์ที่ปลายสายทั้ง 2 ข้าง แต่เนื่องจากวัสดุเรซินคอมโพสิตที่มีมอนอเมอร์เป็นอีพอกซีเรซินจะเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวที่ค่อนข้างช้า ทำให้เป็นอุปสรรคต่อการนำไปใช้ในการบูรณะฟันในช่องปาก

บิสจีเอ็มเอเรซินมอนอเมอร์ (Bis-GMA resin monomers)

Dr. Rafael L. Bowen สังเคราะห์มอนอเมอร์ในกลุ่มบิสจีเอ็มเอขึ้นมาในปี ค.ศ. 1956¹ เพื่อทดแทนมอนอเมอร์ในกลุ่มอีพอกซี บิสจีเอ็มเอ (Bis-GMA) มีชื่อทางเคมี คือ 2, 2-bis [4-(2-hydroxy-3-methacrylyl-oxypropoxy)

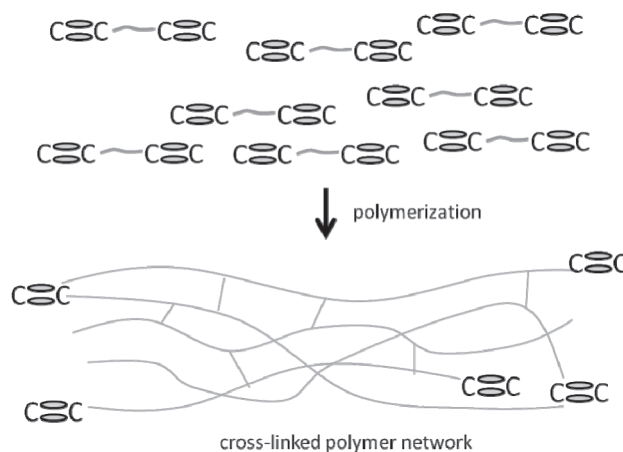
phenyl] propane มีโครงสร้างเป็นไบฟังก์ชันนอลโมเลกุล (Bifunctional molecule) โดยปลายทั้ง 2 ด้านเป็นหมู่เมทาครีเลท (Dimethacrylate group) เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบเติมผ่านทางอนุมูลอิสระ (Free radical addition polymerization) พอลิเมอร์ของบิสจีเอ็มเอมีโครงสร้างเป็นตาข่าย (Cross-link polymer) สายยาวซ้อนทับกันไปมา (รูปที่ 3) การเกิดปฏิกิริยาแบบนี้ทำให้ระยะระหว่างโมเลกุลเปลี่ยนจากระยะจากแรงแวนเดอร์วาลส์เป็นระยะจากพันธะโควาเลนต์ที่ชิดกันมากขึ้นทำให้เกิดการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาตามมา

การใช้บิสจีเอ็มเอมอนอเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูงแม้ว่าจะลดการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันและปรับปรุงคุณสมบัติทางกลบางประการให้ดีขึ้น แต่ทำให้วัสดุมีความเหนียวมากขึ้น เป็นผลให้ยากแก่การควบคุมวัสดุให้แนบ



รูปที่ 2 แสดงสูตรโครงสร้างของอีพอกซีเรซิน

Fig. 2 Organic structure of epoxy resin



รูปที่ 3 แสดงพอลิเมอร์แบบตาข่ายของบิสจีเอ็มเอ

Fig. 3 Cross-linked polymerization of bis-GMA

กับโพรงฟัน ดังนั้น เพื่อที่จะแก้ปัญหานี้จึงได้นำมอนอเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำและค่อนข้างเหลวมาเป็นสารเจือจาง (Diluent monomers) บิสซิเอ็มเอเพื่อลดความหนืดลงให้เหมาะสมกับการใช้งานในคลินิก สารเจือจางดังกล่าว คือ ทีอีจีดีเอ็มเอ (TEGDMA, triethyleglycol dimethacrylate) มีน้ำหนักโมเลกุล 286 กรัมต่อโมล¹⁹⁻²¹ โดยทีอีจีดีเอ็มเอมีค่าการหดตัวอยู่ที่ 14% โดยปริมาตร²² วัสดุเรซินคอมโพสิตในปัจจุบันมีส่วนเมทริกซ์อินทรีย์ที่เป็นบิสซิเอ็มเอร่วมกับทีอีจีดีเอ็มเอเป็นส่วนใหญ่ แต่การใช้ทีอีจีดีเอ็มเอร่วมกับบิสซิเอ็มเอสามารถเพิ่มการดูดซึมน้ำและการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของวัสดุ²² แม้ว่าเรซินคอมโพสิตส่วนมากจะมีการใช้บิสซิเอ็มเอเป็นเมทริกซ์อินทรีย์ แต่ก็มีเรซินคอมโพสิตอยู่จำนวนหนึ่งที่ใช้ ยูอีดีเอ็มเอ (UEDMA) บิสอีเอ็มเอ (Bis-EMA) เป็นส่วนหลักของเมทริกซ์อินทรีย์

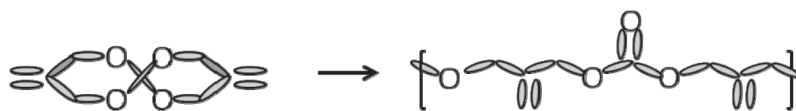
มอนอเมอร์วงแหวนเปิด (Ring opening monomers)

มอนอเมอร์วงแหวนเปิด หมายถึง มอนอเมอร์ที่เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันผ่านการเปิดของวงแหวนคู่ที่ปลายทั้ง

2 ด้าน โดยเกิดการแตกของพันธะโควาเลนต์ของวงแหวนออกและสร้างเป็นพันธะโควาเลนต์ที่ใหม่กับโมเลกุลถัดไป²³ การแตกของวงแหวนนี้มีผลทำให้เกิดการขยายตัวของโมเลกุลมอนอเมอร์เพื่อชดเชยกับการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน มอนอเมอร์ชนิดแรกในกลุ่มนี้เป็นสารประกอบไบไซคลิก (Bicyclic compounds) เช่น สไปโรออร์โธคาร์บอเนต (Spiro-orthocarbonates; SOC)²⁴ (รูปที่ 4) ถูกนำเสนอในปี ค.ศ. 1975²⁵ โดย Dr. William J. Bailey และได้พัฒนาต่อเนื่องมาจนถึงปัจจุบัน ซึ่งแม้ว่าจะสามารถลดการหดตัวจากปฏิกิริยาได้จากการขยายตัวภายหลังการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันและมีพอลิเมอร์ที่แข็งแรงขึ้นในขณะเดียวกันก็ทำให้การดูดน้ำและการละลายน้ำเพิ่มมากขึ้นเช่นกัน ทำให้เกิดปัญหาในการนำมาใช้ในทางคลินิก²⁵

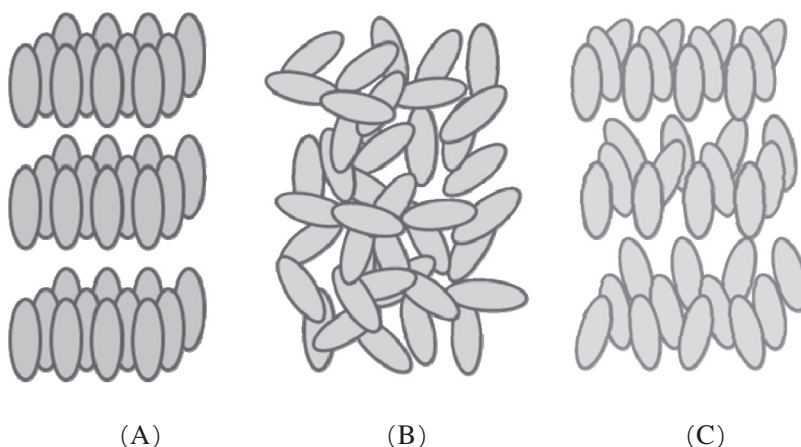
ลิควิดคริสตัลไลน์มอนอเมอร์ (Liquid-crystalline monomers)

ลิควิดคริสตัลไลน์มอนอเมอร์อาศัยหลักการการจัดเรียงโครงสร้างใหม่ของมอนอเมอร์ภายหลังการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน โดยปกติสารของเหลว (Liquid) โมเลกุลจะมี



รูปที่ 4 แสดงสูตรโครงสร้างและพอลิเมอร์ของสไปโรออร์โธคาร์บอเนต

Fig. 4 Organic structure and polymer structure of spiro-orthocarbonate



รูปที่ 5 แสดงการเรียงตัวของอะตอมในภาวะของผลึก (A), ของเหลว (B), กึ่งของเหลวและผลึก (C)

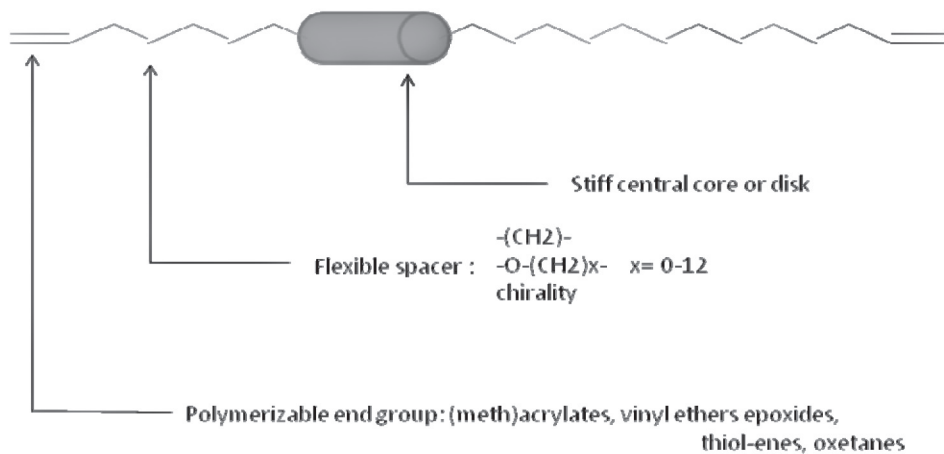
Fig. 5 Atomic structure in solid state (A), liquid state (B), liquid-crystal state (C)

การจัดเรียงตัวอย่างไม่เป็นระเบียบ ส่วนสารผลึก (Solid) โมเลกุลจะมีการจัดเรียงตัวเป็นระเบียบตามตำแหน่งและทิศทางเดียวกัน สารกึ่งของเหลวและผลึก (Liquid-crystalline) โมเลกุลจะมีการจัดเรียงตัวไปในทิศทางเดียวกันและเกี่ยวพันกับอะตอมข้างเคียงซึ่งไม่เป็นระเบียบเท่าสารผลึก (รูปที่ 5) ในช่วงปี ค.ศ. 1997 Dr. Henry R. Rawls และคณะ นำเสนอ ลิควิดคริสตัลไลน์มอนอเมอร์ (รูปที่ 6) มาใช้เป็นส่วนประกอบในวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต ซึ่งเป็นมอนอเมอร์ในสภาวะกึ่งของเหลวและผลึก (Liquid-crystalline state) เป็นสารที่ใช้ภายในหน้าจอแอลซีดี (LCD displays) การเกิดพอลิเมอร์จะเป็นการเปลี่ยนจากโครงสร้างที่มีการจัดเรียงโมเลกุลที่เป็นรูปแบบเฉพาะ (Nematic phase) ที่อุณหภูมิห้อง (25-35°C) ในสภาวะกึ่งของเหลวและผลึกไปเป็นโครงสร้างอสัณฐาน (Isotropic amorphous phase)²⁶ เป็นโครงสร้างที่มีการเรียงตัวกันเป็นเส้นตรงอย่างไม่เป็นระเบียบ ทำให้เกิดการขยายตัวบางส่วนหรือทั้งหมดเพื่อชดเชยกับการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน ลิควิดคริสตัลพอลิเมอร์แสดงคุณสมบัติของความไม่ยืดหยุ่นและความหนืดต่ำ โดยโครงสร้างที่มีการจัดเรียงโมเลกุลที่เป็นรูปแบบเฉพาะจะมีความการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน 1.3%-2.1% โดยปริมาตร²⁷ อย่างไรก็ตาม แม้ค่าการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันจะลดลงแต่ความหนืดที่ได้จะน้อยและไม่มีความยืดหยุ่น รวมทั้งการสังเคราะห์ลิควิดคริสตัลไลน์มอนอเมอร์มีราคาสูงจึงเป็นข้อจำกัดในการนำไปใช้และยังคงต้องได้รับการพัฒนาต่อไป

ออร์โมเซออร์ (ORMOCERs)

ออร์โมเซออร์ (ORMOCERs ย่อมาจาก ORganic MOdifying CERamics)²⁸ เป็นวัสดุผสมระหว่างส่วนอนินทรีย์และส่วนอินทรีย์ (Inorganic-organic hybrid copolymer) ประสบความสำเร็จมานานในอุตสาหกรรมเคลือบผิววัสดุพลาสติกและเครื่องแก้ว รวมทั้งเป็นส่วนหนึ่งในอุปกรณ์กีฬา เช่น ลูกกอล์ฟ ลูกเทนนิส เป็นต้น จากการพัฒนาของ Dr. Herbert Wolter ในปี ค.ศ. 1998²⁹ ในการนำออร์โมเซออร์มาใช้เป็นส่วนประกอบของวัสดุเรซินคอมโพสิตพบว่ามีการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันต่ำ ทนทานต่อการสึก และสามารถเข้ากับเนื้อเยื่อในช่องปากได้ดี

ออร์โมเซออร์มีส่วนอนินทรีย์เป็นโครงสร้างหลักในการเกิดเครือข่ายโดยผ่านกระบวนการโซล-เจล (Sol-gel processing)²⁸ ในขั้นตอนการผลิตและส่วนอินทรีย์เป็นส่วนย่อยที่เกาะทางด้านข้างจะเกิดเครือข่ายอินทรีย์จากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน (Organic crosslinking or polymerization) จากการบ่มตัวด้วยอุณหภูมิหรือการบ่มตัวด้วยแสงขึ้นอยู่กับชนิดของหมู่อินทรีย์ โดยจะได้เป็นโครงสร้างแบบเส้นตรงหรือโครงสร้าง 3 มิติ (รูปที่ 7) หมู่อินทรีย์ที่ประสบความสำเร็จในการนำมาใช้ คือ หมู่เมทาครีเลท เมื่อนำมาเป็นมอนอเมอร์จะได้สารที่เรียกว่า เมทาครีเลทพอลิไซลอกเซน (Methacrylate modified polysiloxanes) เนื่องจากการเกิดเครือข่ายของออร์โมเซออร์นี้ส่วนหลักจะเป็นเครือข่ายอินทรีย์ ดังนั้น คุณสมบัติที่แสดงออกมาจะมีแนวโน้มไป



รูปที่ 6 แสดงสูตรโครงสร้างของลิควิดคริสตัลไลน์มอนอเมอร์
 Fig. 6 Structure of liquid-crystalline monomer

ทางคุณสมบัติของส่วนอนินทรีย์ เช่น มีความเปราะสูง (High brittle) และความโปร่งแสง (transparent) ลดลง²⁹ จึงต้องใช้ร่วมกับสารไดเมทาครีเลทเรซินและสารเจือจางที่อีจี้ดีเอ็มเอ เพื่อช่วยปรับปรุงคุณสมบัติให้มีความยืดหยุ่นมากขึ้นเหมาะกับการใช้งานทางคลินิก วัสดุเรซินคอมโพสิตที่ถูกผลิตขึ้นด้วยเทคโนโลยีนี้ คือ Definite (Degussa, Germany), Admira™ (Voco, Germany), Ceram X (Dentsply, Germany)

ไซโลเรน (Siloranes)

Dr. Wolfgang Weinmann และคณะ ในปี ค.ศ. 2005⁶ ได้เสนอมอนอเมอร์ชนิดใหม่ ชื่อ ไซโลเรน (Silorane) เป็นมอนอเมอร์ที่เกิดจากการรวมตัวระหว่าง ไซลอกเซน (Siloxanes) กับ ออกซีเรน (Oxiranes) โดยไซลอกเซนมีคุณสมบัติไม่ชอบน้ำ (Hydrophobicity) นิยมใช้ในอุตสาหกรรมเคลือบผิววัสดุ ส่วนออกซีเรนหรือเอทีลีนออกไซด์ (Ethylene oxide) มีสูตรโมเลกุล คือ C₂H₄O มีโครงสร้างเป็นวงแหวน

ตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบชนิดมอนอเมอร์ที่เป็นองค์ประกอบและค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของวัสดุเรซินคอมโพสิตในท้องตลาด³³

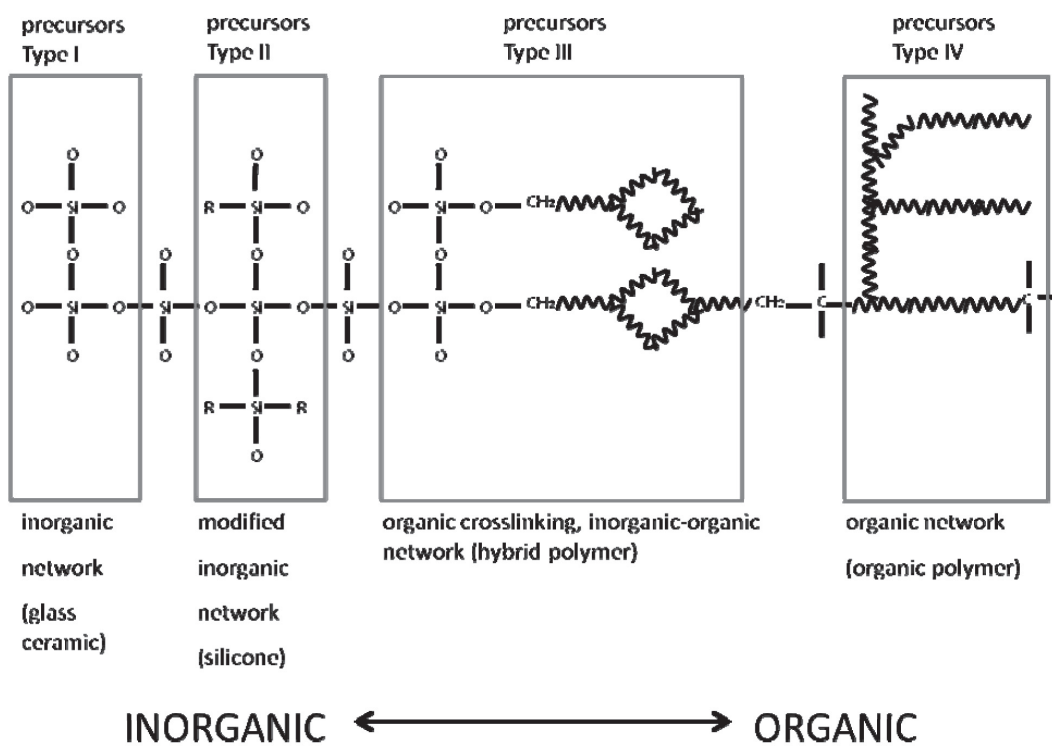
ชื่อการค้า (Brand)	เรซินเมทริกซ์ (Resin matrix)	ร้อยละการหดตัวโดย ปริมาตร %Vol Shrinkage (Deviation)	ปีที่ออก (Year of introduction)	บริษัท (Manufacturer)
Herculite XRV	Methacrylate ester monomers	2.78(0.10)	1993	Kerr (USA)
Tetric Ceram	Bis-GMA UDMA TEGDMA	2.98(0.08)	1996	Ivoclar-Vivadent (USA)
Spectrum TPH	Bis-GMA UDMA Bis-EMA	3.49(0.47)	1996	Dentsply (USA)
Solitaire	Bis-GMA HPMA ETMA Silicium tetraacrylate	3.71(0.09)	1997	Heraeus-Kulzer (Germany)
SureFil	Bis-GMA UDMA	2.36(0.05)	1998	Dentsply (USA)

ตารางที่ 1 (ต่อ)

ชื่อการค้า (Brand)	เรซินเมทริกซ์ (Resin matrix)	ร้อยละการหดตัวโดย ปริมาตร %Vol Shrinkage (Deviation)	ปีที่ออก (Year of introduction)	บริษัท (Manufacturer)
Definite	Dimethacrylates Silicium dimethacrylate (ORMOCERs)	2.45 (0.19)	1998	Degussa/Dentsply (Germany)
	P60 UDMA Bis-EMA	Bis-GMA 2.13(0.13)	1999	3M ESPE (USA)
Filtek Z250	Bis-GMA Bis-EMA UDMA	2.14(0.04)	1999	3M ESPE (USA)
In-TenS	Dimethacrylate resins	2.14(0.02)	2001	Ivoclar-Vivadent (USA)
Aelite LS	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA	2.29(0.23)	2002	Bisco (USA)
Filtek Supreme	Bis-GMA Bis-EMA UDMA TEGDMA	2.32(0.03)	2002	3M ESPE (USA)
Venus	Bis-GMA	3.05(0.06)	2002	Heraeus-Kulzer (Germany)
EsthetX	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA	3.37(0.26)	2002	Dentsply (USA)
Grandio	Bis-GMA TEGDMA	2.10(0.23)	2003	VOCO (USA)
Quixfil	Methacrylate resins	2.12(0.13)	2003	Dentsply (USA)

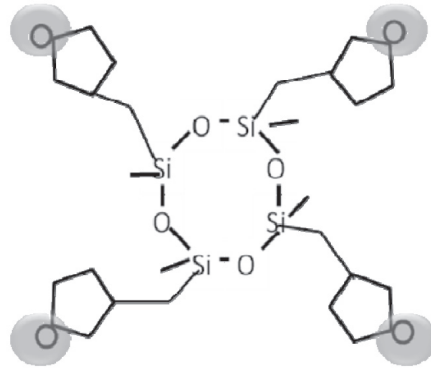
ตารางที่ 1 (ต่อ)

ชื่อการค้า (Brand)	เรซินเมทริกซ์ (Resin matrix)	ร้อยละการหดตัวโดย ปริมาตร %Vol Shrinkage (Deviation)	ปีที่ออก (Year of introduction)	บริษัท (Manufacturer)
Solitaire 2	Bis-EMA UDMA TEGDMA	3.64(0.05)	2003	Heraeus-Kulzer (Germany)
Premise	Methacrylate ester monomers	1.80(0.22)	2004	Kerr (USA)
Tetric EvoCeram	Dimethacrylate resins	2.03(0.02)	2005	Ivoclar-Vivadent (USA)
Silorane	Silorane resin	0.99(0.07)	2005	3M ESPE (USA)



รูปที่ 7 แสดงโครงสร้างหลักของออร์โมเซออร์ที่มีส่วนของโมเลกุลที่แตกต่างกัน 4 แบบ

Fig. 7 Four organic structures of ORMOCERS consisting of 4 types of molecule



รูปที่ 8 แสดงโครงสร้างซิลโเรียนที่มีพันธะซิลอกเซนเป็นแกนกลางและปลายสายเป็นออกซีเรน

Fig. 8 Organic structure of silorane has siloxane bond in core, and oxerane in terminal area

พอลิเมอร์ของออกซีเรนมีการหดตัวต่ำและมีเสถียรภาพต่อแรงทางกลและแรงทางเคมีสูงจึงนำมาใช้ในอุตสาหกรรมหลายชนิด เช่น แร็กเกตเทนนิส อุปกรณ์เล่นสกี อุตสาหกรรมการบิน และรถยนต์ เป็นต้น เมื่อเกิดการรวมตัวกันจะได้สารซิลโเรียนที่มีซิลอกเซนเป็นแกน (Backbone) และมีออกซีเรนเป็นส่วนปลายสาย (รูปที่ 8) ทำให้ซิลโเรียนมีคุณสมบัติของสารทั้งสองชนิด คือ ความเข้ากับเนื้อเยื่อได้ดี มีคุณสมบัติไม่ชอบน้ำและลดการเกิดการหดตัวจากปฏิกิริยาเมื่อเกิดพอลิเมอร์

การเกิดพอลิเมอร์ของซิลโเรียนเกิดผ่านทางวงแหวนของออกซีเรนในปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแบบวงแหวนเปิดด้วยการเติมแคทไอออน (Cationic ring opening polymerization) โดยถูกกระตุ้นจากตัวเริ่มปฏิกิริยาที่มีประจุบวก (Acidic cation) ที่ตำแหน่งอะตอมคาร์บอนบนโมเลกุลออกซีเรนเกิดเป็นประจุบวกและมีฤทธิ์เป็นกรด ซึ่งเป็นตำแหน่งที่เกิดคาร์บอนเนชัน (Carbonation) กับออกซิเจนของออกซีเรนโมเลกุลถัดไปและเกิดเป็นพอลิเมอร์

เมื่อเปรียบเทียบกับเกิดการเกิดพอลิเมอร์ของเมทาครีเลทพบว่าเกิดการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแบบวงแหวนเปิดของซิลโเรียนจะไม่เกิดปฏิกิริยากับออกซิเจนภายนอกทำให้ไม่เกิดเป็นชั้นที่ไม่แข็งตัวที่เกิดจากการสัมผัสกับออกซิเจน (Oxygen inhibition layer) เหมือนในเมทาครีเลทที่เกิดจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันด้วยการเติมอนุมูลอิสระ (Radical polymerization) ที่สามารถเกิดชั้นดังกล่าวได้ อย่างไรก็ตาม สิ่งที่มีเหมือนกัน คือ มีส่วนผสมของสารแคมฟอควิโนน (Camphorquinone) ที่เป็นตัวเริ่มต้นปฏิกิริยาเหมือนในเมทาครีเลท-

คอมโพสิต ซิลโเรียนคอมโพสิตแสดงคุณสมบัติความไม่ชอบน้ำ (Hydrophobicity)³⁰ มีความเสถียรและไม่ละลายในของเหลวชีวภาพ (Biological fluid) เช่น น้ำลาย น้ำย่อย³¹ นอกจากนี้ จากผลการทดสอบค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของเรซินคอมโพสิต 7 ชนิด⁶ พบว่า ซิลโเรียน-คอมโพสิตมีค่าการหดตัว 0.94% โดยปริมาตร (Bonded disk) และ 0.99% โดยปริมาตร (Archimedes) ตรงกับผลการศึกษาของ Ernst และคณะ ในปี ค.ศ. 2004³²

บทวิจารณ์

การพัฒนาองค์ประกอบต่างๆ ของวัสดุเป็นเพียงหนึ่งในปัจจัยหลาย ๆ อย่างที่ช่วยให้วัสดุมีค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันต่ำลง ในบทความปริทรรศน์นี้ได้กล่าวถึงความเป็นมาของมอนอเมอร์ แต่ละชนิดที่มีความพยายามนำมาใช้เป็นส่วนเมทริกซ์อินทรีย์ของวัสดุเรซินคอมโพสิต การเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของมอนอเมอร์ที่มีผลต่อค่าการหดตัว รวมถึงผลการศึกษาต่างๆ ที่จะนำไปสู่การพัฒนาของมอนอเมอร์ในอนาคต อย่างไรก็ตามยังมีปัจจัยภายในอื่น ๆ ที่มีผลต่อค่าการหดตัว เช่น ปริมาณวัสดุอุดแทรกอินทรีย์⁶ มีการศึกษาเพื่อเพิ่มปริมาณวัสดุอุดแทรกอินทรีย์ในวัสดุให้มีปริมาณมากขึ้นและลดปริมาณมอนอเมอร์ลง ทำให้ลดจำนวนหมู่การเกิดปฏิกิริยาและลดค่าการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยา นอกจากนี้ ขนาดของวัสดุอุดแทรกก็มีผลต่อค่าการหดตัวด้วยเช่นกัน³⁴

โคมทาครีย์เลทมอนอเมอร์ เช่น บิสอีเอ็มเอ บิสอีเอ็มเอ ยูดีเอ็มเอ ทีอีจีดีเอ็มเอ เป็นมอนอเมอร์ส่วนใหญ่ที่ใช้ในส่วนเมทริกซ์อินทรีย์ของวัสดุเรซินคอมโพสิตในปัจจุบัน ทั้งที่ใช้บิสอีเอ็มเอเพียงชนิดเดียวและใช้มอนอเมอร์ร่วมกันของทั้ง 4 ชนิด แม้ว่ามีการใช้มอนอเมอร์ชนิดนี้กันอย่างแพร่หลาย แต่ก็ยังคงมีการศึกษาเพื่อพัฒนามอนอเมอร์ออกมาในรูปแบบต่างๆ เช่น การเพิ่มน้ำหนักโมเลกุลของมอนอเมอร์ให้สูงขึ้น โดยการเติมหมู่เมทิลที่สายโซ่และการลดหมู่ในการเกิดปฏิกิริยาลงโดยการทำให้โครงสร้างของมอนอเมอร์ใหญ่ขึ้นหรือเติมหมู่ฟังก์ชันที่ไม่เกิดปฏิกิริยาแทนที่เมทาครีย์เลทที่ปลายข้างใดข้างหนึ่ง เป็นต้น ถึงแม้ผลการศึกษาจะพบว่าวิธีการเหล่านี้จะสามารถลดค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาได้ แต่มอนอเมอร์ที่ได้มีปัญหาในเรื่องคุณสมบัติอื่นๆ เช่น การดูดน้ำ ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก ซึ่งยังคงต้องได้รับการศึกษาเพื่อพัฒนาอย่างต่อเนื่องต่อไป

การเปลี่ยนแปลงชนิดของมอนอเมอร์จากกลุ่มโคมทาครีย์เลทไปเป็นมอนอเมอร์ชนิดอื่น ทั้งการใช้มอนอเมอร์ที่เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันแบบวงแหวนเปิดทำให้เกิดการขยายตัวของมอนอเมอร์ชดเชยการหดตัวจากปฏิกิริยา เช่น เอสไปโรอ-โธคาร์บอนเตและมอนอเมอร์ในกลุ่มเดียวกัน แต่ยังมีปัญหาในการเหลือหมู่ที่ไม่ทำปฏิกิริยามากเกินไป

ไซโลเรนคอมโพสิตเป็นคอมโพสิตที่ใช้หลักการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันเช่นเดียวกับมอนอเมอร์วงแหวนเปิดโดยเมื่อเกิดปฏิกิริยาจะเกิดการเปิดของวงแหวนเป็นเส้นตรงเพื่อชดเชยระยะการหดตัวจากปฏิกิริยาดังกล่าว ในขณะที่เมทาครีย์เลทคอมโพสิตจะเกิดการหดตัวจากปฏิกิริยาเนื่องจากการเชื่อมต่อนของมอนอเมอร์แต่ละตัว ซึ่งการที่จะพัฒนามอนอเมอร์ที่ช่วยลดการหดตัวหลังเกิดปฏิกิริยานั้น หลักการเกิดปฏิกิริยาแบบมอนอเมอร์วงแหวนเปิดเป็นทางเลือกหนึ่งที่มีแนวโน้มจะประสบความสำเร็จ

ออโมเซออร์เป็นมอนอเมอร์ที่ประสบผลสำเร็จในการใช้เป็นส่วนหนึ่งของเมทริกซ์อินทรีย์ของวัสดุเรซินคอมโพสิต (Definite; Degussa, Admira; VOCO, Ceram-X; DENTSPLY) โดยโครงสร้างทางเคมีของออโมเซออร์นั้นมีความเป็นอนินทรีย์สูงทำให้เกิดความเปราะสูงตามไปด้วย จึงมีการใช้มอนอเมอร์ร่วมกับโคมทาครีย์เลทหรือทีอีจีดีเอ็มเอเพื่อช่วยเสริมคุณสมบัติของออโมเซออร์ที่มีความเปราะสูงให้มีความยืดหยุ่นมากขึ้น แม้ว่าออโมเซออร์จะสามารถทำออกมาในรูปแบบผลิตภัณฑ์ได้แล้วแต่ยังคงมีการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอ-

ไรเซชันอยู่ นอกจากนี้คุณสมบัติต่างๆ ยังใกล้เคียงกับเมทาครีย์เลทคอมโพสิตแต่เมื่อเทียบต้นทุนการผลิตที่สูงกว่าเมทาครีย์เลทคอมโพสิตมากทำให้ความนิยมในการเลือกใช้ออโมเซออร์ลดลง

สรุป

ปัจจุบันมอนอเมอร์ในส่วนเมทริกซ์อินทรีย์ของวัสดุเรซินคอมโพสิตในท้องตลาดส่วนมากเป็นสารกลุ่มโคมทาครีย์เลท โดยมีบางผลิตภัณฑ์ที่ใช้มอนอเมอร์ชนิดอื่น เช่น ออโมเซออร์ไซโลเรน เป็นต้น แม้จะมีค่าการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันที่ต่ำลงเมื่อเทียบกับโคมทาครีย์เลทมอนอเมอร์ แต่ก็ยังทำให้การหดตัวจากปฏิกิริยาเป็นศูนย์ไม่ได้ ดังนั้นมีความจำเป็นในการศึกษาเพิ่มเติมทั้งในส่วนเมทริกซ์อินทรีย์และวัสดุอัดแทรกอนินทรีย์เพื่อปัญหาจากการหดตัวจากการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชัน

เอกสารอ้างอิง

1. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and abinder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. US Patents, 1962;3,066,112.
2. Bowen RL. Silica-resin direct filling material and method of preparation. US Patents, 1965;3,194,783 and 3,194,784.
3. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater J. 1999;15(2):128-37.
4. Ruyter IE. Posterior composite resin dental restorative materials. G Vanherle DS. The Netherlands: Peter Szule Publishing Co.; 1985.
5. McMurry J. Fundamentals of organic chemistry. Monterey CA; Brooks/Cole Publishing Company; 1986:256-279.
6. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater J. 2005;21(1):68-74.
7. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J.

- Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):659-75.
8. Cowperthwaite GF, Foy JJ, Malloy MA. The nature of the crosslinking matrix found in dental composite filling materials and sealants: Biomedical and dental applications of polymers. New York: Plenum Pres. 1981:379-85.
 9. Loshack S, Fox TG. Cross-linked polymers. I. Factors influencing the efficiency of cross-linking in copolymers of methylmethacrylate and glycol dimethacrylates. *J Am Chem Soc.* 1953;75:3544-50.
 10. Patel MP, Braden M, Davy KW. Polymerization shrinkage of methacrylate esters. *Biomaterials.* 1987;8(1):53-6.
 11. Segura A, Donly KJ. In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. *J Oral Rehabil.* 1993;20(5):495-9.
 12. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater J.* 2002;18(6):436-44.
 13. Lu H, Stansbury JW, Bowman CN. Towards the elucidation of shrinkage stress development and relaxation in dental composites. *Dent Mater J.* 2004;20(10):979-86.
 14. Paffenbarger GC, Rupp NW. Composite restorative materials in dental practice: a review. *Int Dent J.* 1974;24(1):1-17.
 15. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomers systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105(2):97-116.
 16. Pafeinbarger GC, Nelsin RJ, Sweeney, WT. Direct and indirect filling resins. A review of some physical and chemical properties. *J Am Dent Assoc.* 1953;47:516-24.
 17. Coy HD. Direct resin fillings. *J Am Dent Assoc.* 1953;47:532-7.
 18. Knock FE, Glenn JF. Dental material and method. US Patents, 1951;2,558,139.
 19. Ruyter IE, Oysaed H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res.* 1987;21(1):11-23.
 20. Asmussen E. NMR-analysis of monomers in restorative resins. *Acta Odontol Scand.* 1975;33(3): 129-34.
 21. Vankerckhoven H, Lambrechts P, van Beylen M, Vanherle G. Characterization of composite resins by NMR and TEM. *J Dent Res.* 1981;60(12):1957-65.
 22. Matsukawa S, Hayakawa T, Nemoto K. Development of high-toughness resin for dental applications. *Dent Mater J.* 1994;10(6):343-6.
 23. Bailey WJ. Cationic polymerization with expansion in volume. *J Macromol Sci-Chetn.* 1975;A9: 849-65.
 24. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2): 97-116.
 25. Bailey WJ. Polycyclic Ring-Opened Polymers. US Patents, 1983;4,387,215.
 26. Rawls HR, Wellinghoff VT, Norling BK, Leamon SH, Swynnerton NF, Wellinghoff S. Low shrinkage resins from liquid crystal diacrylate monomers. *Polymer Preprints.* 1997;38:167-8.
 27. Satsangi N, Rawls HR, Norling BK. Synthesis of low-shrinkage polymerizable liquid-crystal monomers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;15:71(1):153-8.
 28. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic-organic copolymers (ORMOCER) for dental applications. *Matet Res Soc Symp Proc.* 1994;346: 143-9.
 29. Hass K-H, Rose H. Hybrid inorganic/organic polymers with nanoscale building blocks: precursors, processing, properties and application. *Rev Adv Mater Sci.* 2003;5:47-52.
 30. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater J.* 2006;25(3): 445-54.
 31. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL.

- Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. *J Dent.* 2006;34(6):405-10.
32. Ernst CP, Meyer GR, Klocker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater J.* 2004;20(4):313-21.
33. Guggenberger R, Weimann W, Kappler O, Fundingsland J, Thalacker C. Historical evolution of volumetric polymerization shrinkage of restorative composites. IADR Neworleans, USA 2007; Abstract No. 0403.
34. Condon JR, Ferracane JL. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dent Mater J.* 1998;14(4):256-60.

Development of resin monomers in resin composites

Apiruck Kittichaisri D.D.S.¹

Charuphan Oonsombat D.D.S., Grad Dip. (Oper Dent), MS., ABOD²

Chaiyasri Thunpithayakul D.D.S., Grad Dip. (Oper Dent), MS., ABOD²

¹Postgraduate Student, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

²Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstracts

In 1956, resin composites have been introduced as restorative material in dentistry. Manufacturers have been working on the development of new resin composite by modifying filler particles and resin matrix. Although recent resin composites have been developed for clinical used, the polymerization shrinkage is remained. The shrinkage is an intrinsic property of the methacrylate resin matrix, which results in dimensional change during polymerization. Recently, non-methacrylate resin matrix has been developed to overcome the polymerization shrinkage problem.

(CU Dent J. 2012;35:65-78)

Key words: *polymerization shrinkage; resin composites; resin monomers*
