

บทที่ 2

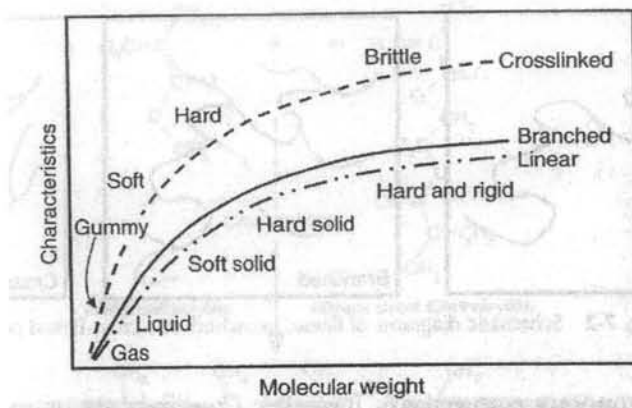
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ความรู้พื้นฐานและคุณสมบัติของโพลีเมอร์ได้รับการพัฒนาอย่างต่อเนื่องในหลายแขนง เพื่อนำโพลีเมอร์มาใช้ผลิตวัสดุต่าง ๆ รวมถึงเครื่องใช้ต่าง ๆ ในชีวิตประจำวันมากมาย ในด้านทันตกรรมเป็นอีกสาขาหนึ่ง ที่นำโพลีเมอร์มาใช้เป็นวัสดุทางทันตกรรมหลายชนิด เช่น วัสดุอุดฟัน วัสดุทำฐานฟันปลอม ซึ่งฟันปลอมสำเร็จรูป เป็นต้น ความรู้ดังกล่าวจึงมีประโยชน์เพื่อให้เข้าใจในวัสดุและนำไปสู่การปรับปรุงคุณสมบัติต่าง ๆ ต่อไป

โพลีเมอร์ (ชื่อพ้อง คือ ยางสังเคราะห์หรือพลาสติก) เป็นสารที่เกิดจากการรวมของหน่วยเล็กๆของสารประกอบอินทรีย์จำนวนมากเข้าด้วยกันกลายเป็นก้อนมหโมเลกุล (macromolecule) และหน่วยเคมีเล็กๆที่ประกอบเป็นโพลีเมอร์นั้นเรียกว่าโมโนเมอร์ (22-24)

คุณสมบัติพื้นฐานของโพลีเมอร์

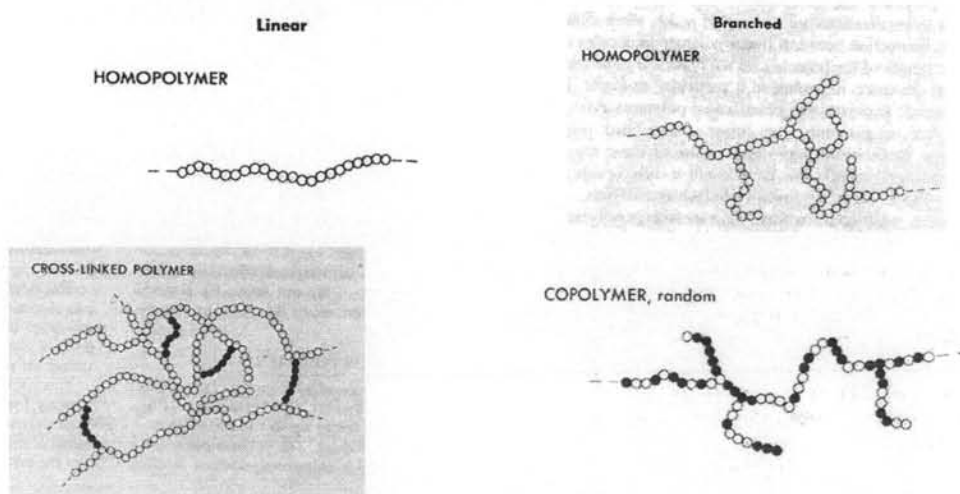
1. สายของโพลีเมอร์ที่ยาวและน้ำหนักโมเลกุลที่เพิ่มขึ้น ส่งผลให้วัสดุเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ง่าย และมีคุณสมบัติด้านความแข็งแรง และอุณหภูมิหลอมเหลวเพิ่มขึ้นตามความยาวของสายโพลีเมอร์
2. กลสมบัติ สมบัติความร้อน เคมีและไฟฟ้า เพิ่มมากขึ้นตามลำดับจากโพลีเมอร์กิ่ง ห่วงโซ่ และตาข่าย ฉะนั้นการใส่สารเชื่อมโซ่เพื่อให้เกิดการเชื่อมโยงเป็นตาข่าย ทำให้คุณสมบัติต่างๆสูงกว่าชนิดห่วงโซ่และกิ่ง
3. โพลีเมอร์ชนิดสายเชื่อมโซ่แบบ 3 มิติจะมีความแข็งแรงมากขึ้นและละลายตัวได้น้อยลง รวมถึงมีอุณหภูมิการเปลี่ยนแปลงสภาพแก้วเพิ่มขึ้น (อุณหภูมิการเปลี่ยนแปลงสภาพแก้ว [glass transitional temperture] คืออุณหภูมิในสถานะที่โพลีเมอร์กลายสภาพจากแข็งเหมือนแก้วและเปราะ มาอยู่ในสภาพอ่อนคล้ายยาง)
4. โพลีเมอร์ไม่ค่อยละลายตัว แต่มักจะดูดซึ่มสารละลาย ทำให้บวมและนิ่มลง



รูปที่ 1 แสดงผลของโครงสร้างสายโซ่โพลีเมอร์ต่อคุณสมบัติทางกายภาพและทางกล
(ที่มา : Anusavice KJ. 2003. Phillips' Science of Dental materials. 11th ed. chapter 7:147)

โพลีเมอร์ แบ่งตามโครงสร้างออกเป็น 3 ชนิดด้วยกัน (รูปที่ 2) คือ

1. โพลีเมอร์ชนิดเส้น (linear polymers) เกิดจากโมโนเมอร์เชื่อมเป็นเส้นยาวโดยปลายต่อกัน
2. โพลีเมอร์ชนิดกิ่ง (branched polymers) เกิดจากโมโนเมอร์เส้นหนึ่งต่อเป็นกิ่งกับโมโนเมอร์อีกเส้นหนึ่ง
3. โพลีเมอร์ชนิดเชื่อมไขว้ (crosslinked polymers) เป็นโพลีเมอร์ที่มีโครงสร้างสามมิติ หรือเชื่อมเป็นตาข่าย ได้จากโพลีเมอร์กิ่งเส้นหนึ่ง ต่อกับโพลีเมอร์กิ่งอีกเส้นหนึ่ง



รูปที่ 2 แสดงโครงสร้างชนิดต่าง ๆ ของโพลีเมอร์
(ที่มา : Craig R.G. 2004. Dental material properties and manipulation. 8th ed. chapter 7:152)

นอกจากที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว ยังมีโคโพลีเมอร์ ซึ่งหมายถึงโพลีเมอร์ที่มีกลุ่มของเมอร์ 2 ชนิดขึ้นไป

โพลีเมอร์ชนิดเส้นและกิ่งจะยึดระหว่างโมเลกุลด้วยพันธะทางกายภาพที่อ่อน (weak physical bond) เมื่อได้รับความร้อนจะแตกตัว และสามารถรวมพันธะได้ใหม่เมื่อเย็นลง เรียกคุณสมบัตินี้ว่า เทอร์โมพลาสติก (thermoplastic) ในขณะที่โพลีเมอร์ชนิดเชื่อมไขว้จะเชื่อมด้วยพันธะปฐมภูมิโคเวเลนต์ ซึ่งแข็งแรงกว่าและไม่แตกตัวเมื่อได้รับความร้อน จึงเรียกคุณสมบัตินี้ว่า เทอร์โมเซต (thermosets) (23)

ปฏิกิริยาการเกิดโพลีเมอร์ (กระบวนการโพลีเมอร์ไรเซชัน)

คือ กระบวนการที่ทำให้โมโนเมอร์รวมตัวกลายเป็นโพลีเมอร์ เกิดขึ้นได้ 2 แบบ

1. โพลีเมอร์ไรเซชันแบบสายโซ่ (chain or addition polymerization)

เป็นกระบวนการที่เกิดในเรซินที่ใช้ในทางทันตกรรมส่วนใหญ่ มีขั้นตอนดังนี้

a. ขั้นเริ่มต้น (initiation)

ออกแกนิกเปอร์ออกไซด์ ซึ่งเป็นตัวเริ่มต้นถูกกระตุ้นด้วยหมู่เอมีนหรือความร้อนเกิดอนุมูลอิสระ (R) ไปรวมตัวกับโมโนเมอร์ ทำให้เกิดแอกติเวตโมโนเมอร์

b. ขั้นแผ่ขยายห่วงโซ่ (propagation)

แอกติเวตโมโนเมอร์ทำปฏิกิริยากับโมโนเมอร์ที่เหลือ เกิดเป็นโพลีเมอร์ที่มีอนุมูลอิสระอยู่

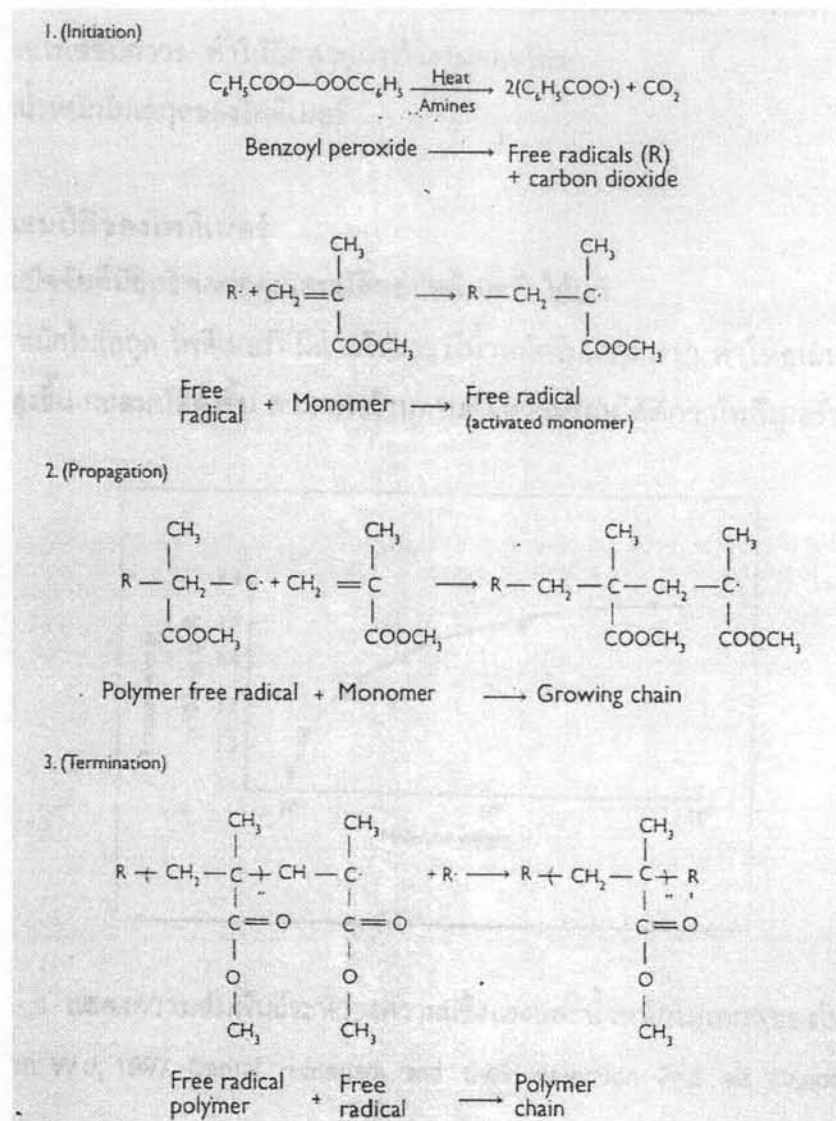
c. ขั้นสิ้นสุดปฏิกิริยา (termination)

เกิดจากการรวมตัวของโพลีเมอร์ 2 กลุ่มที่ต่างก็มีอนุมูลอิสระอยู่หรือโพลีเมอร์ที่มีอนุมูลอิสระกับอนุมูลอิสระที่หลงเหลืออยู่ ทำให้ไม่เหลืออนุมูลอิสระสำหรับทำปฏิกิริยาต่อไป (รูปที่ 3)

2. โพลีเมอร์ไรเซชันแบบขั้นหรือควบแน่น

(step growth or condensation polymerization)

เป็นปฏิกิริยาที่จะได้ผลข้างเคียงออกมา เช่นน้ำ หรือ แอลกอฮอล์ ตัวอย่างของวัสดุที่เกิดปฏิกิริยานี้คือ วัสดุพิมพ์ปากโพลีซิลิโคน หรือซิลิโคนแบบคอนเดนเซชัน



รูปที่ 3 แสดงขั้นตอนการเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรเซชันแบบสายโซ่ของโพลีเมทิลเมทาคริเลต (ที่มา : O'Brien WJ.1997. Dental material and their selection. 2nd ed. chapter 6:81)

วัสดุผลิตฐานฟันปลอม

คุณสมบัติที่ต้องการของฐานฟันปลอมโพลีเมอร์ (Requirements of denture base polymer)

1. สมบัติทางเคมีและชีวภาพ
 - a. ไม่เป็นอันตรายหรือระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในปาก
 - b. ไม่ละลายในน้ำลาย ไม่มีกลิ่นและรส
2. กายภาพสมบัติ
 - a. การขยายตัวเมื่อร้อน ควรเท่ากับหรือใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ

- b. การนำความร้อนควรมีค่าสูงพอ เพื่อนำความร้อนสู่เนื้อเยื่อในช่องปาก
 - c. ความหนาแน่นต่ำ น้ำหนักเบา
 - d. อุณหภูมิอ่อนตัว (Tg) ควรสูงกว่าอุณหภูมิร่างกายเพื่อป้องกันการบิดเบี้ยวขณะใช้งาน
 - e. ไม่เปลี่ยนมิติขณะหล่อและใช้
 - f. ทึบรังสี (radiopaque)
3. คุณสมบัติต่างๆ เช่น ขีดยึดปฏิภาค (elastic limit) โมดูลัสยืดหยุ่น (modulus of elasticity) กำลังกระแทก (impact strength) กำลังล้า (fatigue strength) และกำลังดัดขวาง (transverse or flexural strength) ควรมีค่าสูงกว่าหรือเท่ากับฟันธรรมชาติ เพื่อต้านแรงบดเคี้ยวโดยไม่มีการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวร
4. คุณสมบัติอื่นๆ
- a. โปร่งแสง สามารถยอมสีให้เข้ากับในช่องปาก และไม่เปลี่ยนสี
 - b. วิธีการใช้วัสดุง่ายไม่ยุ่งยาก ทำความสะอาดง่าย
 - c. ซ่อมได้ เมื่อแตกหรือร้าว
 - d. ราคาไม่แพง มีอายุการใช้งานยาว

ข้อกำหนดเลขที่ 12 ว่าด้วยโพลีเมอร์สร้างฐานฟันปลอมของสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (ANSI/ADA Specification No.12 for denture base resin) เกี่ยวกับคุณสมบัติของโพลีเมอร์ที่บ่มแล้ว

1. หลังผสมส่วนผงโพลีเมอร์และส่วนเหลวโมโนเมอร์เป็นเนื้อเดียวกัน และทิ้งไว้ 5 นาที วัสดุควรแผ่เข้าไปในร่องขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.75 มิลลิเมตรได้อย่างน้อยที่ระดับความลึก 0.5 มิลลิเมตร ภายใต้แรงกด 5,000 กรัมบนแผ่นที่มีความหนา 5 มิลลิเมตร พื้นที่ 50 ตารางมิลลิเมตร
2. ไม่ควรดูดน้ำเกินกว่า 0.8 มิลลิเมตรต่อตารางเซนติเมตร ภายหลังจากแช่น้ำนาน 7 วัน ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส
3. การละลายตัวไม่เกิน 0.04 มิลลิกรัมต่อตารางเซนติเมตร
4. ระยะดัดขวาง (transverse deflection) ควรอยู่ในขอบเขตที่กำหนดไว้

จากอดีตที่ผ่านมาวัสดุมากมายที่ใช้ทำซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม จนในช่วงปี ค.ศ.1937 ได้เกิดสงครามโลกครั้งที่ 2 ขึ้นทำให้วัตถุดิบในการผลิตยางนึ่ง (vulcanized rubber) ชนิดคลอน รวมถึงมีข้อเสียหลายประการ เช่น ย้อมสียาก, ดูดน้ำลายในช่องปาก จึงเริ่มมีการนำ

อะคริลิกเรซินมาใช้ในการผลิตฐานฟันปลอมแทน หลังจากนั้นไม่นานก็ได้มีผู้นำอะคริลิกเรซินไปผลิตเป็นซี่ฟันปลอมสำเร็จรูป และได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายมาจนถึงปัจจุบัน

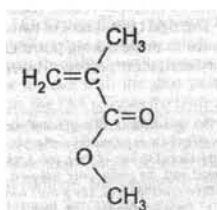
อะคริลิก เรซิน หมายถึง

1) โพลีเมอร์ของกรดอะคริลิก, กรดเมทาคริลิก หรือ อะไครโลไนไตรท์
 2) กลุ่มของเทอร์โมพลาสติก เรซินที่เกิดจากการโพลีเมอไรซ์กลุ่มเอสเทอร์ของอะคริลิก หรือกรดเมทิลเมทาคริเลต (25)

3) อนุพันธ์ของเอทิลีน ที่ประกอบด้วยกลุ่มไวนิล ($-C=C-$) ภายในโครงสร้าง
 ในวงการทันตกรรมนิยมใช้อะคริลิกเรซินอยู่ 2 ประเภทคือ กลุ่มที่ผลิตจากกรดอะคริลิก ($CH_2=CHCOOH$) และกลุ่มที่ผลิตจากกรดเมทาคริลิก ($CH_2=C(CH_3)COOH$) โดยกระบวนการทางโพลีเมอร์ (21)

เมทิลเมทาคริเลต เป็นของเหลวใส ไม่มีสี ที่อุณหภูมิห้องซึ่งมีคุณสมบัติทางกายภาพ ดังนี้ (รูปที่ 4)

- น้ำหนักโมเลกุล=100
- จุดหลอมเหลว -48 องศาเซลเซียส
- จุดเดือด 100.8 องศาเซลเซียส (ใกล้เคียงกับน้ำ)
- ความหนาแน่น 0.945 กรัมต่อมิลลิลิตร ที่ 20 องศาเซลเซียส
- ความร้อนที่เกิดจากกระบวนการโพลีเมอร์ไรเซชันเท่ากับ 12.9 กิโลแคลอรีต่อโมล
- เริ่มกระบวนการโพลีเมอไรเซชัน ได้โดยแสง, สารเคมี หรือ ความร้อน

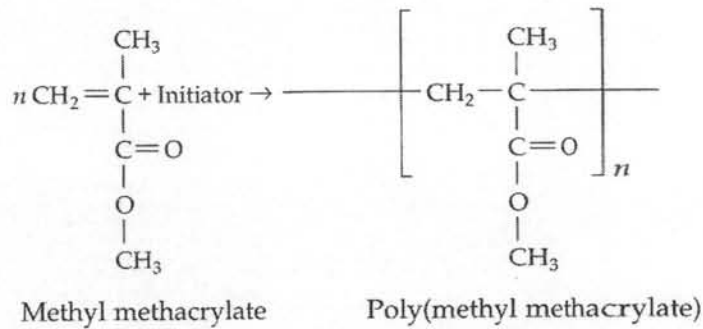


รูปที่ 4 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเมทิล เมทาคริเลต

(ที่มา : Anusavice KJ. 2003. Phillips' Science of Dental material. 11th ed. chapter 7:165)

โพลีเมทิลเมทาคริเลต เป็นเรซินแข็ง มีคุณสมบัติดังนี้

- ความแข็งผิววูบ อยู่ระหว่าง 18-20
- ความแข็งแรงเฉือน ประมาณ 60 เมกะปาสคาล
- ความหนาแน่น 1.19 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร
- โมดูลัสความยืดหยุ่นประมาณ 2.4 กิกะปาสคาล (2400 เมกะปาสคาล)



รูปที่ 5 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของโพลีเมทิล เมทาคริเลต

(ที่มา : Craig R.G. 2004. Dental material properties and manipulation. 8th edition. chapter 13:272)

การเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชันของเมทิลเมทาคริเลต กลายเป็นโพลีเมทิลเมทาคริเลต เป็นแบบรวมตัว โดยมีตัวกระตุ้นอาจเป็นแสงอัลตราไวโอเล็ต สารอินทรีย์ หรือความร้อน ทำให้สารเริ่มต้นปล่อยอนุมูลอิสระออกมา และไปทำปฏิกิริยากับพันธะคู่ระหว่างคาร์บอนต่อคาร์บอนของโมโนเมอร์เมทาคริเลต กลายเป็นโพลีเมทิลเมทาคริเลต หรืออะคริลิกเรซิน (รูปที่ 5,6)

อะคริลิกเรซินที่ใช้ทำฐานฟันปลอม ประกอบด้วยส่วนผงและส่วนเหลว ดังแสดงในตารางที่ 1 ดังนี้

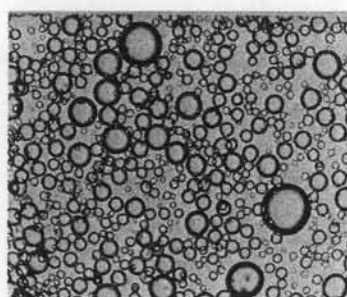
ส่วนผง	โพลีเมอร์ ตัวเริ่มต้น สารควบคุมการโปรงแสง รงควัตถุ เส้นใยเพิ่มความสวยงาม	poly(methyl methacrylate) beads organic peroxide Titanium dioxide Inorganic pigment Dyed synthetic fibers
ส่วนเหลว	โมโนเมอร์ สารเชื่อมไขว้ สารยับยั้ง ตัวกระตุ้น	Methyl methacrylate Dimethacrylate* Hydroquinone Organic amine [†]

* มีเฉพาะในอะคริลิก เรซินที่มีสารเชื่อมขวาง

† มีในวัสดุชนิดบ่มด้วยตนเอง (self-curing or cold-curing)

ตารางที่ 1 แสดงส่วนประกอบของอะคริลิกเรซิน สำหรับทำฟันปลอม

(ดัดแปลงจาก Craig R.G.2004.Dental material properties and manipulation 8th edition chapter 13:276)



รูปที่ 6 แสดงเม็ดโพลีเมทิล เมทาคริลิต

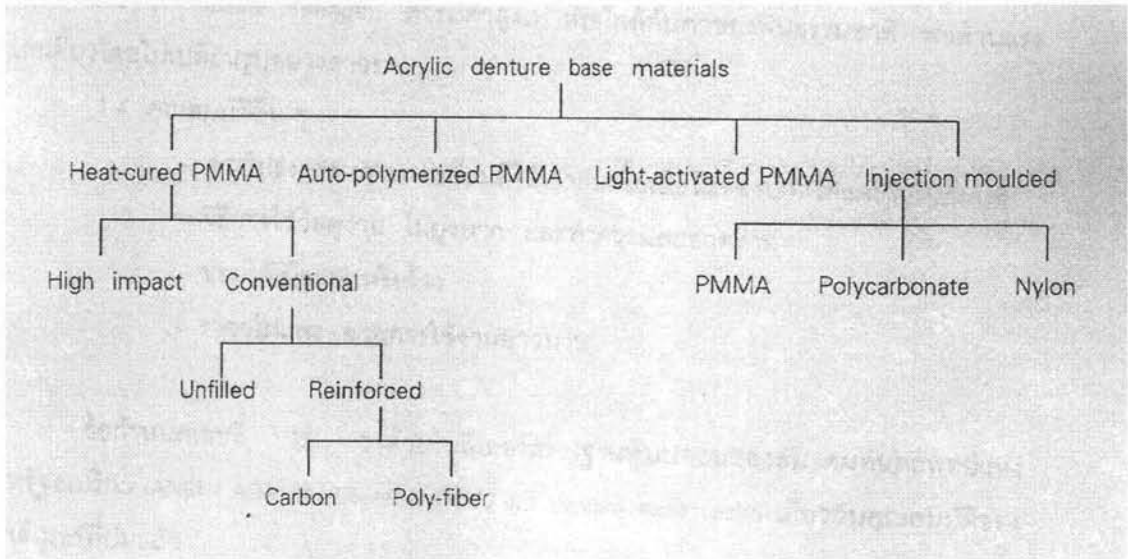
(ที่มา : Craig R.G.2004.Dental material properties and manipulation. 8th edition. chapter 13:277)

ถึงแม้ว่าในปัจจุบันยังไม่มีวัสดุทำฐานฟันปลอมใดที่มีคุณสมบัติครบตามที่ต้องการ เมทาคริลิตโพลีเมอร์ยังคงได้รับความนิยมในวงการทันตกรรมอย่างสูง เนื่องจากมีข้อดีหลายประการ ดังนี้

1. ใช้งานง่าย เทคนิคในการทำไม่ซับซ้อน
2. มีความสวยงามที่ยอมรับได้
3. ราคาไม่แพง
4. สามารถเข้าได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก

- 5. มีความคงตัวที่ดี เมื่ออยู่ในช่องปาก
- 6. ไม่มีกลิ่น ไม่มีรส ไม่มีพิษ ไม่ระคายเคือง และไม่ละลายตัวในช่องปาก

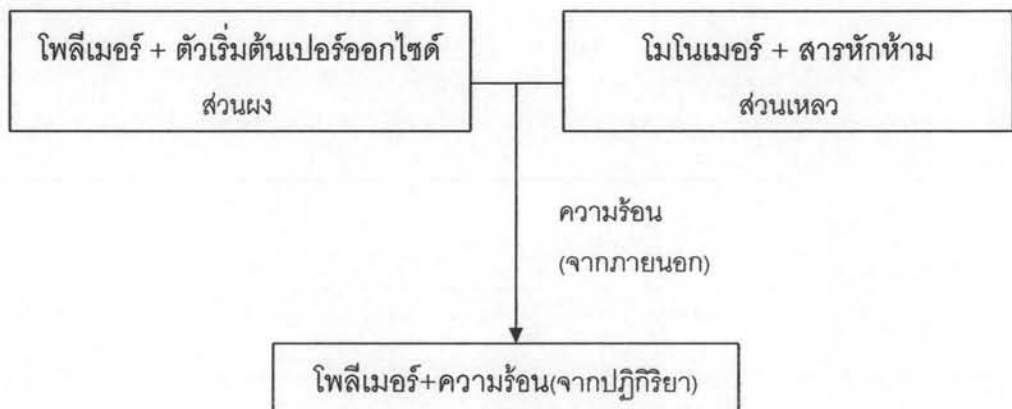
นอกจากนี้ยังมีการพัฒนาอะคริลิก เรซินที่ใช้ทำฐานฟันปลอมขึ้นอีกมากมาย โดยจัดแบ่งประเภทได้ตามแผนภูมิ ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดงแผนภูมิการจัดแบ่งประเภทของอะคริลิกเรซินที่ใช้ทำฐานฟันปลอม
 (ที่มา : O'Brien WJ.1997. Dental material and their selection. 2nd ed. chapter 6:80)

อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนสำหรับประดิษฐ์ฐานฟันปลอม (Heat-curing denture base acrylic resin)

การเกิดปฏิกิริยา



คุณสมบัติ	ค่า	หน่วย
ความแข็งแรงเฉือน	55	MPa
ความแข็งแรงกด	76	MPa
ขีดยึดปฏิกภาค	26	MPa
โมดูลัสความยืดหยุ่น	3800	MPa
ความแข็งแรงกระแทก	1	kg/cm ²
การยึดตัว	2	percent
การดัดงอตามขวาง		
- ที่ 3500 กรัม	2	mm
- ที่ 5000 กรัม	4	mm
กำลังความล้า(ที่ 17 MPa)	1,500,000	cycles
ความแข็งนูน	15	kg/mm ²
การนำความร้อน	0.0006	°C/cm
อุณหภูมิความร้อนที่ทำให้เสียรูป	95	°C
การหดตัวเมื่อเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชัน (โดยปริมาตร)	6	percent
การดูดน้ำ (24 ชั่วโมง)	0.6	mg/cm ²
การละลายน้ำ	0.02	-
การยึดติดกับโลหะ	none	-
การยึดติดกับอะคริลิก (ทดสอบแรงเฉือน)	41	MPa
ความคงตัวของสี	good	-
กลิ่นและรสชาติ	none	-
การเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ	good	-

คุณสมบัติทั้งหมดทดสอบจากส่วนผสมที่มีส่วนผง:ส่วนเหลว เท่ากับ 3:1

ตารางที่ 2 แสดงคุณสมบัติของอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน

(ที่มา : ดัดแปลงจาก Craig R.G. 2004. Dental material properties and manipulation. 8th edition chapter

วิธีอัด (compression-moulding technique)

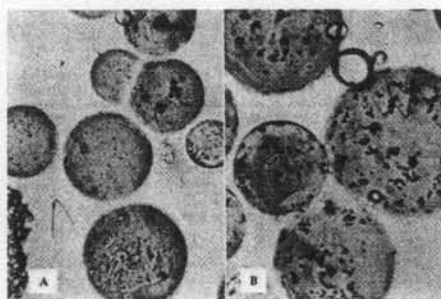
1. การเตรียมแบบหล่อ

- a. ฝังแบบจำลองที่มีกระสวยซี่ฝังติดอยู่ลงในพลาสติกครึ่งล่างด้วยปูนปลาสเตอร์ เมื่อปูนปลาสเตอร์แข็งตัว ทาสารละลายอัลจิเนต (alginate solution) ที่ปูนปลาสเตอร์ทุกส่วน
- b. นำพลาสติกครึ่งบนมาประกบให้ลงตำแหน่ง ผสมปูนปลาสเตอร์ที่เหลือจนเต็มพลาสติกครึ่งบน
- c. เมื่อปูนปลาสเตอร์แข็งตัวแล้ว ทำการกำจัดซี่ฝังด้วยน้ำร้อนที่มีอุณหภูมิอย่างต่ำ 90 องศาเซลเซียส
- d. ทาสารคั่นกลาง (separating media) เพื่อ
 - 1) ป้องกันน้ำจากปูนปลาสเตอร์สัมผัสอะคริลิก ซึ่งมีผลต่ออัตราเร็วของการเกิดโพลีเมอร์ไรเซชันและสีของอะคริลิก รวมถึงทำให้เกิดรอยราน (crazing) ในเนื้อเรซิน ซึ่งเกิดจากความดันของน้ำที่ระเหยออกมาภายหลังการบ่ม โดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าไม่มีสารเชื่อมไขว้ในอะคริลิก
 - 2) ป้องกันไม่ให้อะคริลิกแทรกในเนื้อของปูนปลาสเตอร์แบบหล่อ ซึ่งจะช่วยให้แยกอะคริลิกออกจากปูนปลาสเตอร์ยาก
(ในอดีตสารคั่นกลางใช้เป็นแผ่นตะกั่วบางๆ (tin foil) ปัจจุบันนิยมใช้อัลจิเนตที่ละลายน้ำแทน (water soluble alginate) ทำเป็นสารละลาย บางคนเรียก tin foil substitute)

2. อัตราส่วนผสม

โดยทั่วไปบริษัทแนะนำให้ใช้ปริมาณของส่วนผงทำปฏิกิริยากับส่วนเหลวโดยสัดส่วน 3:1 หรือ 2.5:1 โดยปริมาตร ผสมในภาชนะที่มีฝาปิดเพื่อป้องกันการระเหยของโมโนเมอร์ โมโนเมอร์จะสัมผัสและกระจายเข้าไปในเม็ดโพลีเมอร์อย่างรวดเร็ว ทำให้เม็ดโพลีเมอร์รวมตัวและยึดกันเป็น cohesive gel เม็ดโพลีเมอร์จะไม่ละลายอย่างสมบูรณ์ แม้ว่าโมโนเมอร์จะซึมเข้าไปได้ถึงแกนของโพลีเมอร์ก็ตาม (23) (รูปที่ 8)

ในการผสมหากใช้ส่วนผงมากเกินไป โพลีเมอร์ที่ไม่ละลายจะตกค้างเป็นเม็ดเล็กๆ ในเนื้อของโพลีเมอร์หลังบ่ม แต่หากใช้น้อยเกินไปโพลีเมอร์ที่ได้หลังบ่มจะหดตัวมากขึ้น



รูปที่ 8 แสดงเม็ดโพลีเมอร์ที่มีเม็ดสีอยู่ภายใน (ด้านซ้าย) และรูปแสดงเม็ดโพลีเมอร์ที่ผสมแล้ว(ด้านขวา) ขยาย 450 เท่า

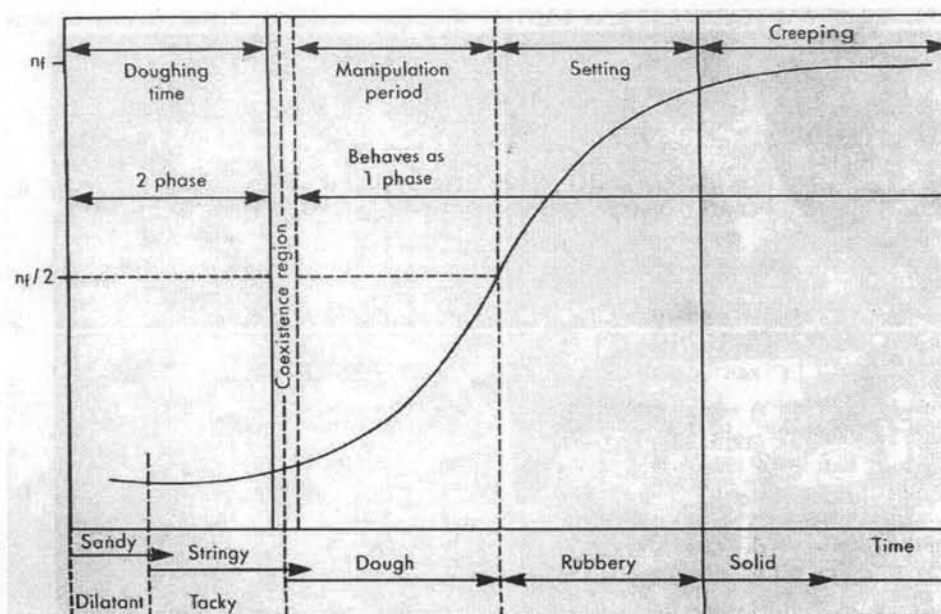
(ที่มา : Craig R.G. 1993.Restorative dental Material. 9th edition. chapter 19:503)

3. การละลายของโพลีเมอร์

โพลีเมอร์จะละลายในโมโนเมอร์ตามขั้นตอนต่อไปนี้

- 1) ขั้นเป็นเม็ดทราย (sandy stage) เป็นระยะที่โพลีเมอร์เริ่มผสมกับโมโนเมอร์ แต่ยังไม่ละลาย จะมองเห็นคล้ายเม็ดทราย
- 2) ขั้นเป็นเส้นใย (stringy stage) เป็นระยะที่โมโนเมอร์เริ่มละลายโพลีเมอร์ โดยผิวชั้นนอกของเม็ดโพลีเมอร์ถูกเจาะ แล้วละลายในโมโนเมอร์ ในขั้นนี้จะมีลักษณะเป็นเส้นใยและเหนียว
- 3) ขั้นอ่อนนุ่ม (dough stage) เป็นระยะที่โพลีเมอร์ละลายในโมโนเมอร์จนกลายเป็นเนื้อเดียวกัน เหลือโมโนเมอร์เพียงเล็กน้อย วัสดุจะมีลักษณะอ่อนนุ่ม บั่นเป็นก้อนได้ โดยไม่ติดมือ ไม่มีเส้นใย และแผ่ตามชอกมุมได้ เป็นขั้นที่เหมาะสมสำหรับอัดลงแบบหล่อ โดยไม่เกิดรูพรุน แต่ละบริษัทจะกำหนดระยะเวลาตั้งแต่ผสมจนถึงช่วงอ่อนนุ่ม และช่วงเวลาในการอัดลงในแบบหล่อแตกต่างกันไปตามประเภท ขึ้นอยู่กับ
 - a. ขนาดของโพลีเมอร์ ขนาดเล็กจะละลายได้เร็ว ระยะเวลาอัดเร็ว
 - b. น้ำหนักโมเลกุลของโพลีเมอร์สูง จะละลายตัวช้า ระยะเวลาอัดช้า
 - c. การผสมสารทำให้นุ่ม (plasticizer) ทำให้ระยะเวลาอัดจะช้าลง
 - d. อุณหภูมิสูงจะเร่งให้ระยะเวลาอัดเร็วขึ้น
 - e. อัตราผสมส่วนผงมากกว่าอัตราส่วนตามปกติ ทำให้ระยะเวลาอัดเร็วขึ้น
- 4) ขั้นคล้ายยาง (rubber-like stage) เป็นขั้นสุดท้ายที่มีโมโนเมอร์เหลือน้อยที่สุด ลักษณะคล้ายยาง ยืดหยุ่นได้ แต่ไม่สามารถแผ่ออกได้ ไม่เหมาะสำหรับอัด

ลำดับขั้นการละลายของโพลีเมอร์ แสดงด้วยรูปแบบของความหนืด (viscosity) ของโพลีเมอร์ที่ผสมกับโมโนเมอร์ ตามรูปที่ 9 ดังนี้



รูปที่ 9 แสดงขั้นตอน การละลายของโพลีเมอร์ที่สัมพันธ์กับความหนืด

η_f = ค่าความหนืดสุดท้าย

(ที่มา : Mutlu et al. Dent mater 1990; 6 : 288-293)

4. วิธีบ่ม (curing process)

การบ่ม (curing) หมายถึง การเปลี่ยนวัสดุดิบให้เป็นวัสดุที่ใช้งานได้โดยการให้ความร้อนหรือสารเคมีที่เรียกว่า ตัวบ่ม (curing agent) ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางสรีรเคมี (physiochemical change)

ในการบ่มจะให้ความร้อนไปแยกอนุมูลอิสระจากเบนโซิลเปอร์ออกไซด์ เพื่อทำปฏิกิริยากับโมโนเมอร์ให้กลายเป็นโพลีเมอร์ ความร้อนที่ให้อาจเป็นน้ำร้อน แสงอัลตราไวโอเล็ต เตอบ และอื่นๆ

สมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกาได้ระบุอุณหภูมิและเวลาที่เหมาะสมในการเกิดโพลีเมอร์ไรเซชันของเมทาคริลิตตามข้อกำหนดเลขที่ 12 ว่าด้วยโพลีเมอร์สร้างฐานฟันปลอมไว้ดังนี้

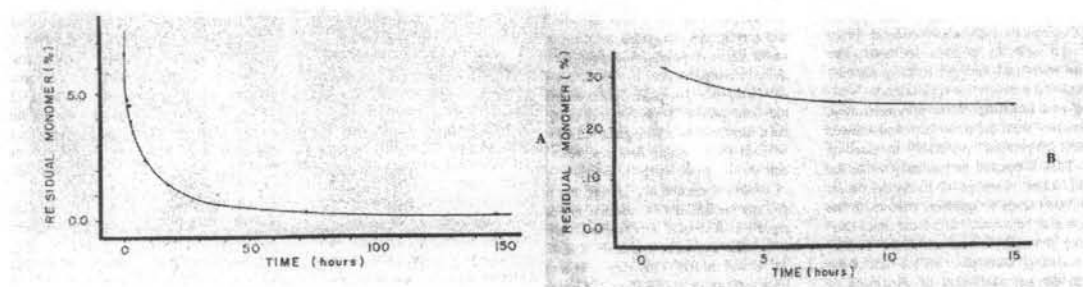
- 1) บ่มระยะยาวในน้ำอุ่นที่มีอุณหภูมิ 73.9 องศาเซลเซียส (165 องศาฟาเรนไฮต์) เป็นเวลา 9 ชั่วโมง
- 2) บ่มระยะสั้นในน้ำอุ่น 73.9 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 90 นาทีเพื่อให้เกิดโพลีเมอร์ไรเซชันและเร่งในน้ำเดือดอีก 30 นาที เหมาะกับงานเร่งด่วนและฟันปลอมที่มีฐานบาง

อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นจากการบ่มจะเริ่มจากฟลาสก์ ตามด้วยปูนปลาสเตอร์ สารคั่นกลาง และอะคริลิกเรซิน เนื่องจากส่วนนอกของฟลาสก์สัมผัสโดยตรงกับน้ำอุ่น จนกระทั่งถึง 70 องศาเซลเซียส วัสดุจะเริ่มเป็นของเหลวและมีการแยกตัวของ เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์อย่างรวดเร็วเพียงพอที่จะเกิดโพลีเมอไรเซชัน ซึ่งเป็นปฏิกิริยาคาย ความร้อน (exothermic reaction) ความร้อนจากปฏิกิริยาจะเพิ่มความร้อนในอะคริลิกให้ สูงกว่าส่วนอื่น และอาจสูงกว่าจุดเดือดของโมโนเมอร์ จากนั้นอุณหภูมิของปฏิกิริยาจะ ลดลงอย่างช้าๆ ดังนั้นส่วนของอะคริลิกที่มีปริมาณมากหรือหนาเกินไปจะมีอุณหภูมิสูง กว่าส่วนที่มีอะคริลิกน้อย ส่งผลให้เกิดฟองอากาศได้ง่ายกว่า

การตกค้างของโมโนเมอร์หลังการบ่ม

เนื้อเยื่อในช่องปากไวต่อโพลีเมทิลเมทาคริลเลตโมโนเมอร์ที่ตกค้างอยู่ในฐานฟัน ปลอม ความไวของเนื้อเยื่อในช่องปากต่ออะคริลิกทำฐานฟันปลอมนั้น ขึ้นอยู่กับปริมาณ ของโมโนเมอร์ที่ตกค้าง ยิ่งโมโนเมอร์ตกค้างมากเท่าไร เนื้อเยื่อในช่องปากก็ยิ่งได้รับ อันตรายมากขึ้นเท่านั้น โดยที่ปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างที่สามารถทำอันตรายได้คือร้อยละ 0.186 – 0.233 (26) นอกจากนี้โมโนเมอร์ที่ตกค้างในฐานฟันปลอมปริมาณสูงนี้ยังส่งผล ถึงกลสมบัติของอะคริลิกเรซิน ทำให้กำลังแรงดึงต่ำลง และการดูดน้ำเพิ่มขึ้น (27)

มีหลายปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณโมโนเมอร์ที่ตกค้างอยู่ในฐานฟันปลอม ได้แก่ ชนิดของอะคริลิก โดยที่อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน จะมีปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างร้อยละ 0.5 ซึ่งน้อยกว่าอะคริลิกชนิดบ่มได้เองซึ่งมีค่าเท่ากับร้อยละ 4.1 (28,29) ความหนา ของอะคริลิกเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อปริมาณอะคริลิกตกค้างในฐานฟันปลอม อะคริลิก ที่มีความหนาจะมีปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างน้อยกว่าอะคริลิกที่บาง เนื่องจากในอะคริลิกที่ หนา ขณะเกิดการโพลีเมอไรเซชันจะเกิดการคายความร้อนมากกว่าอะคริลิกที่บาง ดังนั้น อุณหภูมิที่สูงกว่าจึงทำให้ปฏิกิริยาเกิดขึ้นได้สมบูรณ์ (30, 31) นอกจากนี้เวลาและ อุณหภูมิที่ใช้บ่มก็มีผลต่อปริมาณโมโนเมอร์ที่ตกค้างในเนื้ออะคริลิกด้วย โดยพบว่า ระหว่างเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรเซชัน ปริมาณโมโนเมอร์จะลดลงอย่างรวดเร็วในระยะแรก และค่อย ๆ ช้าลง (32) ตามรูปที่ 10



รูปที่ 10 แสดงการเปรียบเทียบปริมาณการตกค้างของโมโนเมอร์เมื่อบ่มด้วยอุณหภูมิ 70 (รูปซ้าย) และ 100 องศาเซลเซียส (รูปขวา)

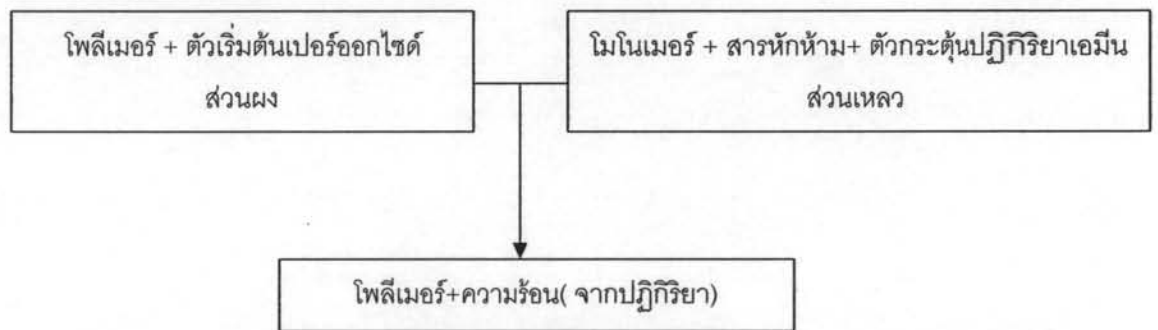
(ที่มา: Craig R.G.1993. Restorative dental material. 9th edition. chapter 19:522)

ปัจจัยด้านเทคนิคการบ่มอะคริลิกก็มีผลต่อปริมาณตกค้างของโมโนเมอร์ด้วย พบว่าการบ่มอะคริลิกที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส นาน 7 ชั่วโมง ตามด้วย 100 องศาเซลเซียส นาน 3 ชั่วโมง มีโมโนเมอร์ตกค้างเพียงร้อยละ 0.045 ขณะที่การบ่มอะคริลิกระยะสั้นมีปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างมากกว่าถึง 7 เท่าโดยเฉลี่ย ซึ่งมีผลต่อการระคายเคืองเนื้อเยื่อในช่องปาก (27, 30) ในขณะที่มีการศึกษาที่กล่าวแย้งว่า ควรลดอุณหภูมิในการบ่มอะคริลิกจาก 100 องศาเซลเซียสเป็น 95 องศาเซลเซียส และเพิ่มระยะเวลาในการบ่มให้มากขึ้น จะเป็นการช่วยลดปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างลงได้ อีกทั้งเป็นการช่วยประหยัดพลังงานได้อีกด้วย (33)

อะคริลิกชนิดบ่มได้เองสำหรับประดิษฐ์ฐานฟันปลอม (Self-curing denture base acrylic resin) ชื่อพ้อง cold curing, auto-polymerization, chemical activated materials, pour type

ปฏิกิริยาเคมี

องค์ประกอบทางเคมีของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองเหมือนกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน แต่ตัวกระตุ้นไม่เหมือนกัน โดยที่อะคริลิกชนิดบ่มได้เองได้ใช้สารเคมีเป็นตัวกระตุ้นแทนความร้อน สารเคมีดังกล่าวอยู่ในกลุ่มเทอเพียรีอะไมด์ ได้แก่ เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ (benzoyl peroxide) เมื่อผสมส่วนผงกับส่วนโมโนเมอร์ เบนโซอิลเปอร์ออกไซด์จะให้อนุมูลอิสระแกโมโนเมอร์ เกิดปฏิกิริยาห่วงโซ่ต่อไปเหมือนกับชนิดบ่มด้วยความร้อน (29)



เทคนิคการผสมและอัดอะคริลิกชนิดบ่มได้เองมีหลายวิธี ตั้งแต่การผสมให้เหลว เรียกว่า fluid resin technique หรือ การเทป้ายด้วยพู่กันลงในเบ้าโดยไม่อัด หรืออัดในพลาสติกภายใต้แรงดันก็ได้ เรียกว่า pour technique นอกจากนี้ยังสามารถทำเลียนแบบวิธีการผสมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนด้วย

เมื่อทำการเปรียบเทียบคุณสมบัติของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองกับชนิดบ่มด้วยความร้อนพบว่า

- ระยะเวลาผสมของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองเร็วกว่าอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน
- อะคริลิกชนิดบ่มได้เองมีรูพรุนมากกว่า ถ้าใช้เทคนิคเทลงในแบบหล่อโดยไม่ใช้แรงอัด
- ชนิดบ่มได้เองมีโมโนเมอร์ตกค้างมากกว่า คือ ตกค้างระหว่างร้อยละ 2-5 เนื่องจากไม่มีความร้อนไล่ส่วนโมโนเมอร์ที่เหลือจากปฏิกิริยา โดยโมโนเมอร์ส่วนที่เหลือนี้เอง จะทำหน้าที่เหมือนสารทำให้นุ่ม (plasticizer) ส่งผลให้กำลังดัดขวาง (transverse strength) ของอะคริลิกต่ำลง (22)

- d) กำลังความแข็งแรงของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองต่ำกว่าชนิดบ่มด้วยความร้อน ร้อยละ 20
- e) การเปลี่ยนมิติของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองมากกว่าชนิดบ่มด้วยความร้อน โดยชนิดบ่มได้เองจะเกิดการหดตัวได้มากกว่า
- f) อะคริลิกชนิดบ่มได้เองเมื่อใช้ไปนานๆจะเปลี่ยนเป็นสีเหลืองแกมน้ำตาลของ เทอเทียรีอะไมด์ (34)

อะคริลิกชนิดบ่มด้วยแสงสำหรับประดิษฐ์ฐานฟันปลอม (Light-cured denture base materials)

ปฏิกิริยาทางเคมี

อะคริลิกชนิดบ่มด้วยแสงประกอบด้วย ยูรีเทน เมทิลเมทาคริเลต กับระบบ ไดคีโตน-อะไมน์ (Urethane methylmethacrylate and Diketone-Amine system) และวัสดุ อัดแทรกซิลิกา โดยใช้แสงที่เห็นด้วยตาเปล่า (visible light) ช่วงความยาวคลื่น 400-500 นาโนเมตรเป็นตัวกระตุ้นสารเริ่มต้น

ยูรีเทน เป็นโพลีเมอร์ที่อ่อนตัวเมื่อถูกความร้อน ซึ่งเตรียมได้จากปฏิกิริยาควบแน่นของ โพลีไอโซไซอะเนตกับไฮดรอกซิลคอมปาวด์ เช่น โพลีเออล มีมอดูลัสยืดหยุ่นสูง ทนต่อความชื้น และมีความต้านทานต่อกระแสไฟฟ้าสูง

คุณสมบัติ

- a) ประหยัดเวลา
- b) มีเวลาดกแต่งก่อนนำไปบ่มนาน
- c) เปลี่ยนมิติน้อย
- d) ทนต่อการฉีกขาด
- e) ใช้กับงานซ่อม (repair) ฐานฟันปลอม (base and postdam lining) และสร้างถาดพิมพ์ ปาก (impression tray)
- f) ไม่มีเมทิลเมทาคริเลตโมโนเมอร์ที่ก่อให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในช่องปาก
- g) ลดการหดตัวจากปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชัน
- h) ราคาสูง
- i) มอดูลัสยืดหยุ่นต่ำ

วัสดุประดิษฐ์ฐานฟันปลอมชนิดฉีดเข้าแบบหล่อ (Injected molded denture base materials)

คุณสมบัติทั่วไป

ประกอบด้วยโพลีเมอร์รวมของไวนิลคลอไรด์กับเมทิลเมทาคริเลต (copolymer of vinyl chloride and methyl methacrylate) ใช้ฉีดเข้าแบบหล่อทางรูทехณะที่วัสดุอยู่ในสภาวะเหลว ขั้นตอนและวิธีการอัดค่อนข้างยุ่งยาก อุปกรณ์มีราคาแพง และคุณสมบัติบางอย่างด้อยกว่า อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน

วัสดุที่ใช้ (23)

1) อะคริลิก เรซิน

เป็นโพลีเมทิลเมทาคริเลตชนิดเส้นตรง (linear PMMA) ที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำ (MW=150,000) มีโมโนเมอร์เหลือตกค้างน้อย ไม่มีสารเชื่อมไขว้ และจากน้ำหนักโมเลกุลที่ต่ำทำให้ไม่ต้องใส่สารทำให้นุ่มมากเหมือนกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน

2) โพลีคาร์บอเนต

มีความเหนียว จึงไม่เหมาะกับการฉีดเข้าแบบหล่อมากนัก ไม่ใส่สารเชื่อมไขว้ จึงทำให้มีความต้านทานต่อการเกิดการคืบและรอยร้าวต่ำ และมีปัญหาในการยึดแน่นกับซีฟันปลอม

3) ไนลอนและโพลีอะไมด์

ในระยะแรกของการใช้ในลอนทางทันตกรรมไม่ค่อยประสบความสำเร็จ เนื่องจากเกิดการคืบ (creep) มาก ต่อมาจึงพัฒนาวัสดุโดยเติมเส้นใยแก้วเพื่อเสริมความแข็งแรง (glass-fiber reinforced nylons) และลดอัตราการดูดน้ำ เช่น ไนลอน 66 ปัจจุบันมีผู้นิยมใช้วัสดุประดิษฐ์ฐานฟันปลอมชนิดนี้มากขึ้น แต่อย่างไรก็ตามวัสดุชนิดนี้ไม่สามารถยึดติดกับซีฟันพลาสติกโดยทางเคมีเหมือนวัสดุประเภทอะคริลิก เรซิน จึงต้องเตรียมรูปร่างซีฟันปลอมให้มีการยึดอยู่ทางกลแทน และพบว่ามีการติดสีในวัสดุค่อนข้างสูง

วัสดุประดิษฐ์ฐานฟันปลอมดัดแปลง (Modified denture base materials)

1) วัสดุชนิดทนต่อแรงกระแทก (High impact acrylic)

ผลิตโดยการใส่ยางบิวตาไดอีนสไตรีนแทรกในเมทิลเมทาคริเลต ทำให้เพิ่มความแข็งแรงต่อการกระแทกและยับยั้งการเกิดรอยร้าว เพิ่มกำลังดัดขวาง และลดขั้นตอนในวิธีการอัด ส่วนผงจะเหมือนกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน แต่โมโนเมอร์ที่ใช้จะไม่มีสารเชื่อมไขว้หรือมีในปริมาณเล็กน้อย (23, 29)

2) อะคริลิกชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟ

เป็นการบ่มอะคริลิกโดยใช้พลังงานไมโครเวฟ ซึ่งใช้เฉพาะกับอะคริลิกชนิดที่ผลิตขึ้นมาเป็นพิเศษ และพลาสติกที่ไม่ใช่โลหะ ข้อได้เปรียบของวิธีนี้ คือ รวดเร็ว และคุณสมบัติใกล้เคียงกับการผลิตแบบเดิม (22) ในทางกลับกันมีบางการศึกษาพบว่าอะคริลิกที่บ่มด้วยไมโครเวฟจะมีค่าการยึดติดกับซีฟันปลอมพลาสติกต่ำกว่าอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อน เนื่องจากการบ่มด้วยพลังงานไมโครเวฟจะควบคุมอุณหภูมิขณะเกิดปฏิกิริยาได้ยาก ทำให้มีโอกาสที่จะเกิดรูพรุนในเนื้ออะคริลิกได้ง่าย ส่งผลให้การยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและอะคริลิกชนิดนี้ต่ำลง (35) นอกจากนี้ อะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟยังมีสายเชื่อมขวางน้อย ทำให้มีโมเลกุลที่จะเกิดปฏิกิริยาการยึดติดได้น้อย มีเวลาสัมผัสกับซีฟันปลอมก่อนเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชันน้อย จึงทำให้โพลีเมอร์บวมตัวได้น้อย และมีการเกิดปฏิกิริยา conversion ได้น้อยกว่าเมื่อเทียบกับชนิดบ่มด้วยความร้อน ส่งผลให้การยึดติดไม่ดีนัก (36) ในทางกลับกัน มีการศึกษาให้ผลขัดแย้งว่าอะคริลิกชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟมีปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชันได้มากกว่าการบ่มด้วยวิธีปกติ (37)

3) อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแข็งตัวเร็ว (Rapid heat-polymerized resins)

เป็นการนำไฮบริดอะคริลิกมาโพลีเมอร์ไรเซชันในน้ำเดือดเป็นเวลา 20 นาที ทันทีหลังอัดอะคริลิก เพื่อลดระยะเวลาในการผลิตฐานฟันปลอม (29) แต่อย่างไรก็ตามมีการศึกษาพบว่าการบ่มชนิดนี้จะเกิดฟองอากาศได้ง่ายกว่าการบ่มปกติ โดยเฉพาะเมื่ออะคริลิกมีความหนามากกว่า 6 มิลลิเมตร (38)

4) ฐานฟันปลอมชนิดทึบแสงรังสี (Radiopaque denture base)

ฐานฟันปลอมชนิดทึบแสงรังสี ให้ประโยชน์ในการวินิจฉัยเมื่อผู้ป่วยกลืนฟันปลอมโดยบังเอิญ สารทึบแสงที่ใช้ผสม ได้แก่ ดีบุกผสมโมโนเมอร์ เช่น ไทริบิวทิลดีบุกเมทาคริเลต (tributyl tin methacrylate) โดยมีดีบุกร้อยละ 5 ในไทริบิวทิลดีบุกเมทาคริเลต และปริมาณของไทริบิวทิลดีบุกเมทาคริเลตร้อยละ 40 ของโมโนเมอร์โดยประมาณ

Property	Conventional	Rubber reinforced	Vinyl	Light-activated acrylic*	Pour type	Rapid heat cure
Transverse deflection (mm)						
At 3500 g	2.0	2.4	1.8	1.9	2.2	1.7
At 5000 g	4.1	5.0	3.8	3.6	Fractured	3.5
Water sorption (mg/cm ²)	0.60	0.55	0.50	0.64	0.50	0.64
Water solubility (mg/cm ²)	0.02	0.02	0.02	0.01	0.01	0.02
Color change	None	Slight	Slight	Slight	Slight to moderate	Slight

ตารางที่ 3 แสดงคุณสมบัติของอะคริลิกฐานฟันปลอมชนิดต่างๆ ตามข้อกำหนดสมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (ANSI/ADA Specification No.12 for denture base resin)
(ที่มา : Craig R.G.1993. Restorative Dental Material . 9th edition. chapter 19 :506)

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าอะคริลิกผลิตฐานฟันปลอมชนิดบ่มด้วยความร้อนมีค่าการยึดติดกับซีฟันปลอมพลาสติกสูงที่สุด เมื่อเทียบกับอะคริลิกชนิดบ่มได้เองและชนิดบ่มด้วยแสง ดังนั้นอะคริลิก 2 ประเภทหลังจึงควรใช้เป็นวัสดุซ่อมฟันปลอมมากกว่าที่จะใช้ผลิตฐานฟันปลอม เนื่องจากมีค่าการยึดติดกับซีฟันปลอมพลาสติกค่อนข้างต่ำ (39, 40)

ซีฟันปลอมอะคริลิก (acrylic teeth)

ในอดีตฟันปลอมชนิดทำจากกระเบื้อง (porcelain teeth) ได้รับความนิยม แต่จากปัญหาหลายประการ จึงได้มีการนำฟันอะคริลิกมาใช้แทน คุณสมบัติของซีฟันปลอมทั้ง 2 ชนิดมีความแตกต่างกันค่อนข้างมาก ดังตารางที่ 4

ซีฟันปลอมพลาสติก	ซีฟันปลอมพอร์ซเลน
<ul style="list-style-type: none"> - ความยืดหยุ่นสูง - ด้านทานการแตกหักได้ - นิ้ม สึกง่าย - เปลี่ยนแปลงรูปร่างเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลงได้ง่าย - ยึดกับฐานฟันปลอม - สวยงามเป็นธรรมชาติ - ไม่มีเสียงขณะเคี้ยวหรือพูด - จัดแต่งง่าย - มักเกิดการราราน ถ้าไม่มีสารเชื่อมไขว้ 	<ul style="list-style-type: none"> - เปราะ - แข็ง สึกกร่อนยาก - ไม่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างไม่ว่าจากอุณหภูมิหรือแรงบดเคี้ยว - ไม่ดูดน้ำ - ไม่มีการยึดกับฐานฟันปลอม ต้องอาศัยการยึดทางกล - เป็นธรรมชาติ - อาจมีเสียงกระทบได้ขณะใช้ - การจัดแต่งยาก - อาจเกิดการแตกหักได้

ตารางที่ 4 แสดงการเปรียบเทียบคุณสมบัติของซีฟันปลอมพลาสติกและซีฟันปลอมพอร์ซเลน (ที่มา : ดัดแปลงจาก Craig R.G. 1993. Restorative dental material. 19th edition. chapter 19:536)

ซีฟันปลอมอะคริลิกที่ใช้กันโดยทั่วไป ผลิตจากอะคริลิกที่คล้ายคลึงกับวัสดุที่ใช้ผลิตฐานฟันปลอม แต่มีการเติมเม็ดสีเข้าไปเพื่อให้มีสีต่างๆกัน และมักจะเติมสารเชื่อมไขว้เพื่อช่วยเพิ่มความแข็งแรงและป้องกันการแตกราราน สมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกาได้ระบุคุณสมบัติของฟันอะคริลิก (ANSI/ADA Specification No.15 for acrylic teeth) ไว้ดังนี้

1. วัสดุที่ใช้อาจเป็นโพลีเมอร์ของเอสเตอ์ของกรดอะคริลิก หรือโพลีเมอร์ร่วมของส่วนผสมนี้
2. สีและขนาดใกล้เคียงฟันธรรมชาติ
3. สามารถยึดกับฐานฟันปลอมอะคริลิกด้วยแรงยึดทางเคมี (chemical bonds) ต่อกันไม่น้อยกว่า 315 กิโลกรัม/ตารางเซนติเมตร (31 เมกะปาสคาล หรือ 4,500 ปอนด์/ตารางนิ้ว หรือ 31 เมกะนิวตัน/ตารางเมตร)
4. ความแข็งแรงผิวรูปไม่น้อยกว่า 15 กิโลกรัม/ตารางมิลลิเมตร
5. ไม่เปลี่ยนสี
6. ไม่แตกร้าวง่ายทั้งก่อนและหลังอัดอะคริลิก

ในปัจจุบันสามารถแบ่งชนิดของฟันปลอมอะคริลิกได้คร่าวๆดังนี้

1. ซีฟันปลอมที่ผลิตจากเมทิลเมทาคริเลตชนิดเส้น (linear polymethyl methacrylate) ซึ่งแต่ละบริษัทจะมีการทำเป็นชั้นแตกต่างกันไปเพื่อเพิ่มความสวยงามและใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ เช่น Major Dent (Major Prodotti Dentari, Italy) เป็นต้น แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากวัสดุที่ใช้ผลิตเป็นโพลีเมอร์ชนิดเส้นทำให้ความแข็งแรงของฟันปลอมในกลุ่มนี้ยังไม่ดีนัก

2. ซีฟันปลอมที่มีสารเชื่อมขวาง

ซีฟันปลอมชนิดนี้ เกิดจากการรวมสายโพลีเมอร์ที่มีโครงสร้างซับซ้อน 2 สายหรือมากกว่าเข้าด้วยกันเกิดเป็นโครงสร้างที่ซับซ้อน ส่งผลให้คุณสมบัติต่างๆดีขึ้น เช่น ความต้านทานต่อการสึกกร่อน แบ่งได้เป็น 2 กลุ่มด้วยกัน คือ

2.1 กลุ่มที่เป็นโคโพลีเมอร์ของเมทิลเมทาคริเลตและไดเมทาคริเลต ซึ่งโดยส่วนใหญ่จะเป็น triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)

2.2 กลุ่มที่เป็นโพลีเมอร์อะคริลิกที่มีสารเชื่อมขวางปริมาณสูงและเติมวัสดุอัดแทรก เช่น คอลลอยดอลซิลิกา

อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่าซีฟันปลอมในกลุ่มนี้จะมีความแข็งแรงมากขึ้น แต่ผลจากการที่มีโครงสร้างเป็นตาข่ายโพลีเมอร์และการที่มีวัสดุอัดแทรก ทำให้คุณสมบัติในการยึดติดกับฐานฟันปลอมลดลงเช่นเดียวกัน (3, 41-43) แต่มีการศึกษาที่ขัดแย้งโดยพบว่าซีฟันปลอมที่มีสารเชื่อมขวางปริมาณสูงจะให้การยึดติดกับฐานฟันปลอมชนิดทนแรงกระแทกมากกว่าซีฟันมาตรฐานและซีฟันที่มีโครงสร้างตาข่าย (interpenetrating network) และการหักที่พบมักจะเป็นการแตกหักที่ฟันหรือที่ฐานฟันปลอมมากกว่าบริเวณรอยต่อ (44)

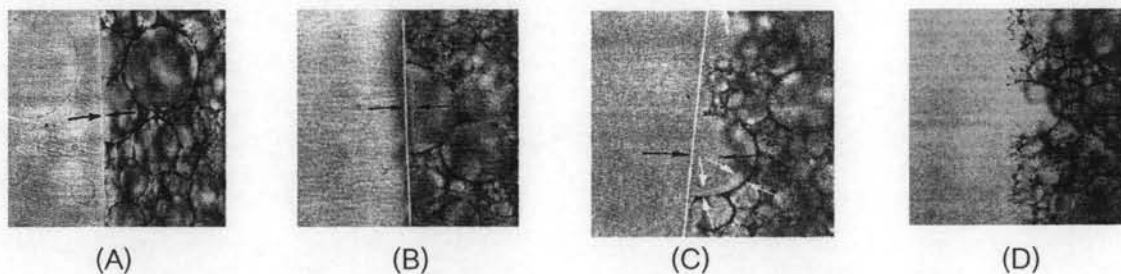
3. ซีฟันปลอมที่มีส่วนผสมของเรซินคอมโพสิต (resin composite)

ซีฟันปลอมชนิดนี้ จะมีการอัดหลายชั้น (multilithic acrylic teeth) โดยในส่วนของด้านบดเคี้ยวหรือด้านริมฝีปากจะเป็นคอมโพสิตเรซิน เพื่อเพิ่มความสวยงามและความทนทาน ส่วนของด้านประชิดสันเหงือกก็ยังคงเป็นอะคริลิกเรซินอยู่ เพื่อให้สามารถยึดติดกับฐานฟันปลอม ตัวอย่างของซีฟันในกลุ่มนี้ ได้แก่ Yamahashi PX (Yamahachi Dental MFG.CO.,Aichi Pref.,Japan), Ivoclar PE (Ivoclar Viadent AG., Schaan, Liechtenstein)

การยึดติดระหว่างซี่ฟันปลอมกับฐานฟันปลอมอะคริลิก (Bonding between acrylic teeth and denture base)

การยึดติดระหว่างซี่ฟันปลอมกับฐานฟันปลอมอะคริลิก เกิดจากการที่โพลีเมอร์ของฐานฟันปลอมในระยะอ่อนนุ่มมีโมโนเมอร์อิสระหลงเหลือจากปฏิกิริยาเชื่อมผ่านผิวด้านประชิดสันเหงือกของซี่ฟันปลอม ทำให้โพลีเมอร์อะคริลิกในซี่ฟันปลอมเกิดการบวมตัวขึ้น เรียกว่า swelling phenomena ต่อมาโมโนเมอร์ที่ตกค้างอยู่ในวัสดุฐานฟันปลอมจึงสามารถเข้าไปสร้างพันธะเชื่อมได้ หลังจากนั้นเมื่อได้รับความร้อนกระตุ้นปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชัน อะคริลิกฐานฟันปลอมจะแข็งตัวเชื่อมติดกับฟันปลอม มีปัจจัยที่ส่งผลถึงความหนาของชั้นรอยต่อนี้ คือเมื่อเพิ่มอุณหภูมิมากขึ้น ความหนาของชั้นรอยต่อจะยิ่งหนาขึ้น ระยะในการเกิดโพลีเมอร์ไรเซชันขณะอัดมีผลเช่นเดียวกัน โดยที่ถ้าเกินระยะอ่อนนุ่ม จะส่งผลให้มีปริมาณโมโนเมอร์เหลืออยู่น้อยเกินไป ทำให้การยึดติดระหว่างซี่ฟันปลอมและฐานเกิดได้ไม่ดี (45)

ความหนาของชั้นโพลีเมอร์ที่เกิดการบวมตัวในซี่ฟันปลอมที่มีสารเชื่อมขวาง จะอยู่ที่ 3.3 – 20.6 μm ในอคริลิกชนิดบ่มได้เอง หลังจากนั้นเมื่อนำอคริลิกชนิดบ่มได้เองมาบ่มที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส หรือใช้อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแล้ว เม็ดโพลีเมอร์จะเกิดการเชื่อมกันดังรูปที่ 11 (46)



รูปที่ 11 แสดงชั้นของโพลีเมอร์ที่บวมตัว(ระหว่างลูกครีสีดำ)เมื่อใช้อะคริลิกชนิดบ่มได้เองที่อุณหภูมิ 30 องศาเซลเซียส (A), 50 องศาเซลเซียส (B) ,70 องศาเซลเซียส (C) และอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน (D)

(ที่มา : Vallittu and Ruyter. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymer. J Prosthet Dent.1997;78:196-7)

นอกจากนี้ประสิทธิภาพของการยึดติดของซี่ฟันปลอมและฐานฟันปลอม จะขึ้นกับ

- อัตราการแพร่กระจายของเมทิลเมทาคริลิตจากเนื้ออะคริลิก
- เวลาที่เหมาะสมในการแพร่กระจายของเมทิลเมทาคริลิต
- ความสะอาดของพื้นผิวที่จะเกิดการยึดติด (47)
- ชนิดของสารละลาย (46)

- e) อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น จะส่งผลให้อัตราการแพร่ของโมโนเมอร์เข้าไปในซีฟันปลอมสูงขึ้น (48)

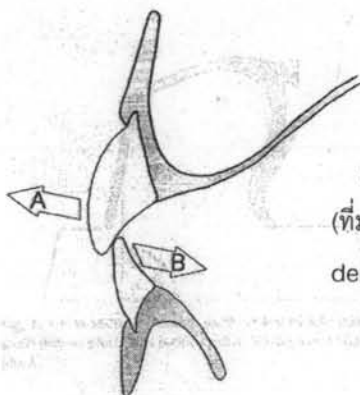
การหลุดของซีฟันปลอม

ปัญหาจากการใส่ฟันปลอมชนิดถอดได้ประการหนึ่ง คือ การหลุดของซีฟันปลอม จากข้อมูลทางระบาดวิทยา พบว่า ร้อยละ 22 – 30 ของการซ่อมฟันปลอมทั้งหมดมีสาเหตุมาจากการหลุดของซีฟันปลอม (49, 50) โดยทั่วไปมักพบในฟันหน้าหรือฟันเขี้ยว ส่วนใหญ่แล้วการหลุดจะไม่สัมพันธ์กับการแตกหักของซีฟันปลอมหรือฐานฟันปลอม จึงอธิบายได้ว่าการยึดติด (adhesion) ระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมไม่เพียงพอ วัสดุที่ใช้ทำซีฟันปลอมหรือฐานฟันปลอมมีความยืดหยุ่น หรือซีฟันปลอม และฐานฟันปลอมมีการยึดติดทางกลไม่ดี (51)

การหลุดของซีฟันปลอมหลังจากใช้งานไประยะหนึ่ง อาจเกิดจาก

- การสะสมของแรงเครียดภายในที่มากกว่าความแข็งแรงต้านการแตกหักได้ของฟันปลอม (fracture strength)
- การมีรอยร้าวหรือจุดตำหนิในชิ้นงาน

เมื่อพิจารณาการหลุดของซีฟันปลอมในฟันหน้า พบว่า เมื่อมีการใช้งาน ในขณะที่ฟันหน้ากระแทกกันนั้นจะเกิดแรงกระทำต่อฟันหน้าล่างไปทางด้านลิ้น และกระทำต่อฟันหน้าบนไปทางด้านริมฝีปากในขนาดที่เท่ากัน ส่งผลให้ฟันหน้าล่างมีแนวโน้มที่จะล้มไปทางด้านลิ้น แต่เนื่องจากมีส่วนของฐานฟันปลอมที่รองรับอยู่ด้านหลังจึงสามารถต้านต่อแรงนี้ได้ในขณะที่ฟันหน้าบนจะถูกผลักไปทางด้านริมฝีปาก โดยมีจุดหมุนที่บริเวณคอฟันด้านลิ้น(ตามรูปที่ 12) และสามารถหลุดออกจากฐานฟันปลอมได้หากมีการยึดติดที่ไม่เพียงพอ (51) เนื่องจากวัสดุที่ใช้ทำซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมมีความยืดหยุ่นเล็กน้อย(52)



รูปที่ 12 แสดงแรงที่เกิดขึ้นต่อซีฟันปลอมในขณะใช้งาน
(ที่มา : Zuckerman. 2003. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture base. J Prosthet Dent. 2003;89(6):604)

จากการศึกษา Finite Element Analysis เกี่ยวกับการยึดติดของซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม พบว่าแรงกระทำที่เกิดขึ้นจะสะสมสูงที่สุดบริเวณรอยต่อระหว่างฐานฟันปลอมและซีฟันปลอม และแรงส่วนใหญ่จะเป็นแรงเค้น (tensile) โดยเริ่มที่บริเวณรอยต่อด้านเพดานปาก มีค่าประมาณ 43-89 MPa (53) ซึ่งสอดคล้องกับ Zuckerman (2003) ที่กล่าวว่าจุดหมุนของแรงที่กระทำทำให้ซีฟันปลอมหลุดอยู่บริเวณคอฟัน จากนั้นจะเริ่มเกิดรอยร้าว (crack) ขึ้นหรือหากมีรอยร้าวอยู่แล้วก็จะทำให้ฟันปลอมนั้นเกิดการแตกหรือหลุดงายขึ้น (51)

การหลุดของซีฟันปลอมทั้งซีบริเวณรอยต่อพอดีนั้น มีสาเหตุมาจากการสร้างฐานฟันปลอม เช่น การกำจัดซีฝั่งออกไม่หมด หรือการมีสิ่งแปลกปลอมบริเวณผิวฟันที่จะยึดกับฐานฟันปลอม เช่น ฝุ่น สิ่งเหล่านี้เป็นจุดเริ่มต้นของการสร้างรอยร้าวให้เกิดขึ้น ทำให้เกิดการหลุดของซีฟันปลอมตามมา โดยที่ไม่มีความผิดปกติบริเวณรอยต่อระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม ดังนั้นเมื่อมีแรงมากระทำ รอยร้าวน่าจะเกิดขึ้นบริเวณที่ความเครียดสูงสุดตามแนวที่เกิดโมเมนต์ของการงอมากที่สุด ซึ่งอาจจะไม่อยู่บริเวณรอยต่อระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอมก็ได้ และถึงแม้ว่าจะมีความเครียดเกิดขึ้นทันทีที่มีการใช้งาน แต่การแตกหักหรือการหลุดของซีฟันปลอมที่พบมักจะเกิดขึ้นหลังจากมีการใช้งานไปได้ระยะหนึ่งแล้ว ซึ่งเป็นผลจากการกำลังแรงดึงประลัย (ultimate tensile strength) ของโพลีเมทิลเมทาคริลิตนั่นเอง

สาเหตุที่ทำให้เกิดการหลุดของซีฟันปลอม

1. สภาพที่เข้ากันไม่ได้ เช่น มีการปนเปื้อนโดยฝุ่น, ปูน, คราบหรือละอองน้ำมัน (6) หรือซีฝั่งที่ตกค้างบนผิวฟันปลอมจากขั้นตอนการแต่งซีฝั่ง หรือกำจัดซีฝั่งออกไม่หมดก่อนทำการอัดอะคริลิก (54-56) ซึ่งการกำจัดซีฝั่งที่ได้รับการรับรองจากทันตแพทย์สมาคมแห่งสหรัฐอเมริกา (ADA 1976-1978) กำหนดให้ใช้สารละลายผงซักฟอก ความเข้มข้นร้อยละ 1.5 (ผงซักฟอก 1 ช้อนโต๊ะต่อน้ำ 1/8 แกลลอน หรือ 437.17 มิลลิลิตร) ที่ทำให้อุ่น และตามด้วยน้ำเดือดอีกครั้ง ซึ่ง Spratley (1987) ได้เสนอว่าอุณหภูมิที่เหมาะสมในการกำจัดซีฝั่งไม่ควรต่ำกว่า 90 องศาเซลเซียส (194 องศาฟาเรนไฮต์) และควรแช่พลาสติกในน้ำร้อนประมาณ 10 นาทีก่อนกำจัดซีฝั่ง เพื่อป้องกันไม่ให้ซีฝั่งกลับมาเกาะอีกครั้งเนื่องจากพลาสติกเย็นเกินไป (56)
2. การปนเปื้อนของสารคั่นกลาง (tin-foil substitutes) บนผิวของซีฟันปลอม มีผลให้การยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมลดลง (15, 55, 57)

3. โครงสร้างของวัสดุที่ใช้ทำซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม หากโครงสร้างต่างกันก็อาจทำให้การยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมลดลงได้ เช่น การใช้ฟันพอร์ซเลน หรือการใช้ฟันปลอมอะคริลิกที่มีสารเชื่อมไขว้ในปริมาณสูง (41, 45)

การพัฒนาการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม

จากปัญหาการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม ทำให้มีผู้พยายามคิดค้นวิธีการเพิ่มประสิทธิภาพการยึดติดของซีฟันปลอมหลายวิธี โดยสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภทคือ

1. ทางกล (mechanical) เช่น

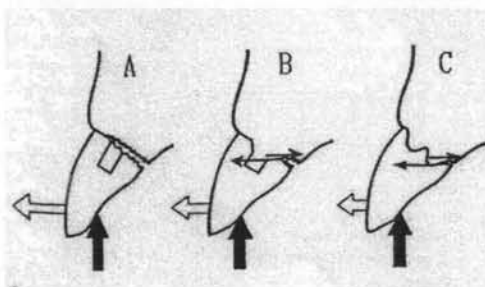
- a. การกรอผิวด้านใต้ของฟันปลอม เพื่อเพิ่มความขรุขระและพื้นที่สัมผัสของพื้นผิว โดยวิธีนี้มีหลายการทดลองที่พบว่าสามารถเพิ่มความแข็งแรงของการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอมได้ (12, 58) ในขณะที่บางการทดลองสรุปว่าการสร้างความหยาบที่ผิวฟันปลอมไม่ได้เพิ่มค่าการยึดติด (56, 59) แต่อย่างไรก็ตามการกรอผิวด้านใต้ของฟันปลอมอาจทำให้มีการตกค้างของซีฝังได้มากขึ้นและเกิดฟองอากาศบริเวณรอยต่อได้ง่ายเช่นกัน

b. การกรอทำร่องยึดที่ด้านประชิดสันเหงือกของฟันปลอม

การเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมวิธีหนึ่ง คือ การกรอทำร่องยึดที่ด้านประชิดสันเหงือกของฟันปลอม โดยการทำร่องยึดในแนวใกล้กลางและไกลกลาง (mesio-distal direction) ที่มีความลึก 2 มม. เป็นรูปสี่เหลี่ยม หางนก (dovetail) หรือครึ่งวงกลม การทำร่องยึดสามารถเพิ่มการยึดติดได้อย่างมีนัยสำคัญ แต่ไม่พบความแตกต่างในการยึดติดระหว่างรูปร่างของร่องยึด แต่เมื่อเปรียบเทียบระหว่างการกรอร่องยึดในแนวขวาง และแนวตั้ง พบว่า ร่องยึดในแนวตั้งมีการยึดติดสูงที่สุด เนื่องจากร่องในแนวตั้งอยู่ใกล้กับแรงมากที่สุด ผลสามารถอธิบายได้ว่า เมื่อแตกแรง แขนของคาน (lever arm) สั้น จึงต้องใช้แรงมากกว่าปกติในการทำให้ซีฟันปลอมหลุด แต่ทั้งนี้ทั้งนั้นการกรอร่องยึดในแนวตั้งยังส่งผลให้การอัดอคริลิกโดยไม่มีฟองอากาศหรือให้เต็มเป็นไปได้น้อย แต่ก็ไม่ได้ส่งผลถึงความแข็งแรงใด ๆ (60) นอกจากนี้ได้มีการเปรียบเทียบระหว่างการขัดด้วยกระดาษทราย กรอทำร่อง 2 ร่อง และเจาะรู เทียบกับไม่มีการปรับพื้นผิว พบว่า การกรอทำร่องยึด 2 ร่องให้การยึดอยู่ดี

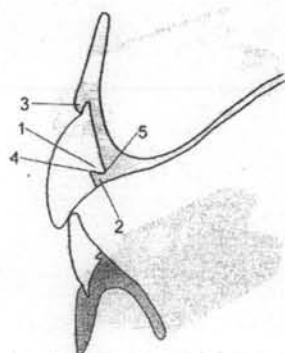
ที่สุด ในขณะที่การเจาะรูให้การยึดแน่นต่ำสุด เนื่องจากว่าเกิดความเค้นดัด (bending stress) ในระหว่างที่ใช้แรงกด ในขณะที่การทำร่องยึด 2 ร่องจะเปลี่ยนแรงกดจากความเค้นดัดเป็นความเค้นเฉือน (shear stress) ซึ่งโดยทั่วไปแล้วผิวสัมผัสระหว่างซี่ฟันปลอมกับฐานฟันปลอมจะต้านทานการหลุดของซี่ฟันปลอมจากแรงเค้นเฉือนได้ดีกว่า (11)(รูปที่ 13)

นอกจากนี้ยังมีการแนะนำให้ใช้การทำ cingulum ledge lock (รูปที่ 14) ที่มีมุมมน เนื่องมาจากแนวความคิดเกี่ยวกับแรงที่กระทำต่อฟันปลอม โดยที่ cingulum ledge lock สามารถเพิ่มการยึดติดระหว่างซี่ฟันปลอมและฐานฟันปลอมให้มากขึ้น cingulum ledge lock ควรมีมุมมนเพื่อไม่ให้มีการสะสมความเครียดตามมุม นอกจากนี้รูปร่างของเหงือกปลอมที่ก็มีผลต่อการยึดอยู่ของฟันปลอมเช่นเดียวกัน หากเหงือกปลอมตื้นมากเกินไปหรือบางเกินไปก็อาจทำให้ซี่ฟันปลอมหลุดออกจากฐานฟันปลอมได้ง่ายขึ้น (51)



รูปที่ 13 แสดงกลไกการแตกหักของซี่ฟันปลอมออกจากฐานฟันปลอม (A) แสดงถึงการทำร่องลึกที่ผิวฟัน (B) แสดงถึงการทำร่องลึกที่ผิวฟันร่วมกับการเบвел (C) แสดงถึงการทำร่องยึด 2 ร่อง ลูกศรสีดำแสดงทิศทางของแรงกดเคี้ยว ลูกศรสีขาวแสดงถึงทิศทางของแรงที่กระทำ และลูกศรเล็กแสดงถึงแรงเฉือนที่เกิดขึ้น

(ที่มา : Vallittu. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. Acta Odontol Scand.1995;53:103)



รูปที่ 14 แสดงการทำ cingulum ledge lock

(ที่มา : Zuckerman. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture base. J Prosthet Dent. 2003;89(6):604)

2. ทางเคมี (chemical)

จากการศึกษาที่ผ่านมา มีผู้นำสารเคมีมาใช้เพื่อพัฒนาการยึดติดระหว่างซีฟันปลอม และฐานฟันปลอมมากมาย ดังนี้

a. Monomer การใช้โมโนเมอร์ปรับสภาพผิว ทำให้การยึดติดระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอมดีขึ้น เนื่องจากโมโนเมอร์ที่มีปริมาณมากขึ้นกว่าวิธีปกติที่มีเฉพาะในอะคริลิกฐานฟันปลอมระยะอ่อนนุ่มละลายผิวนอกของซีฟันปลอมและแทรกซึมเข้าไปด้านในได้มากขึ้น เมื่อเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรซ์เซชันขึ้นโมโนเมอร์ที่แทรกซึมเข้าไปด้านในทำหน้าที่เป็นตัวเชื่อมระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอม (13) ในขณะเดียวกันการศึกษาของ Spratley และ Morrow et al. ให้ผลแย้งว่าการทาโมโนเมอร์บนซีฟันปลอมไม่มีผลในการเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม (15, 56)

b. Methylene chloride และ Monomeric methyl methacrylate พบว่าการใช้สารละลายนี้ทาที่ผิวของซีฟันปลอมก่อนที่จะยึดกับอะคริลิกฐานฟันปลอมชนิดบ่มได้เอง จะเพิ่มกำลังแรงยึดแบบดึงได้มากขึ้นถึงร้อยละ 80 เนื่องจากตัวทำละลายเมทิลลีนคลอไรด์ ช่วยให้โมโนเมอร์ซึมผ่านผิวฟันได้ดีขึ้น (14)

c. 4-META (4-methacryloxyethyltrimellitate anhydride) พบว่าซีฟันปลอมชนิดที่มีสารเชื่อมขวางและได้รับการทาสารละลายนี้ก่อนที่จะยึดกับฐานฟันปลอมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนมีระยะของสี่เบสิกฟูซันซึมผ่านรอยต่อระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอมได้น้อยกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ทา ซึ่งแสดงถึงการยึดติดที่ดีขึ้น สาเหตุเกิดจาก 4-META ช่วยให้โมโนเมอร์แทรกซึมเข้าไปในฐานฟันปลอมได้ดีขึ้น (3)

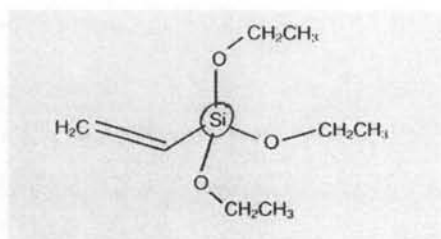
มีการนำเอาสารเคมีหลายชนิดด้วยกันมาใช้ในการเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม ไชเลนเป็นอีกสารหนึ่งที่สามารถเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมได้ โดยความเข้มข้นของไชเลนที่เหมาะสมคือ 0.1 โมลาร์ (17) ดังนั้นสารไชเลนจึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่น่าสนใจในการนำมาใช้ในการเป็นสารเชื่อมยึด

ไซเลน (silane)

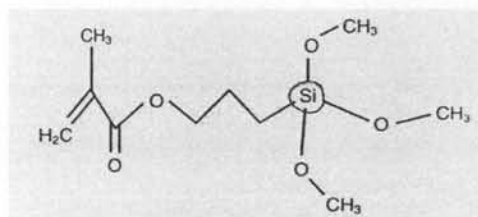
ไซเลนเป็นสารเคมีในรูปของคอมพาวด์ ที่ใช้เชื่อมระหว่างสารอินทรีย์และสารอนินทรีย์ ซึ่งได้แก่ แก้ว สารอัดแทรก โลหะ และออกไซด์ของโลหะเข้าด้วยกัน เมื่อพิจารณาตามโครงสร้างโมเลกุลสามารถเขียนได้เป็น $Y-(R_1R_2R_3)-SiX_n$ เมื่อ R_1, R_2, R_3 คือกลุ่มอัลคิล (alkyl) เอริล (aryl) หรือกลุ่มออกาโนฟังก์ชัน (organofunctional group) ซึ่งทั้ง 3 กลุ่มอาจเป็นชนิดเดียวกันหรือต่างชนิดกันก็ได้แต่มีอย่างน้อยหนึ่งกลุ่ม (Y) ที่เป็นกลุ่มที่สามารถทำปฏิกิริยาได้เหมือนกลุ่ม SiX_n สำหรับ X ที่จับกับ Si เป็นกลุ่มที่สามารถเกิดการไฮโดรไลซิสได้เป็น $RSi(OH)_3$, $RSiX(OH)_2$ หรือ $RSiX_2(OH)$ ตัวอย่างของ X เช่น กลุ่มเมทอกซี (methoxy) เอทอกซี (ethoxy) หรืออะเซทอกซี (acetoxy group) กลุ่มออกาณิกของไซเลน (organic part, R) จะเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชันกับส่วนออกาณิกเมทริกซ์ ส่วนกลุ่มอินออกาณิก (inorganic part/alkoxy group, X) เกิดพันธะโควาเลนต์ (covalent bond) กับอะตอมของออกซิเจนของซิลิกา (61,62) นอกจากนี้ยังสามารถทำปฏิกิริยาระหว่างโมเลกุลของไซเลนได้อีกด้วย

ไซเลนเป็นสารประกอบอนินทรีย์ขนาดใหญ่ที่มีซิลิกอน (Si) เป็นส่วนประกอบสามารถแบ่งได้ตามจำนวนของซิลิกอนอะตอมเป็นโมโนฟังก์ชันนอล ไบฟังก์ชันนัล และไตรฟังก์ชันนัล ซึ่งหมายถึงสารไซเลนที่มีซิลิกอน 1, 2 และ 3 อะตอมตามลำดับ (รูปที่ 15)

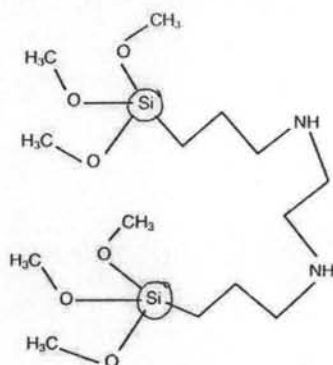
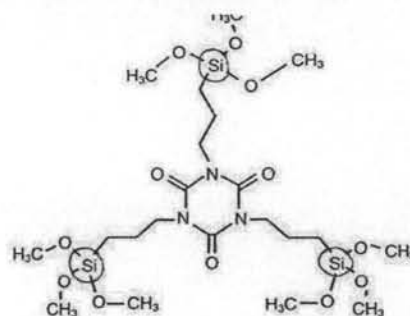
สารไซเลนที่เป็นไบฟังก์ชันนัลประกอบด้วย ส่วนของสารอินทรีย์ที่ทำหน้าที่ (organic functional part) เช่น หมู่ไวนิล ($-CH=CH_2$) หมู่อัลลิล ($-CH_2CH=CH_2$) หมู่อะมิโน ($-NH_2$) หมู่ไอโซไซยาเนต ($-N=C=O$) ซึ่งหมู่พวกนี้สามารถเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชันกับสารอินทรีย์ได้อีกส่วนหนึ่งคือ ส่วนที่เกิดปฏิกิริยากับสารอนินทรีย์ เป็นหมู่อัลโคซี เช่น เมทอกซี ($-O-CH_3$) เอทอกซี ($-O-CH_2-CH_3$) โดยทั้งสองส่วนจะเกิดเป็นพันธะโควาเลนต์ นอกจากนี้สารไซเลนชนิดที่ใช้เชื่อมกับโลหะอาจจะประกอบด้วย คลอไรด์ ($-Cl$) ซึ่งสามารถเชื่อมระหว่างสารอินทรีย์กับซิลิกอนได้ด้วย สายโพรพิลีน ($-CH_2CH_2CH_2-$)



Monofunctional silane, vinyl triethoxysilane



3-trimethoxysilylpropyl methacrylate

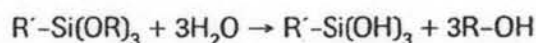
Bifunctional silane,
bis(3-trimethoxysilyl)propylethylenediamineTrifunctional silane,
tris(3-trimethoxysilylpropyl)isocyanurate

รูปที่ 15 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของสารไซเลนชนิดต่างๆ

(ที่มา : Matinlinna et al. An introduction to silane and their clinical application in dentistry. Int J Prosth. 2004;17(2):156)

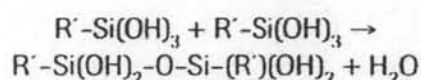
ปฏิกิริยาทางเคมีของไซเลน (รูปที่ 16)

ระยะที่ 1 สารไซเลนจะถูกไฮโดรไลซ์ (hydrolyzed) เพื่อเป็นการกระตุ้น โดยหมู่อัลโคซิลจะทำปฏิกิริยากับน้ำ กลายเป็นอะซิดิกไซลานอลที่ตื่นตัวและได้แอลกอฮอล์อิสระเป็นผลข้างเคียง

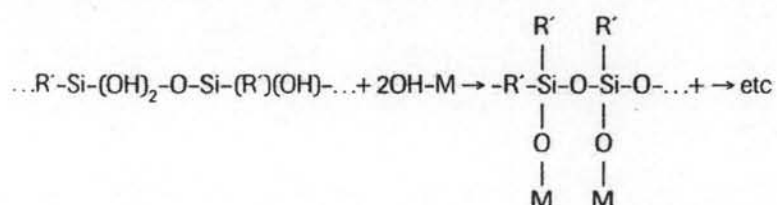


ในสารละลายไซเลนที่มีค่าความเป็นกรดต่างเท่ากับ 4 โมเลกุลของไซเลนจะเกิดปฏิกิริยาควบแน่นได้ค่อนข้างน้อย ทำให้สารไซเลนมีความคงตัว (stability) สูงมาก แต่ปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสจะขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของสารละลายไซเลน อุณหภูมิและความเป็นกรดต่าง Arksornnukit et al. (2004) ได้ศึกษาว่าอุณหภูมิ 50 และ 80 องศาเซลเซียสจะช่วยเพิ่มปฏิกิริยาไซลาไนซ์เซชันได้ในขณะที่อุณหภูมิ 110 องศาเซลเซียส และค่าความเป็นกรดต่างไม่ค่อยมีนัยสำคัญเท่าใดนัก (63) ส่วนเวลาที่เหมาะสมในการเกิดปฏิกิริยาจะอยู่ระหว่าง 0.5-2 ชั่วโมง (19)

ระยะที่ 2 ในระยะการควบแน่น (condensation) โมเลกุลของไซเลนจะทำปฏิกิริยากันเอง เกิดเป็น ไดเมอร์ ดังสมการด้านล่าง

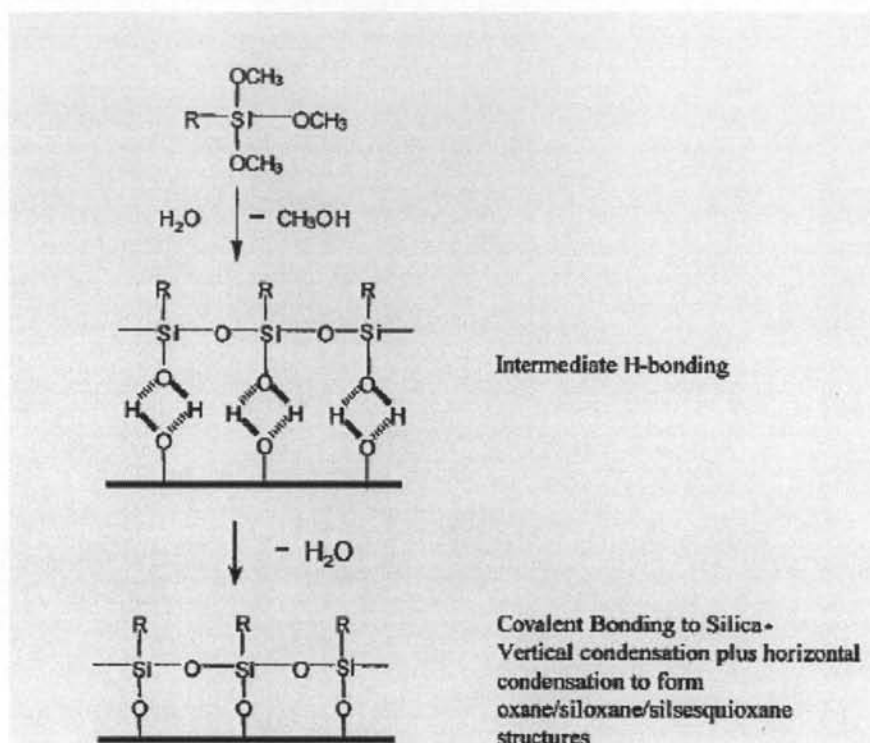


การเกิดปฏิกิริยาจะเป็นไปอย่างต่อเนื่อง จนกลายเป็นไซเลนโพลิโกเมอร์สร้างเป็นสาย ไฮโดรฟอบิกไซลออกเซนบอนด์ (-Si-O-Si) และทำปฏิกิริยากับสารอนินทรีย์ เช่น ซิลิกา ออกไซด์ ของโลหะที่มีหมู่ไฮดรอกซิล (-OH) เกิดเป็นพันธะของ -Si-O-M- (M คือโลหะ) โดยผิวของโลหะจะมี พลังงานพื้นผิวค่อนข้างสูง เมื่อสัมผัสกับอากาศจะเกิดออกไซด์ขึ้น และจะมีหมู่ไฮดรอกซิลมาเคลือบ ทับ ซึ่งหมู่ไฮดรอกซิลนี้สามารถทำปฏิกิริยากับหมู่ไซลานอลได้ ดังสมการ



ทฤษฎีปัจจุบันคิดว่า พันธะ -Si-O-M- และ -Si-O-Si- ที่เกิดขึ้นบนผิวของโลหะจะปรากฏ ในรูปของแผ่นฟิล์มโพสิไซลออกเซน (hydrophobic and branch polysiloxane) ที่ประกอบด้วย โพลิโกเมอร์ของพันธะไฮโดรเจนอิสระและโมเลกุลของน้ำ

ความหนาของชั้นไซเลนขึ้นกับความเข้มข้นของสารละลายไซเลน ในทางทฤษฎีความหนา ควรจะเป็นชั้นเดียว แต่ในความเป็นจริงชั้นนี้มีความหนา และมีการเรียงโมเลกุลแบบไม่เป็น ระเบียบ (64) ชั้นของไซเลนโพลิโกเมอร์ที่ทำปฏิกิริยากับเมทริกซ์กลุ่มอินทรีย์ออร์แกนิก เช่น ซิลิกา ออกไซด์ของโลหะ จะสร้างพันธะ -Si-O-M- และ -Si-O-Si ขึ้นระหว่างโมเลกุลของไซเลน ความ หนาของชั้นนี้จะอยู่ที่ประมาณ 50 - 100 นาโนเมตร (19,61) นอกจากนี้ยังมีอีกหลายปัจจัยที่มี อิทธิพลต่อการยึดติดของไซเลนกับโลหะ เช่น ชนิดออกไซด์ของโลหะ คุณสมบัติทางเคมีของพันธะ ออกไซด์ และการละลายตัวของออกไซด์ในน้ำ



รูปที่ 16 แสดงขั้นตอนต่าง ๆ ระหว่างการเกิดปฏิกิริยาซิลานในเซชัน

(ที่มา : Antonucci JM et al. Chemistry of Silanes: Interfaces in Dental Polymers and Composites. J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol 2005;110(5):541-558)

จากการศึกษาพบว่า รอยต่อของซิลเลนและโพลีเมอร์ (polymer-silane interface) ในไบฟังก์ชันนัลซิลเลน มีความคงตัวมากที่สุดเมื่อเทียบกับกลุ่มอื่นๆ และการสร้างแผ่นฟิล์มซิลลอกเซนที่มีความแข็ง (rigidity) จะช่วยเพิ่มการยึดติด (65) แต่อย่างไรก็ตามหากโครงสร้างของซิลลอกเซนเป็น 3 มิติมากเกินไปก็อาจทำให้เสียความสามารถในการยึดติดได้ ดังนั้นโครงสร้างของหมู่ organofunctional ควรจะยึดหยุ่นได้โดยเฉพาะบริเวณขอบเพื่อเพิ่มการยึดติด (66)

การศึกษาไซเลนในทางทันตกรรม

ไซเลนเริ่มใช้ในวงการทันตแพทย์หลังจากที่มีการผลิตเรซิน Bis-GMA โดยไซเลนที่ใช้ในระยะแรกเป็นชนิด vinyltrimethoxysilane ตั้งแต่นั้นเป็นต้นมาก็ได้มีการใช้ไซเลนอย่างแพร่หลายในวงการทันตกรรม ไม่ว่าจะเป็นการผลิตวัสดุอุดสีเหมือนฟัน การใช้กับพอร์ซเลน การใช้กับเครื่องมือจัดฟัน (orthodontic bracket)

มีการยืนยันแล้วว่า Vinyltrimethoxysilane สามารถใช้งานได้ดี แต่ในปัจจุบันได้มีการสังเคราะห์ MPS (3-trimethoxysilylpropyl methacrylate) ขึ้นมาเพื่อใช้กับเส้นใยแก้ว และมีการนำมาใช้ประโยชน์ในการยึดฟันอะคริลิกกับฐานฟันปลอม

ประโยชน์ของไซเลน (61)

ไซเลนเป็นวัสดุที่มีประโยชน์เนื่องจากคุณสมบัติต่าง ๆ คือ เป็นตัวส่งเสริมในการเกิดการยึดติด (adhesion promoters), เป็นสารควบคู่ (coupling agents), เป็นสารเชื่อมไขว้ (crosslinking agents), เป็นสารทำให้เกิดการแพร่ (dispersing agents) และตัวปรับพื้นผิว (surface modifiers)

ในด้านการส่งเสริมการยึดติด ไซเลนสามารถช่วยเพิ่มการยึดติด โดยลดปริมาณความชื้นที่จะทำอันตรายต่อรอยต่อ ผลที่ได้คือ ช่วยด้านต่อความชื้น การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ และสารเคมี

ไซเลนมีคุณสมบัติเป็นสารเชื่อมไขว้ในสายของโพลิเมอร์ เช่น อะคลิเลต โพลีอีเทอร์ โพลียูรีเทน และโพลีเอสเทอร์ โดยปรับปรุงคุณสมบัติวัสดุให้สามารถต้านต่อการฉีกขาด ทำให้เกิดการยึดของวัสดุก่อนแตกหัก และต้านต่อการสึก

ด้วยคุณสมบัติในการเป็นตัวเก็บกินน้ำ (water scavengers) ไซเลนสามารถทำปฏิกิริยากับน้ำได้อย่างรวดเร็ว ดังนั้นไซเลนจึงสามารถช่วยป้องกันการบวมไม่เต็มที่ระหว่างการผลิตสารส่งเสริมให้การบวมเกิดสม่ำเสมอเป็นเนื้อเดียวกัน และช่วยปรับปรุงความคงตัวของสารเก็บ

ไซเลนเป็นสารควบคู่ โดยสามารถทำปฏิกิริยาได้กับส่วนเรซินเมทริกซ์ของวัสดุกลุ่มคอมโพสิตเชื่อมกับวัสดุอัดแทรกชนิดอินออแกนิก หรือ เส้นใยต่าง ๆ กับเรซินชนิดอินออแกนิก

การนำไซเลนมาใช้กับวัสดุทันตกรรม

การสร้างวัสดุเซรามิกและการซ่อมแซม

ในระยะแรกการยึดระหว่างโลหะทองและพอร์ซเลนขึ้นอยู่กับความขรุขระของผิวสัมผัส และอุณหภูมิขณะทำงาน จนในระยะต่อมาจึงมีการนำไซเลนมาใช้ ซึ่งมีการศึกษาแล้วว่า การใช้ไซเลนในการผลิตวัสดุโลหะกระเบื้องเคลือบได้ผลเป็นที่น่าพอใจ ในการเพิ่มความแข็งแรงและคุณภาพของการยึด (67) แต่อย่างไรก็ตามพันธะไซลอกเซนที่เกิดขึ้นค่อนข้างไวต่อความชื้นระหว่างเรซินและเซรามิกเมทริกซ์ (68) นอกจากนี้เมื่อวัสดุคอมโพสิตมีการดูดน้ำจะทำให้ไซเลนเกิดการย่อยสลายในน้ำและเกิดการแตกตัว การแช่ชิ้นงานในน้ำและการทำ thermocycling มีผลทำลายพันธะระหว่างไซเลนและเซรามิกเช่นกัน ดังนั้นในสถานะที่มีความชื้น ผิวหน้าของไซลาไนซ์ (silanized interface) จึงไม่เสถียร และมีการทำลายพันธะไซเลนได้ ถ้าหากเกิดในเรซินจะทำให้เกิดแรงเค้นและการแตกรานได้ จึงควรตระหนักว่าในสถานะที่มีความชื้นจะส่งผลกระทบต่อไซเลนที่มีขายในท้องตลาดซึ่งเป็นชนิด prehydrolyzed โดยจะกระตุ้นให้เกิดการควบแน่นและนำไปสู่การเกิดโพลีเมอร์ไรเซชันของไซลอกเซน ส่งผลให้ไม่สามารถช่วยเพิ่มการยึดติดได้ ในกรณีนี้ จะเห็นไซเลนมีลักษณะขุ่นขาว คล้ายน้ำมัน

ไซเลนกับวัสดุอุดฟัน

การใช้ไซเลนในวัสดุอุดฟันระยะแรกก็เป็น vinylsilane เช่นเดียวกัน โดยใช้เป็นสารช่วยเพิ่มความแข็งแรงของเรซิน (69) หากใช้กับวัสดุอุดแทรก (filler particle) จะทำให้วัสดุอุดแทรกมีการกระจายตัวดีขึ้น และทำให้มีความหนืดระหว่างวัสดุอุดแทรกกับเรซินน้อยลง จึงเป็นการเพิ่มคุณสมบัติทางกายภาพของคอมโพสิต (70) ซึ่งสอดคล้องกับ Arksornnukit et al. ในปี 2004 ที่พบว่า การใช้ไซเลนกับวัสดุอุดแทรกมีผลให้กำลังดัดขวาง (flexural strength) ของคอมโพสิตมากขึ้น และสามารถทนต่อการสลายในน้ำร้อนได้ดีขึ้น (71)

ระยะเวลาในการบ่มก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่สำคัญ ไซเลนควรจะมีระยะเวลาในการบ่มประมาณ 20 นาที และไม่มีแรงเครียดเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อให้ได้การยึดติดที่น่าเชื่อถือได้ (72)

จากที่ผ่านมา ได้มีการศึกษาไซเลนหลายชนิดที่นำมาใช้กับ Bis-GMA monomer matrix สามารถสรุปได้โดยประมาณว่า ไซเลนที่จะให้ประสิทธิภาพสูงสุดในการยึดติดควรมีคุณสมบัติ ดังนี้ (73)

1. มีสายโครงสร้างหลัก (back bone body) ค่อนข้างสั้น
2. หมู่ออกแกโนฟังก์ชันนัล ควรเป็นหมู่เมทาคริลิก และ หมู่ที่จะเกิดไฮโดรไลซ์ ควรเป็นหมู่เมทอกซี
3. ไสเลนควรเตรียมจากเอทานอล

ไสเลนกับเส้นใยแก้ว

เส้นใยแก้วที่ใช้กันทั่วไปร้อยละ 99 มักเป็นแก้วที่ผลิตด้วยไฟฟ้า (electrical glass; E glass) ซึ่งโดยคุณสมบัติแล้วจะต้านทานต่อการทำปฏิกิริยากับสารเคมี และมีคุณสมบัติพิเศษทางไฟฟ้า

แต่อย่างไรก็ตาม การใช้ MPS กับเส้นใยแก้วก็สามารถเหนียวนำไปเกิดปฏิกิริยาเคมีกับเมทิลเมทาคริเลตได้ (74) จากการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดพบว่า การปรับเส้นใยแก้วด้วยไสเลน (silanization) จะช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างเส้นใยและหมู่อินทรีย์ของอะคริลิกเรซินในวัสดุทำฐานฟันปลอมได้ (75) ทำให้เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน

ไสเลนกับโลหะพื้นฐาน, โลหะมีค่า, และไททาเนียม (Base, Noble alloy and Titanium)

นอกจากไสเลนจะสามารถยึดกับวัสดุต่างๆตามที่ได้กล่าวมาข้างต้นแล้ว ยังสามารถใช้ยึดวัสดุคอมโพสิตกับเซรามิกหรือโลหะได้อีกด้วย โดยเมื่อเปรียบเทียบกับไสเลน 3 ชนิดที่มีขายในท้องตลาด กลุ่มไสลานอลในไสเลนจะเข้าจับกับชั้นออกไซด์ของโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมที่มีความหนาทำให้เกิดการลดสัดส่วน C/O และ C/Si ซึ่งทำให้มีปริมาณไสลานอลต่อพื้นผิวมากขึ้น เมื่อเทียบกับโลหะกลุ่มอื่น เช่น โลหะพัลลาเดียม โลหะผสมทอง-พัลลาเดียม (76) นอกจากนี้ยังสามารถใช้ยึดโพลีเมอร์พวกเมทาคริเลตกับโลหะไททาเนียมได้ แต่การแช่นานๆก็ส่งผลให้กำลังแรงยึดต่ำลงได้เช่นกัน (77)

เพื่อให้การใช้ไสเลนในพอร์ซเลนหรือโลหะได้ผลดีมากขึ้น จึงมีการแนะนำให้ใช้ควบคู่กับ Rocatec system (3M/ESPE, Gmbtt & Co., Seefeld/Oberbay, Germany) ซึ่งเป็นผงซิลิกาออกไซด์ (SiO_2) เพื่อเพิ่มความหยาบให้พื้นผิว และเพิ่มส่วนของซิลิกาบนผิวของสารตั้งต้น (substrate) เพื่อช่วยในการยึดติดระหว่างคอมโพสิตและโลหะผสมดีขึ้น เรียกวิธีการนี้ว่า วิธีไตรโบเคมีคอล (tribochemical method) (78) หรือการใช้ Silicoater MD (Heraeus Kulzer, Germany) เพื่อสร้างชั้นของ pyrochemical silica layer บนผิวของสารตั้งต้น นิยมใช้กับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (Co-Cr alloy) นอกจากนี้ยังมีการใช้ Cojet Sand เพื่อช่วยในการเพิ่ม

ความขรุขระนิยมใช้ในโลหะมีค่าก่อนทำการไสลาในเซชัน พบว่าช่วยเพิ่มการยึดติดโลหะมีค่ากับเรซินคอมโพสิต (78) และการยึดติดระหว่างไททาเนียมและPMMA ได้ดีขึ้น (79)

ไสเลนกับวัสดุฐานฟันปลอม

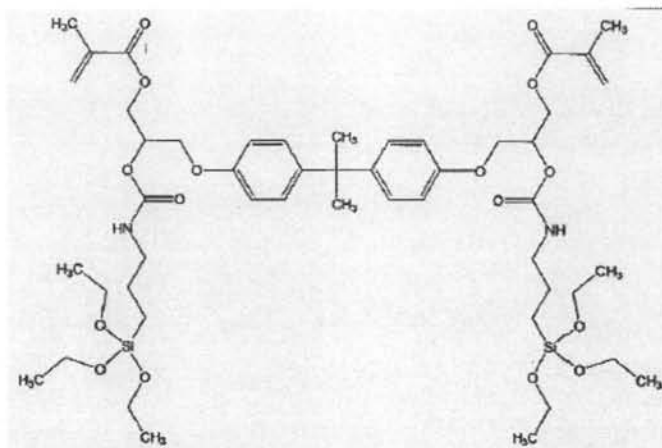
ในทางทันตกรรมประดิษฐ์ ได้มีการนำไสเลนมาใช้อย่างแพร่หลายเช่นกัน ไม่ว่าจะเป็นการนำมาใช้ยึดระหว่างซีฟันพอร์ซเลนและฐานฟันปลอมอะคริลิก โดยพบว่าซีฟันพอร์ซเลนที่ปรับสภาพผิวด้วย MPS สามารถเพิ่มการยึดติดกับฐานฟันปลอมได้ (16) หรือใช้ในการซ่อมแซมครอบฟันที่มีส่วนประกอบของกระเบื้องในช่องปาก หลังจากนั้นจึงมีผู้นำไสเลนมาใช้ในงานด้านอื่นอีกมากมาย เช่น การนำมาผสมในอะคริลิกที่ใช้ทำฐานฟันปลอมชนิดบ่มด้วยความร้อน เพื่อให้ฐานฟันปลอมนั้นสามารถยึดกับซีฟันพอร์ซเลนและโครงโลหะโคบอลท์-โครเมียมได้ จากการศึกษาพบว่าฐานฟันปลอมที่ผสมไสเลน 0-6 โมล% จะไม่เปลี่ยนแปลงค่ากำลังดัดขวางเมื่อเทียบกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแบบปกติและจากการทดสอบการยึดกับซีฟันพอร์ซเลนพบว่า จะได้ผลค่อนข้างดีที่ความเข้มข้น 2-15 โมล% ของ MPS ในขณะที่การยึดกับโลหะโคบอลท์-โครเมียม ได้ผลไม่ดีนัก (80) นอกจากนี้ยังมีการศึกษาที่ขัดแย้งกันซึ่งพบว่า การปรับสภาพผิวด้วยไสเลนจะ ได้ผลไม่ดีเมื่อใช้กับอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อน เนื่องจากไสเลนมีการทำปฏิกิริยาที่ช้าและไม่คงตัว ดังนั้นการแช่พลาสติกในการต้มตามปกติอาจทำให้ไสเลนเกิดการสลายตัวจากน้ำได้ก่อนที่จะเกิดปฏิกิริยาเนื่องจากน้ำที่ซึมเข้าไป และโดยปกติแล้วโพลีเมทิลเมทาครีเลตจะดูดน้ำได้มากกว่า Bis-GMA ซึ่งเป็นสารเชื่อมขวาง (81) นอกจากนี้ยังมีการใช้ไสเลนเคลือบบนผิวของฟันปลอมเพื่อลดการติดสีเมื่อใช้เป็นเวลานานอีกด้วย (82)

ปัจจัยที่ส่งผลต่อการทำปฏิกิริยาของไสเลน

จากสิ่งที่กล่าวมาข้างต้นนั้น พบว่า การเคลือบสารไสเลนสามารถช่วยเพิ่มการยึดติดพื้นผิวชนิดอินออกานิกกับโมเลกุลของโพลิเมอร์ รวมทั้ง โพลิเมอร์กับโพลิเมอร์ได้ ไสเลนจะเข้าทำปฏิกิริยากับพื้นผิว โดยเริ่มจากไฮดรอลิซิส(hydrolysis) ของกลุ่มอัลโคไซด์ (alkoxide groups) ไปเป็นไฮดรอกซิล (SiOH) แล้วหลังจากนั้นจึงเปลี่ยนเป็นพันธะซิลอกเซนผ่านปฏิกิริยาควบแน่น ในการเกิดปฏิกิริยาดังกล่าวมีหลายปัจจัยที่เกี่ยวข้อง

ปัจจัยที่ส่งผลต่อความสมบูรณ์ของการเกิดปฏิกิริยาซิลานในเซชัน ได้แก่ ชนิดและปริมาณของซิลเลน ความเข้มข้นของสารละลายซิลเลน ตัวทำละลายที่ใช้ ปริมาณของน้ำในระหว่างการเตรียม เทคนิคการเตรียมพื้นผิว ค่าความเป็นกรดต่างของสารละลายซิลเลน อุณหภูมิ และเวลาหลังทาซิลเลน (61,62)

เมื่อพิจารณาปัจจัยด้านชนิดและปริมาณของซิลเลนทางทันตกรรม ความคงทนต่อการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสของรอยต่อระหว่างพื้นผิวกับซิลเลนขึ้นอยู่กับชนิดของซิลเลน จากการศึกษาพบว่าซิลเลนที่มีพันธะออกเซน (oxane: Si-O-Si) จำนวนมาก ไม่คงทนต่อการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส ดังนั้นจึงต้องพิจารณาซิลเลนที่มีหมู่ไฮโดรคาร์บอนที่มากกว่าจึงจะสามารถต้านต่อการถูกทำลายด้วยน้ำได้ ยกตัวอย่างเช่นการใช้ 10-เมทาคลิลอกซีเดคิลไตรเมทอกซีซิลเลน (3-methacryloxydecyltrimethoxysilane:MPT) สามารถต้านต่อการทำลายได้มากกว่า 3-เมทาคลิลอกซีไตรเมทอกซีซิลเลน (3-methacryloxytrimethoxysilane:MPTMS)(รูปที่ 17) นอกจากนี้การดัดแปลงโครงสร้างของโครงสร้างของซิลเลนในตำแหน่ง Y และ SiX_3 เรียกว่า มัลติฟังก์ชันนัลซิลเลน สามารถเพิ่มความคงทนต่อปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสได้ (62) โดยส่วนใหญ่แล้วนิยมใช้ชนิด MPS (methacryloxypropyltrimethoxysilane) (17,18,19,20,21,62,63,69,73,74,76,77,81) โดยที่ความเข้มข้นที่ให้ประสิทธิภาพการยึดเกาะระหว่างซีฟฟันปลอมและฐานฟันปลอมสูงที่สุดคือ 0.1 โมลาร์ (17) ปัจจัยด้านเทคนิคการเตรียมพื้นผิว ส่วนใหญ่นิยมใช้การผสมซิลเลนโดยใช้ตัวทำละลายประเภทออกานิกมีขั้ว ยกตัวอย่างเช่น เมทานอล ไอโซโพรพานอล และเอทิลอะซิเตท นอกจากนี้ยังสามารถเตรียมในตัวทำละลายชนิดไม่มีขั้ว เช่น เฮนเพนเทน (n-pentane) และ เฮนเฮกเซน (n-hexane) (61,62) ส่วนวิธีอื่น ๆ เช่น การใช้เทคนิคการสเปรย์ (spray-on technique) และ อินไซตู ซิลานในเซชัน (in situ silanization) สำหรับการเตรียมวัสดุอุดแทรกชนิดแก้ว (62) ซึ่งแต่ละเทคนิคพิจารณาใช้ตามลักษณะของพื้นผิวของวัสดุที่ต้องการเคลือบซิลเลน



รูปที่ 17 แสดงมัลติฟังก์ชันนอลไฮเลนที่เกิดจากปฏิกิริยาระหว่าง Bis-GMA และ 3-isocyanatopropyltriethoxysilane ซึ่งทนทานต่อการถูกทำลายด้วยน้ำ

(ที่มา : Antonucci JM et al. Chemistry of Silanes: Interfaces in Dental Polymers and Composites. J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol 2005;110(5):541-558)

โดยทั่วไปสารละลายไฮเลนที่เตรียมขึ้นมาจะมีแนวโน้มที่จะทำปฏิกิริยาระหว่างโมเลกุลจากกลุ่มอัลโคซี โดยจะเกาะกลุ่มกันเป็นโพลิโกลิเมอร์ (oligomer) แต่เมื่อสารละลายมีค่าความเป็นกรดต่างเท่ากับ 4 พบว่าอัตราการเกิดปฏิกิริยาควบแน่นที่จะรวมกลุ่มเป็นโพลิโกลิเมอร์มีค่าน้อยที่สุด และส่งผลให้สารละลายไฮเลนมีความคงตัวสูงที่สุดด้วย (61,62) สารละลายที่นิยมนำมาใช้ในการปรับสภาพความเป็นกรดต่างของสารละลายไฮเลน คือ สารละลายกรดอะซิติก (acetic acid) นอกจากนี้จากบางการศึกษาเกี่ยวกับปัจจัยความเป็นกรดต่อการเกิดไฮลาโนเซชัน พบว่าความเป็นกรดของสารละลายไฮเลนที่มีขายตามท้องตลาด มีผลส่งเสริมต่อการเกิดพันธะไฮลอกเซน และเพิ่มการยึดเกาะของเรซินคอมโพสิตและพอร์ซเลน นอกจากนี้ความเป็นกรดในสารละลายไฮเลนยังทำหน้าที่เป็นตัวเริ่มต้น และตัวเร่งการเกิดพันธะไฮลอกเซนด้วย (84)

นอกจากนี้ยังมีปัจจัยด้านเวลาและอุณหภูมิระหว่างเกิดปฏิกิริยาโพลิเมอร์ไรเซชันของไฮเลนมาเกี่ยวข้องด้วย จากการศึกษาผลของไฮเลนต่อการเพิ่มกำลังแรงยึดติดขวางของเส้นใยแก้ว โดยอบที่อุณหภูมิ 50 และ 100 องศาเซลเซียสในเวลา 30 60 120 และ 180 นาทีตามลำดับให้ค่าที่สูงขึ้นตามลำดับ แต่เมื่อใช้อุณหภูมิที่ 150 องศาเซลเซียสกลับมีค่ากำลังยึดติดต่ำลงเมื่อเวลาผ่านไป (21) จากการศึกษาเกี่ยวกับผลของเวลาและอุณหภูมิต่อการเพิ่มความแข็งแรงของกำลังยึดแบบดึงของพอร์ซเลน พบว่า การอบที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียสมีผลในการเพิ่มความแข็งแรงของกำลังยึดของพอร์ซเลน และเมื่อเพิ่มเวลาจาก 3 นาที เป็น 24 ชั่วโมง และ 1 สัปดาห์สามารถเพิ่มกำลังแรงยึดแบบดึงของพอร์ซเลนได้เช่นเดียวกัน(83) เพื่อที่จะเลียนแบบความเป็นไปได้ทาง

คลินิก ได้มีการศึกษาถึงผลของอุณหภูมิขณะทาไซเลนต่อกำลังแรงยึดแบบดึงระดับไมโครของเรซินทำแกน (core resin) กับเดือยเส้นใยควอซิทซ์(quartz fiber post) โดยที่อุณหภูมิ 38 องศาเซลเซียสให้ความแข็งแรงต่อการยึดติดสูงกว่าที่อุณหภูมิ 21 องศาเซลเซียส (84) จากการศึกษาดังกล่าวสามารถอธิบายได้ว่าน่าจะเกิดจากการเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชันที่สมบูรณ์มากขึ้น และอุณหภูมิที่สูงยังช่วยในการกำจัดตัวทำละลาย น้ำและกรดอะซิติก ที่ตกค้างออกไปได้

ดังนั้นจะเห็นได้ว่ามีหลายปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชันของไซเลน ปัจจัยเหล่านี้ส่งผลต่อการยึดติดระหว่างสองพื้นผิว การวิจัยครั้งนี้จึงมุ่งเน้นศึกษาปัจจัยด้าน ความเป็นกรดต่างของสารละลายไซเลน ระยะเวลารอให้สารละลายไซเลนแห้ง ที่ส่งผลต่อการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม

การทดสอบการยึดติดระหว่างฐานฟันปลอมและซีฟันปลอมพลาสติก

จากที่ผ่านมามีหลายวิธีในการทดสอบการยึดติดระหว่างฐานฟันปลอมอะคริลิกและฟันพลาสติกดังเช่นตัวอย่างต่อไปนี้ (85)

1. The American National Standards/American Dental Association Specification number 15 (ADA 15) ใช้ครั้งแรกในปี 1956 และทบทวนใหม่อีกครั้งในปี 1985
 - a. พื้นที่ใช้ทดสอบต้องมีเส้นผ่าศูนย์กลางมากกว่า 15 มิลลิเมตร
 - b. ใส่ฟันตรงกลางล้อมด้วยเรซินที่ยังไม่ผ่านการบ่มตัวโดยทำเป็นรูปทรงกระบอกและนำไปบ่ม
 - c. นำชิ้นงานที่บ่มแล้ว ไปกรอตัดแต่งให้มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 6.35 มิลลิเมตร
 - d. ทดสอบแรงเฉือน โดยใช้ cross head speed เท่ากับ 0.254 มิลลิเมตรต่อนาที ทำการทดสอบ 3 ครั้ง
 - e. ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้ คือ 31 MPa (31.0 MN/m²)
2. The Australian Standard AS1626 (1974)
 - a. วิธีการทดสอบเหมือนกับ ADA 15 แต่มีข้อยกเว้น คือ ตัวฐานฟันปลอมจะใส และความยาวของชิ้นงานจะสั้นกว่า ADA 15 จึงลดโอกาสที่ชิ้นงานจะแตกหักที่ตำแหน่งอื่นนอกเหนือจากรอยต่อระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมให้น้อยลง
 - b. Cross head speed เท่ากับ 5 มิลลิเมตรต่อนาที ทดสอบ 3 ครั้ง
 - c. ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้ คือ 32 MPa
3. International Standard Organization for synthetic resin teeth , ISO 3336 (1977)
 - a. วางฟันหน้าทีกรอแล้ว บนเรซินที่อยู่แบบหล่อโลหะที่ลอกเลียนจากฟันปลอม

- b. ทดสอบค่าการยึดติดโดยใช้การเข็นหรือดึง
 - c. ไม่กำหนดอัตราการใช้แรง
 - d. การยึดติดน่าพึงพอใจ หากชิ้นงานแตกในซีฟันปลอม และมีบางส่วนของของฐานฟันปลอมติดอยู่กับซีฟัน
 - e. ไม่กำหนดผลลัพธ์เชิงปริมาณ
4. The British Standard Specification number 3990 (1980) , BS 3990
- a. วิธีการทดลองใช้ตาม ISO3336 มีความแตกต่างที่การรายงานผลการทดลอง
5. South African Standard(SABS 1342) (1982)
- a. วิธีการทดลองใช้ตาม ISO3336 มีความแตกต่างที่การรายงานผลการทดลอง
6. The German Specification for synthetic resin teeth , DIN 13914 (1987)
- a. ใช้ชิ้นงานรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า ขนาด 15x4x4 มิลลิเมตร
 - b. ใช้การทดสอบ transverse three-point bending test
 - c. วางตำแหน่งให้รอยต่อระหว่างซีฟันและฐานฟันปลอมอยู่ตรงกลางของชิ้นงาน และได้จุดกด
 - d. ให้แรงที่ความเร็ว 1 มิลลิเมตรต่อนาที ตรงกึ่งกลาง โดยมีระยะทางระหว่างจุดที่ 1 และ 3 เท่ากับ 12 มิลลิเมตร
 - e. ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้ คือ 70 N/mm²
7. The Japanese Standard on Acrylic Resin Teeth , JIST6506 (1989)
- a. ใช้ฟันตัดซี่กลาง วางบนอะคริลิก เรซิน
 - b. ชิ้นงานมีขนาด 8x10x20 มิลลิเมตร ทำมุมสอบเข้า 45° ตามยาวของด้านที่ถูกยึดกับด้านประชิดสันเหงือกของซีฟันปลอม
 - c. ให้แรงเข็น ที่ตำแหน่งปลายฟัน
 - d. ใช้ cross head speed 0.5 มิลลิเมตรต่อนาที
 - e. ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้ คือ 110 N สำหรับฟันบน และ 60 N สำหรับฟันล่าง
 - f. ทดสอบ 10 ครั้ง หากค่าที่ได้ต่างกันเกินร้อยละ 15 ของการทดสอบทั้งหมด ให้ปฏิเสธค่านั้น หากผลที่ยอมรับได้น้อยกว่า 5 ให้ทำการทดลองใหม่

แต่อย่างไรก็ตาม การวัดค่าการยึดติดระหว่างฐานฟันปลอมอะคริลิกและซีฟันปลอมพลาสติกตามวิธีข้างต้นยังไม่ดีนักเนื่องจาก

1. พื้นที่ตัดขวางของชิ้นงานมีขนาดใหญ่กว่าหรือเท่ากับพื้นที่ตัดขวางบริเวณที่ทำการยึดติด ดังนั้นจึงไม่เหมาะสมที่จะใช้ในการทดสอบจุดบกพร่องที่เกิดขึ้นในการยึดติด
2. การทดสอบแบบแรงยึดเฉือนอาจทำให้ค่าที่ได้ผิดพลาดเนื่องจากหวัคคที่เป็นใบมีดทำให้เกิดความเครียดที่ไม่สม่ำเสมอในชิ้นงานและการเกิดรอยร้าวจะกระจายไปที่ตัววัสดุที่ใช้ยึดมากกว่าบริเวณรอยต่อจึงพบเสมอว่าชิ้นงานที่ทดสอบด้วยวิธีนี้จะแตกที่บริเวณวัสดุมากกว่าบริเวณรอยต่อ ดังนั้นหากจะทดสอบการยึดติดบริเวณผิวหน้าของวัสดุ 2 ส่วนแรงที่เกิดขึ้นควรจะสม่ำเสมอบริเวณรอยต่อนั้นๆ (86)

เพื่อแก้ไขข้อบกพร่องของวิธีการทดลองข้างต้น ในการศึกษาครั้งนี้จึงเตรียมชิ้นงานเป็นรูปมินิดั้มเบลล์ ซึ่งออกแบบโดย Nakabayashi ซึ่งเป็นผู้คิดค้นเทคนิคการเตรียมชิ้นงานเพื่อทดสอบการยึดติดในเดนทีน (87)