

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในยุคปัจจุบันมีการนำโพลีเมอร์มาใช้ผลิตวัสดุรวมถึงเครื่องใช้ต่างๆในชีวิตประจำวันอย่างมาก แม้กระทั่งในวงการทันตแพทย์ก็เช่นเดียวกันโดยมีการนำโพลีเมอร์มาผลิตเป็นวัสดุและเครื่องมือต่างๆมากมาย เช่น วัสดุอุดฟัน วัสดุทำฐานฟันปลอม ซึ่งฟันปลอมสำเร็จรูป เป็นต้น ดังนั้นเราจึงควรศึกษาความรู้พื้นฐานและคุณสมบัติของโพลีเมอร์ เพื่อให้เกิดความเข้าใจในวัสดุ และนำไปสู่การปรับปรุงคุณสมบัติต่างๆต่อไป

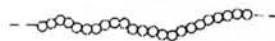
โพลีเมอร์ (ชื่อพ้อง คือ ยางสังเคราะห์หรือพลาสติก) เป็นสารที่เกิดจากการรวมของหน่วยเล็กๆของสารประกอบอินทรีย์จำนวนมากเข้าด้วยกันกลายเป็นก้อนมหโมเลกุล (macromolecule) และหน่วยเคมีเล็กๆที่ประกอบเป็นโพลีเมอร์นั้นเรียกว่าโมโนเมอร์ (18-20)

โพลีเมอร์ แบ่งตามโครงสร้างออกเป็น 3 ชนิดด้วยกัน คือ

1. โพลีเมอร์ชนิดเส้น (linear polymers) เกิดจากโมโนเมอร์เชื่อมเป็นเส้นยาวโดยปลายต่อกัน

Linear

HOMOPOLYMER



2. โพลีเมอร์ชนิดกิ่ง (branched polymers) เกิดจากโมโนเมอร์เส้นหนึ่งต่อเป็นกิ่งกับโมโนเมอร์อีกเส้นหนึ่ง

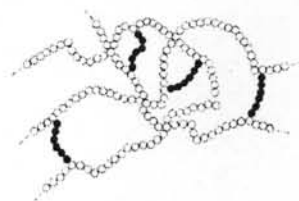
Branched

HOMOPOLYMER



3. โพลีเมอร์ชนิดเชื่อมไขว้ (cross linked polymers) เป็นโพลีเมอร์ที่มีโครงสร้างสามมิติ หรือเชื่อมเป็นตาข่าย ได้จากโพลีเมอร์กิ่งเส้นหนึ่ง ต่อกับโพลีเมอร์กิ่งอีกเส้นหนึ่ง

CROSS-LINKED POLYMER



นอกจากที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว ยังมีโคโพลิเมอร์ ซึ่งหมายถึงโพลิเมอร์ที่มีกลุ่มของเมอร์ 2 ชนิดขึ้นไป

COPOLYMER, random



โพลิเมอร์ชนิดเส้นและกิ่งจะยึดระหว่างโมเลกุลด้วยพันธะทางกายภาพที่อ่อน (weak physical bond) เมื่อได้รับความร้อนจะแตกตัว และสามารถรวมพันธะได้ใหม่เมื่อเย็นลง เรียกคุณสมบัตินี้ว่า เทอร์โมพลาสติก (thermoplastic) ในขณะที่โพลิเมอร์ชนิดเชื่อมไขว้จะเชื่อมด้วยพันธะปฐมภูมิโควาเลนต์ ซึ่งแข็งแรงกว่าและไม่แตกตัวเมื่อได้รับความร้อน จึงเรียกคุณสมบัตินี้ว่า เทอร์โมเซต (thermosets) (19)

ปฏิกิริยาการเกิดโพลิเมอร์ (กระบวนการโพลิเมอไรเซชัน)

คือ กระบวนการที่ทำให้โมโนเมอร์รวมตัวกลายเป็นโพลิเมอร์ เกิดขึ้นได้ 2 แบบ

1. โพลิเมอไรเซชันแบบสายโซ่ (chain or addition polymerization)

เป็นกระบวนการที่เกิดในเรซินที่ใช้ในทางทันตกรรมส่วนใหญ่ มีขั้นตอนดังนี้

a. ขั้นเริ่มต้น (initiation)

ออกแกนิกเปอร์ออกไซด์ ซึ่งเป็นตัวเริ่มต้นถูกกระตุ้นด้วยอนุมูลเอมีนหรือความร้อนเกิดอนุมูลอิสระ(R)ไปรวมตัวกับโมโนเมอร์ ทำให้เกิดแอกติเวตโมโนเมอร์

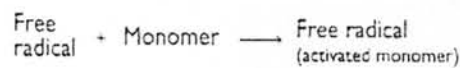
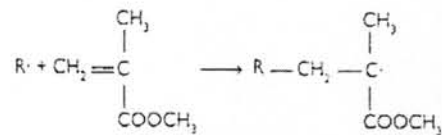
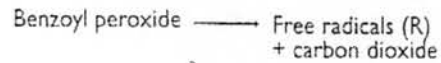
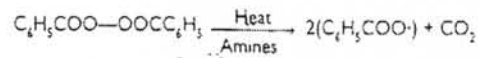
b. ขั้นแผ่ขยายห่วงโซ่ (propagation)

แอกติเวตโมโนเมอร์ทำปฏิกิริยากับโมโนเมอร์ที่เหลือ เกิดเป็นโพลิเมอร์ที่มีอนุมูลอิสระอยู่

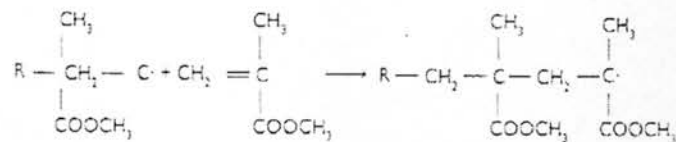
c. ขั้นสิ้นสุดปฏิกิริยา (termination)

เกิดจากการรวมตัวของโพลีเมอร์ 2 กลุ่มที่ต่างก็มีอนุมูลอิสระอยู่หรือโพลีเมอร์ที่มีอนุมูลอิสระกับอนุมูลอิสระที่หลงเหลืออยู่ ทำให้ไม่เหลืออนุมูลอิสระสำหรับทำปฏิกิริยาต่อไป

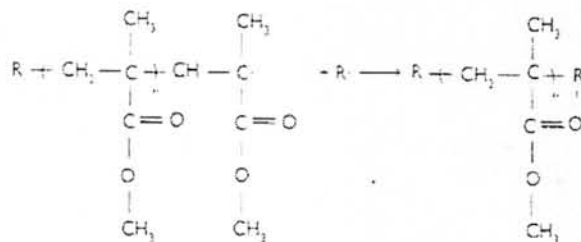
1. (Initiation)



2. (Propagation)



3. (Termination)



รูปที่ 3 แสดงขั้นตอนการเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรเซชันแบบสายโซ่ของโพลีเมทิลเมทาคริเลต
(ที่มา : O'Brien, W.J. 1997. Dental material and their selection. 2nd edition. chapter 6:81)

2. โพลีเมอไรเซชันแบบขั้นหรือควบแน่น

(step growth or condensation polymerization)

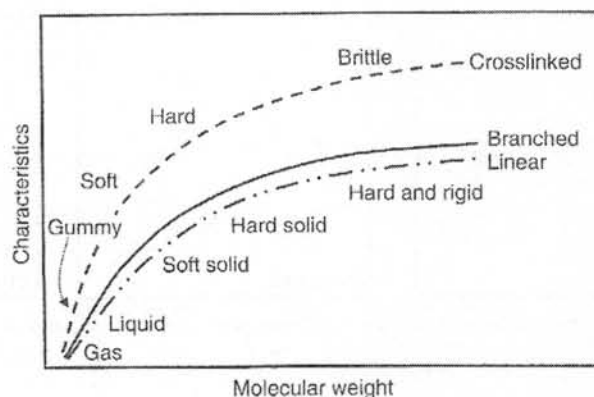
เป็นปฏิกิริยาที่จะได้ผลข้างเคียงออกมา เช่นน้ำ หรือ แอลกอฮอล์ ตัวอย่างของวัสดุที่เกิดปฏิกิริยานี้คือ วัสดุพิมพ์ปากโพลีซิลไฟด์ หรือซิลิโคนแบบคอนเดนเซชัน

คุณสมบัติพื้นฐานของโพลีเมอร์

1. สายของโพลีเมอร์ที่ยาวและน้ำหนักโมเลกุลที่เพิ่มขึ้น ส่งผลให้วัสดุเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ยาก และมีคุณสมบัติด้านความแข็งแรง และอุณหภูมิหลอมเหลวเพิ่มขึ้นตามความยาวของสายโพลีเมอร์
2. กลสมบัติ สมบัติความร้อน เคมีและไฟฟ้า เพิ่มมากขึ้นตามลำดับจากโพลีเมอร์กิ่ง ห่วงโซ่ และตาข่าย ฉะนั้นการใส่สารเชื่อมไขว้เพื่อให้เกิดการเชื่อมโยงเป็นตาข่าย ทำให้คุณสมบัติต่างๆ สูงกว่าชนิดห่วงโซ่และกิ่ง
3. โพลีเมอร์ชนิดสายเชื่อมไขว้แบบ 3 มิติจะมีความแข็งแรงมากขึ้นและละลายตัวได้น้อยลง รวมถึงมีอุณหภูมิการเปลี่ยนแปลงสภาพแก้วเพิ่มขึ้น

(อุณหภูมิการเปลี่ยนแปลงสภาพแก้ว [glass transitional temperature] คืออุณหภูมิในสถานะที่โพลีเมอร์กลายสภาพจากแข็งเหมือนแก้วและเปราะ มาอยู่ในสภาพอ่อนคล้ายยาง)

4. โพลีเมอร์ไม่ค่อยละลายตัว แต่มักจะดูดซึมสารละลาย ทำให้บวมและนิ่มลง



รูปที่ 4 แสดงผลของโครงสร้างสายโซ่โพลีเมอร์ต่อคุณสมบัติทางกายภาพและทางกล

(ที่มา : K.J.Ansavice. 2003. Phillips' Science of Dental material. 11th edition. chapter 7:147)

วัสดุผลิตฐานฟันปลอม

คุณสมบัติที่ต้องการของฐานฟันปลอมโพลีเมอร์ (Requirement 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. กลสมบัติต่างๆ เช่น ขีดยืดปฏิกิริยา (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. หลังผสมส่วนผสมโพลีเมอร์และส่วนเหลวโมโนเมอร์เป็นเนื้อเดียวกัน 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

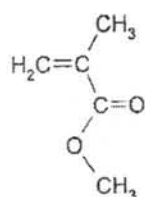
จากอดีตที่ผ่านมาวัสดุมากมายที่ใช้ทำซี่ฟันปลอมและฐานฟันปลอม จนในช่วงปี ค.ศ.1937 ได้เกิดสงครามโลกครั้งที่ 2 ขึ้นทำให้วัตถุดิบในการผลิตยางนึ่ง (vulcanized rubber) ขาดแคลน รวมถึงมีข้อเสียหลายประการ เช่น ย้อมสียาก, ดูดน้ำลายในช่องปาก จึงเริ่มมีการนำ อะคริลิกเรซินมาใช้ในการผลิตฐานฟันปลอมแทน หลังจากนั้นไม่นานก็ได้มีผู้นำอะคริลิกเรซินไปผลิตเป็นซี่ฟันปลอมสำเร็จรูป และได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายมาจนถึงปัจจุบัน

อะคริลิก เรซิน หมายถึง

- 1) โพลีเมอร์ของกรดอะคริลิก, กรดเมทาคริลิก หรือ อะไครโลไนไตร
 - 2) กลุ่มของเทอร์โมพลาสติก เรซินที่เกิดจากการโพลีเมอร์ของกลุ่มเอสเทอร์ของอะคริลิก หรือกรดเมทิลเมทาคริเลต (21)
 - 3) อนุพันธ์ของเอทิลีน ที่ประกอบด้วยกลุ่มไวนิล (-C=C-) ภายในโครงสร้าง
- ในวงการทันตกรรมนิยมใช้อะคริลิกเรซินอยู่ 2 ประเภทคือ กลุ่มที่ผลิตจากกรดอะคริลิก ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$) และกลุ่มที่ผลิตจากกรดเมทาคริลิก ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$) โดยกระบวนการทางโพลีเมอร์ (18)

เมทิลเมทาคริเลต เป็นของเหลวใส ไม่มีสี ที่อุณหภูมิห้องซึ่งมีคุณสมบัติทางกายภาพ ดังนี้

- a) น้ำหนักโมเลกุล=100
- b) จุดหลอมเหลว -48 องศาเซลเซียส
- c) จุดเดือด 100.8 องศาเซลเซียส (ใกล้เคียงกับน้ำ)
- d) ความหนาแน่น 0.945 กรัมต่อมิลลิเมตร ที่ 20 องศาเซลเซียส
- e) ความร้อนที่เกิดจากกระบวนการโพลีเมอร์ไรเซชันเท่ากับ 12.9 กิโลแคลอรีต่อโมล
- f) เริ่มกระบวนการโพลีเมอร์ไรเซชัน ได้โดยแสง, สารเคมี หรือ ความร้อน

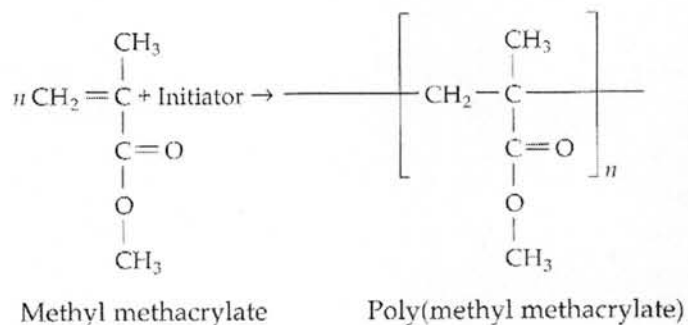


รูปที่ 2-3 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของเมทิล เมทาคริเลต

(ที่มา : K.J.Ansavice. 2003. Phillips' Science of Dental material. 11th edition. chapter 7:165)

โพลีเมทิลเมทาคริเลต เป็นเรซินแข็ง มีคุณสมบัติดังนี้

- ความแข็งผิวรูป 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)

การเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรเซชันของเมทิลเมทาคริเลต กลายเป็นโพลีเมทิลเมทาคริเลต เป็นแบบรวมตัว โดยมีตัวกระตุ้นอาจเป็นแสงอัลตราไวโอเล็ต สารอินทรีย์ หรือความร้อน ทำให้สารเริ่มต้นปล่อยอนุมูลอิสระออกมา และไปทำปฏิกิริยากับพันธะคู่ระหว่างคาร์บอนต่อคาร์บอนของ โมโนเมอร์เมทาคริเลต กลายเป็นโพลีเมทิลเมทาคริเลต หรืออะคริลิกเรซิน

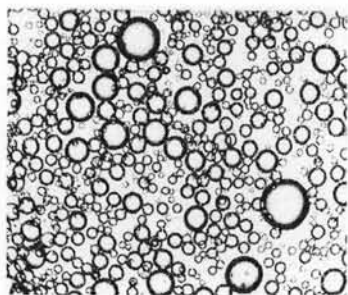
อะคริลิกเรซินที่ใช้ทำฐานฟันปลอม ประกอบด้วยส่วนผงและส่วนเหลว ดังแสดงในตารางที่ 1 ดังนี้

ตารางที่ 1 แสดงส่วนประกอบของอะคริลิกเรซิน สำหรับทำฟันปลอม

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

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

* มีเฉพาะในอะคริลิก เรซินที่มีสารเชื่อมขวาง , †มีในวัสดุชนิดบ่มด้วยตนเอง (self-curing or cold-curing)



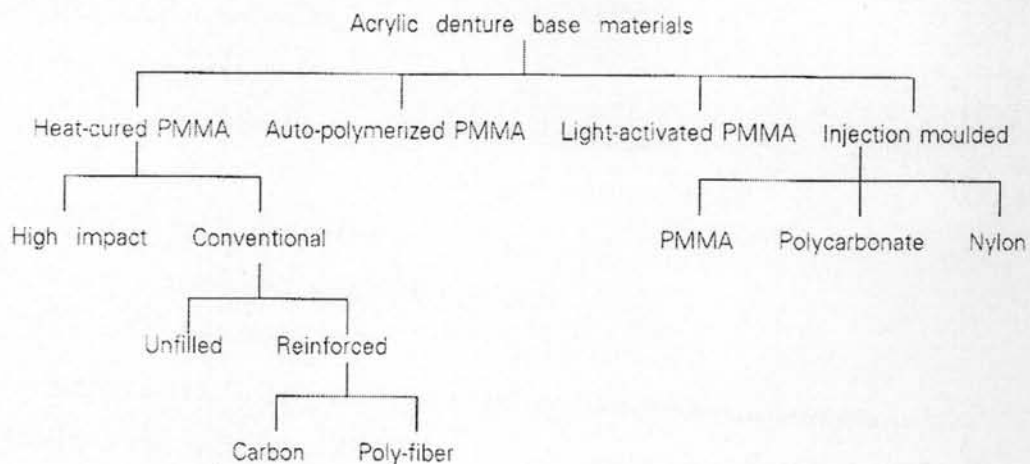
รูปที่ 6 แสดงเม็ดโพลีเมทิล เมทาคริลเลต

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

ปัจจุบันยังไม่มีวัสดุใดที่มีคุณสมบัติครบตามที่ต้องการ เมทาคริลเลตโพลีเมอร์จึงได้รับความนิยมในวงการทันตกรรมอย่างสูง เนื่องจากมีข้อดีหลายประการดังนี้

1. ใช้งานง่าย เทคนิคในการทำไม่ซับซ้อน
2. มีความสวยงามที่ยอมรับได้
3. ราคาไม่แพง
4. สามารถเข้าได้กับเนื้อเยื่อในช่องปาก
5. มีความคงตัวที่ดี เมื่ออยู่ในช่องปาก
6. ไม่มีกลิ่น ไม่มีรส ไม่มีพิษ ไม่ระคายเคือง และไม่ละลายตัวในช่องปาก

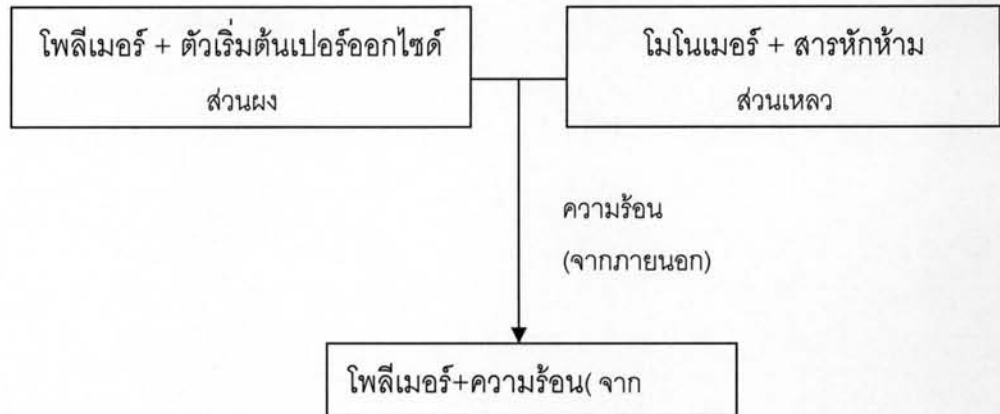
นอกจากนี้ยังมีการพัฒนาอะคริลิก เรซินที่ใช้ทำฐานฟันปลอมขึ้นอีกมากมาย โดยจัดแบ่งประเภทได้ตามแผนภูมิ ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดงแผนภูมิการจัดแบ่งประเภทของอะคริลิกเรซินที่ใช้ทำฐานฟันปลอม
(ที่มา : O'Brien,W.J.1997. Dental material and their selection. 2nd edition. 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	cm kg/cm
การยึดตัว	2	percent
การดัดงอตามขวาง		
- ที่ 3500 กรัม	2	mm
- ที่ 5000 กรัม	4	mm
กำลังความล้า(ที่ 17 MPa)	1,500,000	cycles
ความแข็งแรงนูน	15	kg/mm ²
การนำความร้อน	0.0006	°C/cm
อุณหภูมิความร้อนที่ทำให้เสียรูป	95	°C
การหดตัวเมื่อเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรเซชัน (โดยปริมาตร)	6	percent
การดูดน้ำ (24 ชั่วโมง)	0.6	mg/cm ²
การละลายน้ำ	0.02	-
การยึดติดกับโลหะ	none	-
การยึดติดกับอะคริลิก	41	MPa
(ทดสอบแรงเฉือน)		
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 13:277)

วิธีอัด (compression-molding technique)

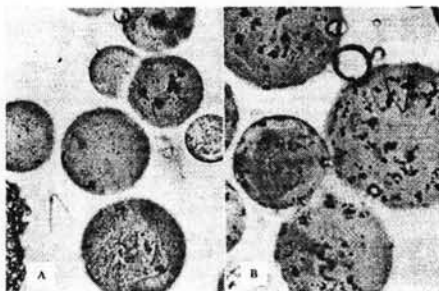
1. การเตรียมแบบหล่อ

- a. ฝังแบบจำลองที่มีกระสวยซี่ฝังติดอยู่ลงในพลาสติกครึ่งล่างด้วยปูนปลาสเตอร์ เมื่อปูนปลาสเตอร์แข็งตัว ทาวาสลินที่ปูนปลาสเตอร์ทุกส่วน
- b. นำพลาสติกครึ่งบนมาประกบให้ลงตำแหน่ง ผสมปูนปลาสเตอร์เทใส่จนเต็มพลาสติกส่วนครึ่งบน
- c. เมื่อปูนปลาสเตอร์แข็งตัวแล้ว ทำการกำจัดซี่ฝังด้วยน้ำร้อนที่มีอุณหภูมิอย่างต่ำ 90 องศาเซลเซียส
- d. ทาสารคั่นกลาง (separating media) เพื่อ
 - 1) ป้องกันน้ำจากปูนปลาสเตอร์สัมผัสอะคริลิก ซึ่งมีผลต่ออัตราเร็วของการเกิดโพลีเมอไรเซชันและสีของอะคริลิก รวมถึงทำให้เกิดรอยร้าว (crazing) ในเนื้อเรซิน ซึ่งเกิดจากความเค้นของน้ำที่ระเหยออกมามากภายหลังการบ่ม 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 โดยปริมาตรผสมในภาชนะที่มีฝาปิดเพื่อป้องกันการระเหยของโมโนเมอร์ โมโนเมอร์จะสัมผัสและกระจายเข้าไปในเม็ดโพลีเมอร์อย่างรวดเร็ว ทำให้เม็ดโพลีเมอร์บวมตัวและยึดกันเป็น cohesive gel เม็ดโพลีเมอร์จะไม่ละลายอย่างสมบูรณ์ แม้ว่าโมโนเมอร์จะซึมเข้าไปได้ถึงแกนของโพลีเมอร์ก็ตาม (19)

ในการผสมหากใช้ส่วนผงมากเกินไป โพลีเมอร์ที่ไม่ละลายจะตกค้างเป็นเม็ดเล็กๆ ในเนื้อของโพลีเมอร์หลังบ่ม แต่หากใช้น้อยเกินไปโพลีเมอร์ที่ได้หลังบ่มจะหดตัวมากขึ้น



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

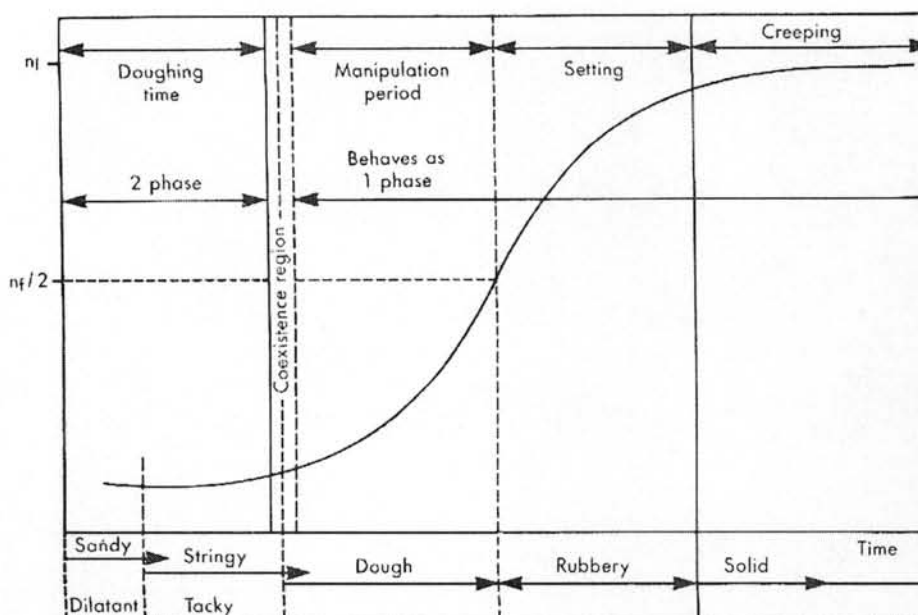
(ที่มา : Craig R.G. 1993. Restorative dental Material. 9th edition. chapter 19:503)

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

ชั้นการละลายต่างๆของโพลีเมอร์ แสดงด้วยรูปแบบของความหนืด (viscosity) ของโพลีเมอร์ที่ผสมกับโมโนเมอร์ ตามรูปที่ 8 ดังนี้



รูปที่ 9 แสดงขั้นตอน การละลายของโพลีเมอร์ที่สัมพันธ์กับความหนืด

n_1 = ค่าความหนืดสุดท้าย

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

4. วิธีบ่ม (curing process)

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

ในการบ่มจะให้ความร้อนไปแยกอนุมูลอิสระจากเบนโซิลเปอร์ออกไซด์ เพื่อทำปฏิกิริยากับโมโนเมอร์ให้กลายเป็นโพลีเมอร์ ความร้อนที่ให้อาจเป็นน้ำร้อน แสงอัลตราไวโอเล็ต เตอบ และอื่นๆ

สมาคมทันตแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกาได้ระบุอุณหภูมิและเวลาที่เหมาะสมในการโพลีเมอไรซ์เมทาคริลิตตามข้อกำหนดเลขที่ 12 ว่าด้วยโพลีเมอร์สร้างฐานฟันปลอมไว้ดังนี้

- 1) บ่มระยะยาวในน้ำอุ่นที่มีอุณหภูมิ 73.9 องศาเซลเซียส
(165 องศาฟาเรนไฮต์) เป็นเวลา 9 ชั่วโมง

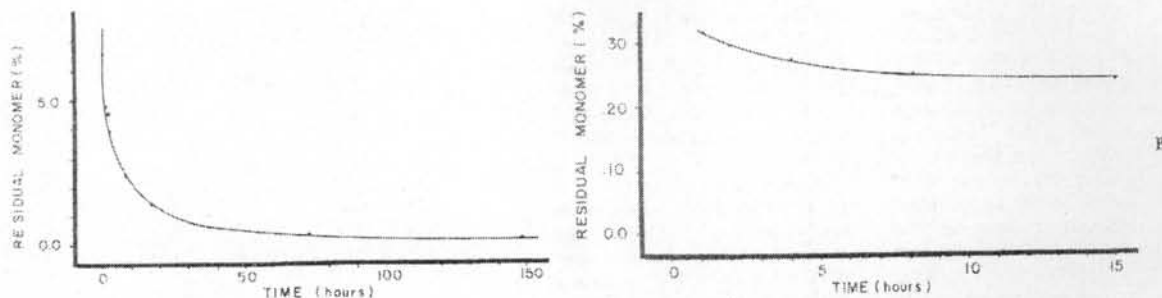
- 2) บ่มระยะสั้นในน้ำอุ่น 73.9 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 90 นาทีเพื่อให้เกิดโพลีเมอไรซ์และแรงในน้ำเดือดอีก 30 นาที เหมาะกับงานเร่งด่วนและฟันปลอมที่มีฐานบาง

อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นจากการบ่มจะเริ่มจากพลาสติกตามด้วยปูนปลาสเตอร์ สารค้ำกลางและอะคริลิกเรซิน เนื่องจากส่วนนอกของพลาสติกสัมผัสโดยตรงกับน้ำอุ่น จนกระทั่งถึง 70 องศาเซลเซียส วัสดุจะเริ่มเป็นของเหลวและมีการแยกตัวของเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์อย่างรวดเร็วเพียงพอที่จะเกิดโพลีเมอไรเซชัน ซึ่งเป็นปฏิกิริยาคายความร้อน (exothermic reaction) ความร้อนจากปฏิกิริยาจะเพิ่มความร้อนในอะคริลิกให้สูงกว่าส่วนอื่น และอาจสูงกว่าจุดเดือดของโมโนเมอร์ จากนั้นอุณหภูมิของปฏิกิริยาจะลดลงอย่างช้าๆ ดังนั้นส่วนของอะคริลิกที่มีปริมาณมากหรือหนาเกินไปจะมีอุณหภูมิสูงกว่าส่วนที่มีอะคริลิกน้อย ส่งผลให้เกิดฟองอากาศได้ง่ายกว่า

การตกค้างของโมโนเมอร์หลังการบ่ม

โดยปกติโพลีเมทิลเมทาคริลเลตโมโนเมอร์เป็นสารที่ก่อให้เกิดการระคายเคืองและมีผลต่อเนื้อเยื่อในช่องปาก ซึ่งความไวของเนื้อเยื่อในช่องปากต่ออะคริลิกทำฐานฟันปลอมนั้นขึ้นกับปริมาณของโมโนเมอร์ที่ตกค้างและเพิ่มมากขึ้นตามเปอร์เซ็นต์ที่เพิ่มของโมโนเมอร์ที่ตกค้างในเนื้ออะคริลิกเรซิน โดยหากมีปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างร้อยละ 0.233 และ 0.186 จะทำให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในช่องปากได้ (22) นอกจากนี้โมโนเมอร์ที่ตกค้างในเนื้ออะคริลิกเรซินปริมาณสูงจะส่งผลต่อกลสมบัติของอะคริลิกเรซินโดยลดกำลังแรงดึงและเพิ่มการดูดน้ำ (23)

ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณการตกค้างของโมโนเมอร์ เช่น ประเภทของอะคริลิกที่ใช้บ่ม ถ้าเป็นอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนจะมีปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างร้อยละ 0.5 (24) น้อยกว่าอะคริลิกชนิดบ่มได้เองซึ่งมีร้อยละ 4-1 (25) ความหนาของอะคริลิกที่ใช้บ่มก็มีผลเช่นเดียวกัน โดยทั้งวิธีการบ่มและความหนามีความแตกต่างของปริมาณโมโนเมอร์ที่ตกค้างอย่างมีนัยสำคัญ อะคริลิกที่หนาจะมีปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างน้อยกว่าอะคริลิกที่บาง (26, 27) เนื่องจากในอะคริลิกที่หนาขณะเกิดการโพลีเมอไรซ์จะเกิดการคายความร้อนมากกว่าอะคริลิกที่บาง ส่งผลให้มีอุณหภูมิสูงกว่า จึงเกิดปฏิกิริยาได้อย่างสมบูรณ์ ดังนั้นจึงมีปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างน้อยกว่า นอกจากนี้เวลาและอุณหภูมิที่ใช้บ่มต่างก็มีผลต่อปริมาณโมโนเมอร์ที่ตกค้างในเนื้ออะคริลิกอีกเช่นกัน โดยพบว่าในขณะที่เกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรเซชันปริมาณโมโนเมอร์จะลดลงอย่างรวดเร็วในระยะแรกและค่อยๆ ช้าลง (28) ตามรูปที่ 9



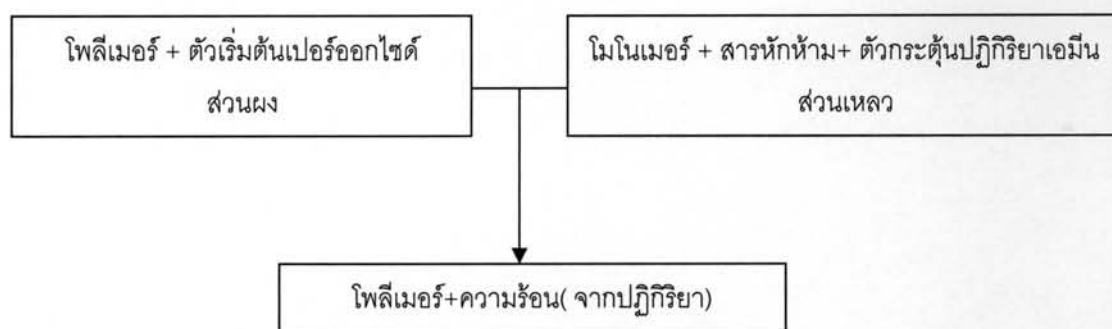
รูปที่ 10 แสดงการเปรียบเทียบปริมาณการตกค้างของโมโนเมอร์เมื่อบ่มด้วยอุณหภูมิ 70 (รูปซ้าย) และ 100 องศาเซลเซียส (รูปขวา)

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

นอกจากนี้ยังพบว่าอะคริลิกที่บ่มระยะเวลาที่ 70 องศาเซลเซียส นาน 7 ชั่วโมง ตามด้วย 100 องศาเซลเซียส นาน 3 ชั่วโมง มีโมโนเมอร์ตกค้างเพียงร้อยละ 0.045 เมื่อเปรียบเทียบอะคริลิกที่ใช้วิธีการบ่มระยะสั้นพบว่าปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างมากกว่าบ่มระยะยาวถึง 7 เท่าโดยประมาณ ซึ่งมีผลต่อการระคายเคืองเนื้อเยื่อในช่องปาก (23, 26) ซึ่งขัดแย้งกับ Lung และ Darvell (2005) ที่กล่าวว่า ควรลดอุณหภูมิในการบ่มอะคริลิกจาก 100 องศาเซลเซียสมาเป็น 95 องศาเซลเซียส และเพิ่มระยะเวลาในการบ่มให้มากขึ้นเพื่อให้มีปริมาณโมโนเมอร์ตกค้างน้อยที่สุดและเป็นการประหยัดพลังงาน (29)

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

องค์ประกอบทางเคมีเหมือนกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน แต่ตัวกระตุ้นไม่เหมือนกัน โดยอะคริลิกชนิดบ่มเองได้จะใช้สารเคมีเป็นตัวกระตุ้นแทนความร้อน สารเคมีที่ใช้ได้แก่ เทอเทียรีอะไมน์ เต็มลงในโมโนเมอร์ทำให้เกิดปฏิกิริยาเคมีระหว่างตัวกระตุ้นกับเบนโซอิลเปอร์ออกไซด์ที่อุณหภูมิห้องให้อนุมูลอิสระ ซึ่งจะไปทำปฏิกิริยาห่วงโซ่ต่อไปเหมือนกับชนิดบ่มด้วยความร้อนดังสมการ (25)



การผสมและอัดอะคริลิกชนิดบ่มได้เองเหมือนกับชนิดบ่มด้วยความร้อนมีบางวิธีอาจปรับเปลี่ยนโดยผสมให้เหลว แล้วเทป้ายด้วยฟุ้งกลงในเบ้าโดยไม่อัดหรืออัดในพลาสติกภายใต้แรงดันก็ได้ เรียกว่า fluid resin technique หรือ pour technique

เมื่อทำการเปรียบเทียบคุณสมบัติของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองกับชนิดบ่มด้วยความร้อนพบว่า

- ระยะเวลาผสมของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองเร็วกว่าอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน
- อะคริลิกชนิดบ่มได้เองมีรูพรุนมากกว่า ถ้าใช้เทคนิคเทลงในแบบหล่อโดยไม่ใช้แรงอัด
- ชนิดบ่มได้เองมีโมโนเมอร์ตกค้างมากกว่า คือ ตกค้างระหว่างร้อยละ 2-5 เนื่องจากไม่มีความร้อนไล่ส่วนโมโนเมอร์ที่เหลือจากปฏิกิริยา โดยโมโนเมอร์ส่วนที่เหลือนี้เองจะทำหน้าที่เหมือนสารทำให้นุ่ม (plasticizer) ส่งผลให้กำลังดัดขวาง (transverse strength) ของอะคริลิกต่ำลง (18)
- กำลังความแข็งแรงของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองต่ำกว่าชนิดบ่มด้วยความร้อนร้อยละ 20
- การเปลี่ยนมิติของอะคริลิกชนิดบ่มได้เองมากกว่าชนิดบ่มด้วยความร้อน โดยชนิดบ่มได้เองจะเกิดการหดตัวได้มากกว่า

- f) อะคริลิกชนิดบ่มได้เองเมื่อใช้ไปนานๆจะเปลี่ยนเป็นสีเหลืองแกมน้ำตาลของ
เทอเทียรีอะไมด์ (30)

อะคริลิกชนิดบ่มด้วยแสงสำหรับประดิษฐ์ฐานฟันปลอม (Light-cured denture base materials)

ปฏิกิริยาทางเคมี

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

ยูรีเทน เป็นโพลีเมอร์ที่อ่อนตัวเมื่อถูกความร้อน ซึ่งเตรียมได้จากปฏิกิริยาควบแน่นของ โพลีไอโซไซอะเนตกับไฮดรอกซิลคอมพาวด์ เช่น โพลีเออล มีมอดูลัสยืดหยุ่นสูง ทนต่อความชื้น และมีความต้านทานต่อกระแสไฟฟ้าสูง

คุณสมบัติ

- a) ประหยัดเวลา
- b) มีเวลาตกแต่งก่อนนำไปปมนาน
- c) เปลี่ยนมิติน้อย
- d) ทนต่อการฉีกขาด
- e) ใช้กับงานซ่อม (repair) ฐานฟันปลอม (base and postdam lining) และสร้างถาดพิมพ์ปาก (impression tray)
- f) ไม่มีเมทิลเมทาคริเลตโมโนเมอร์ที่ก่อให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อในช่องปาก
- g) ลดการหดตัวจากปฏิกิริยาโพลีเมอไรเซชัน
- h) ราคาสูง
- i) มอดูลัสยืดหยุ่นต่ำ

วัสดุประดิษฐ์ฐานฟันปลอมชนิดฉีดเข้าแบบหล่อ (injected molded denture base materials)

คุณสมบัติทั่วไป

ประกอบด้วยโพลีเมอร์ร่วมของไวนิลคลอไรด์กับเมทิลเมทาคริเลต (copolymer of vinyl chloride and methyl methacrylate) ใช้ฉีดเข้าแบบหล่อทางรูเท ขณะทีวัสดุอยู่ในสภาวะเหลว ขั้นตอนและวิธีการอัดค่อนข้างยุ่งยาก อุปกรณ์มีราคาแพง และกลสมบติบางอย่างด้อยกว่า อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน

วัสดุที่ใช้ (19)

1) อะคริลิก เรซิน

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

2) โพลีคาร์บอเนต

มีความเหนียว จึงไม่เหมาะกับการฉีดเข้าแบบหล่อมากนัก ไม่ใส่สารเชื่อมไขว้ จึงทำให้มีความต้านทานต่อการเกิดการคืบและรอยร้าวต่ำ และมีปัญหาในการยึดแน่นกับซีฟันปลอม

3) ไนลอนและโพลีอะไมน์

ในระยะแรกของการใช้ในลอนทางทันตกรรมไม่ค่อยประสบความสำเร็จ เนื่องจากเกิดการคืบ (creep) มาก ต่อมาจึงพัฒนาวัสดุโดยเติมเส้นใยแก้วเพื่อเสริมความแข็งแรง (glass-fiber reinforced nylons) และลดอัตราการดูดน้ำ เช่น ไนลอน66 ปัจจุบันมีผู้นิยมใช้วัสดุประดิษฐ์ฐานฟันปลอมชนิดนี้มากขึ้น แต่อย่างไรก็ตามวัสดุชนิดนี้ไม่สามารถยึดติดกับซีฟันพลาสติกโดยทางเคมีเหมือนวัสดุประเภทอะคริลิก เรซิน จึงต้องเตรียมรูปร่างซีฟันปลอมให้มีการยึดอยู่ทางกลแทน และพบว่ามีการติดสีในวัสดุค่อนข้างสูง

วัสดุประดิษฐ์ฐานฟันปลอมดัดแปลง (Modified denture base materials)

1) วัสดุชนิดทนต่อแรงกระแทก (high impact acrylic)

ผลิตโดยการใส่ยางบิวตาไดอีนสไตรีน (butadiene styrene) แทรกในเมทิลเมทาคริเลต ทำให้เพิ่มความแข็งแรงต่อการกระแทกและยับยั้งการเกิดรอยร้าว เพิ่มกำลังดัดขวาง และลดขั้นตอนในวิธีการอัด ส่วนผงจะเหมือนกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน แต่โมโนเมอร์ที่ใช้จะไม่มีสารเชื่อมไขว้หรือมีในปริมาณเล็กน้อย (19, 25)

2) อะคริลิกชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟ

เป็นการบ่มอะคริลิกโดยใช้พลังงานไมโครเวฟ ซึ่งใช้เฉพาะกับอะคริลิกชนิดที่ผลิตขึ้นมาเป็นพิเศษ และพลาสติกที่ไม่ใช่โลหะ ข้อได้เปรียบของวิธีนี้ คือ รวดเร็ว และคุณสมบัติใกล้เคียงกับการผลิตแบบเดิม (18) แต่บางการศึกษาพบว่าอะคริลิกที่บ่มด้วยไมโครเวฟจะมีค่าการยึดติดกับซีฟันปลอมพลาสติกต่ำกว่าอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อน เนื่องจากการบ่มด้วยพลังงานไมโครเวฟจะควบคุมอุณหภูมิขณะเกิดปฏิกิริยาได้ยาก ทำให้มีโอกาสที่จะเกิดรูพรุนในเนื้ออะคริลิกได้ง่าย ส่งผลให้การยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและอะคริลิกชนิดนี้ต่ำลง (31) นอกจากนี้อะคริลิกเรซินชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟยังมีสายเชื่อมขวางน้อย ทำให้มีโมเลกุลที่จะเกิดปฏิกิริยาการยึดติดได้น้อยมีเวลาสัมผัสกับซีฟันปลอมก่อนเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรซ์น้อย จึงทำให้โพลีเมอร์บวมตัวได้น้อย และมีการเกิดปฏิกิริยา conversion ได้น้อยกว่าเมื่อเทียบกับชนิดบ่มด้วยความร้อน ส่งผลให้การยึดติดไม่นัก (32) ซึ่งขัดแย้งกับ Yunus et al. ในปี 1994 ที่กล่าวว่าอะคริลิกชนิดบ่มด้วยไมโครเวฟมีปฏิกิริยาโพลีเมอไรซ์ได้มากกว่าการบ่มด้วยวิธีปกติ (33)

3) อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแข็งตัวเร็ว (Rapid heat-polymerized resins)

เป็นการนำไฮบริดอะคริลิกมาโพลีเมอไรซ์ในน้ำเดือดเป็นเวลา 20 นาที ทันทีหลังอัดอะคริลิก เพื่อลดระยะเวลาในการผลิตฐานฟันปลอม (25) แต่อย่างไรก็ตามมีการศึกษาว่าการบ่มชนิดนี้จะเกิดฟองอากาศได้ง่ายกว่าการบ่มปกติ โดยเฉพาะเมื่ออะคริลิกมีความหนามากกว่า 6 มิลลิเมตร (34)

4) ฐานฟันปลอมชนิดทึบแสงรังสี (Radiopaque denture base)

ฐานฟันปลอมชนิดทึบแสงรังสี ให้ประโยชน์ในการวินิจฉัยเมื่อผู้ป่วยกลืนฟันปลอมโดยบังเอิญ สารทึบแสงที่ใช้ผสม ได้แก่ ดีบุกผสมโมโนเมอร์ เช่น ไทรบิวทิลดีบุกเมทาคริเลต (tributyl tin methacrylate) มีดีบุกร้อยละ 5 ในไตรบิวทิลดีบุกเมทาคริเลต และปริมาณของไตรบิวทิลดีบุกเมทาคริเลตร้อยละ 40 ของโมโนเมอร์โดยประมาณ

Table 19-2. Properties of Various Types of Denture Acrylics According to ANSI/ADA Specification No. 12

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 ตามข้อกำหนดสมาคมทันตแพทย์
แห่งสหรัฐอเมริกา (ANSI/ADA Specification No.12 for denture base resin)

(ที่มา : Craig R.G.1993. Restorative Dental Material . 9th edition. chapter 19 :506)

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าอะคริลิกผลิตรายานฟันปลอมชนิดบ่มด้วยความร้อนมีค่าการ
ยึดติดกับซีฟันปลอมพลาสติกสูงที่สุด เมื่อเทียบกับอะคริลิกชนิดบ่มได้เองและชนิดบ่มด้วยแสง
ดังนั้นอะคริลิก 2 ประเภทหลังจึงควรใช้เป็นวัสดุซ่อมฟันปลอมมากกว่าที่จะใช้ผลิตรายานฟันปลอม
เนื่องจากมีค่าการยึดติดกับซีฟันปลอมพลาสติกค่อนข้างต่ำ (35, 36)

ซีฟันปลอมอะคริลิก (acrylic teeth)

แต่เดิมในระยะเริ่มแรกนั้น การทำฟันปลอมนิยมใช้ฟันกระเบื้อง (porcelain teeth) แต่เนื่องจากพบปัญหาหลายประการ จึงได้มีการเปลี่ยนมาใช้ฟันอะคริลิกแทน แต่อย่างไรก็ตาม คุณสมบัติของฟันปลอมทั้ง 2 ชนิดนี้ต่างกันค่อนข้างมาก ดังตารางที่ 4

ซีฟันปลอมพลาสติก	ซีฟันปลอมพอร์ซเลน
- ความยืดหยุ่นสูง	- เปราะ
- ด้านทานการแตกหักได้	- แข็ง สึกกร่อนยาก
- นิ้ม สึกง่าย	- ไม่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างไม่ว่าจากอุณหภูมิหรือแรงกดเคี้ยว
- เปลี่ยนแปลงรูปร่างเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลงได้ง่าย	- ไม่ดูดน้ำ
- ยึดกับฐานฟันปลอม	- ไม่มีการยึดกับฐานฟันปลอม ต้องอาศัยการยึดทางกล
- สวยงามเป็นธรรมชาติ	- เป็นธรรมชาติ
- ไม่มีเสียงขณะเคี้ยวหรือพูด	- อาจมีเสียงกระทบได้ขณะใช้
- ชัดแต่งง่าย	- การขัดแต่งยาก
- มักเกิดการร้าว ถ้าไม่มีสารเชื่อมไขว้	- อาจเกิดการแตกหักได้

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

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

1. วัสดุที่ใช้ อาจเป็นโพลีเมอร์ของเอสเทอร์ของกรดอะคริลิก หรือโพลีเมอร์ร่วมของส่วนผสมนี้
2. สีและขนาดใกล้เคียงฟันธรรมชาติ
3. สามารถยึดกับฐานฟันปลอมอะคริลิกด้วยแรงยึดทางเคมี (chemical bonds) ต่อกันไม่น้อยกว่า 315 กิโลกรัม/ตารางเซนติเมตร (31 เมกะปาสคาล หรือ 4,500 ปอนด์/ตารางนิ้ว หรือ 31 เมกะนิวตัน/ตารางเมตร)

4. ความแข็งผิวรูปไม่น้อยกว่า 15 กิโลกรัม/ตารางมิลลิเมตร
5. ไม่เปลี่ยนสี
6. ไม่แตกร้าวง่ายทั้งก่อนและหลังอัดอะคริลิก

ในปัจจุบันสามารถแบ่งชนิดของฟันปลอมอะคริลิกได้คร่าวๆดังนี้

1. ซีฟันปลอมที่ผลิตจากเมทิลเมทาคริเลตชนิดเส้น (linear polymethyl methacrylate) ซึ่งแต่ละบริษัทจะมีการทำเป็นชั้นแตกต่างกันไปเพื่อเพิ่มความสวยงามและใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ เช่น Major Dent (Major Prodotti Dentari, Italy), Basic (Heraus Kulzer, Germany) แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากวัสดุที่ใช้ผลิตเป็นโพลีเมอร์ชนิดเส้นทำให้ความแข็งแรงของฟันปลอมในกลุ่มนี้ยังไม่ดีนัก

2. ซีฟันปลอมที่มีสารเชื่อมขวาง

ซีฟันปลอมชนิดนี้ เกิดจากการรวมสายโพลีเมอร์ที่มีโครงสร้างซับซ้อน 2 สายหรือมากกว่าเข้าด้วยกันเกิดเป็นโครงสร้างที่ซับซ้อน ส่งผลให้คุณสมบัติต่างๆดีขึ้น เช่น ความต้านทานต่อการสีกร่อน แบ่งได้เป็น 2 กลุ่มด้วยกัน คือ

- 2.1 กลุ่มที่เป็นโคโพลีเมอร์ของเมทิลเมทาคริเลตและไดเมทาคริเลต ซึ่งโดยส่วนใหญ่จะเป็น triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA)
- 2.2 กลุ่มที่เป็นโพลีเมอร์อะคริลิกที่มีสารเชื่อมขวางปริมาณสูงและเติมวัสดุอัดแทรก เช่น คอลลอยดอลซิลิกา (Suzuki, Sakoh and Shiba, 1990)

อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่าซีฟันปลอมในกลุ่มนี้จะมีแข็งแรงมากขึ้น แต่ผลจากการที่มีโครงสร้างเป็นตาข่ายโพลีเมอร์และการที่มีวัสดุอัดแทรก ทำให้คุณสมบัติในการยึดติดกับฐานฟันปลอมลดลงเช่นเดียวกัน (3, 37-39) แต่มีการศึกษาที่ขัดแย้งจากนี้ โดยพบว่าซีฟันปลอมที่มีสารเชื่อมขวางปริมาณสูงจะให้การยึดติดกับฐานฟันปลอมชนิดทนแรงกระแทกมากกว่าซีฟันมาตรฐานและซีฟันที่มีโครงสร้างตาข่าย (interpenetrating network) และการหักที่พบมักจะเป็นการแตกหักที่ฟันหรือที่ฐานฟันปลอมมากกว่าบริเวณรอยต่อ (40)

3. ซีฟันปลอมที่มีส่วนผสมของเรซินคอมโพสิต (resin composite)

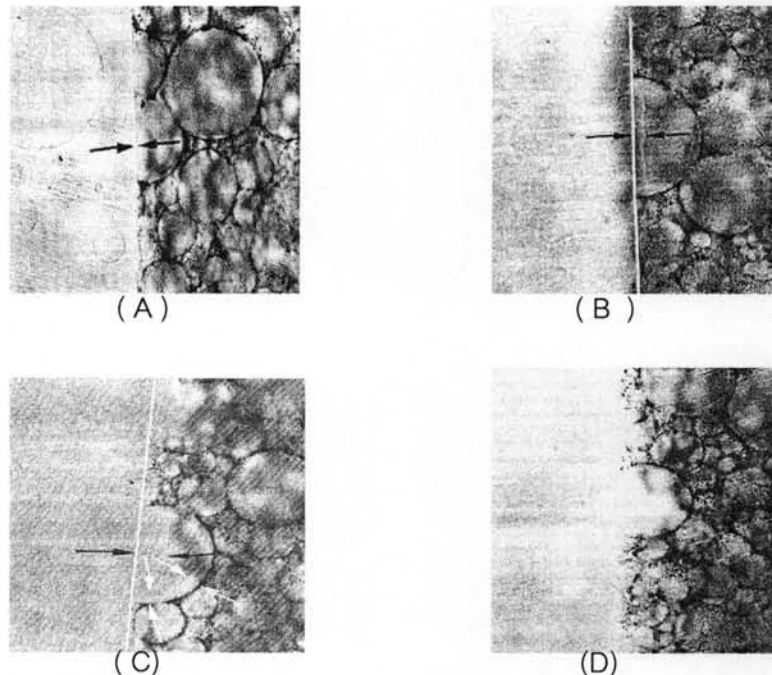
ซีฟันปลอมชนิดนี้ จะมีการอัดหลายชั้น (Multilithic acrylic teeth) โดยในส่วนของด้านบดเคี้ยวหรือด้านริมฝีปากจะเป็นคอมโพสิตเรซิน เพื่อเพิ่มความสวยงามและ

ความทนทาน ส่วนของด้านประชิดสันเหงือกก็ยังคงเป็นอะคริลิกเรซินอยู่ เพื่อให้สามารถยึดติดกับฐานฟันปลอม ตัวอย่างของซีฟันในกลุ่มนี้ ได้แก่ Yamahashi PX (Yamahachi Dental MFG.Co.,Aichi, Japan), Ivoclar PE (Ivoclar Viadent AG., Schaan, Liechtenstein)

การยึดติดระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอมอะคริลิก (Bonding between acrylic teeth and denture base)

การยึดติดระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอมอะคริลิก เกิดจากการที่ (12) มีโมโนเมอร์อิสระที่หลงเหลือจากปฏิกิริยาเชื่อมผ่านผิวด้านประชิดสันเหงือกของซีฟันปลอมทำให้โพลีเมอร์อะคริลิกในซีฟันปลอมเกิดการบวมตัวขึ้นเรียกว่า swelling phenomena จากนั้นโมโนเมอร์จึงสามารถเข้าไปสร้างพันธะเชื่อมได้ และเมื่อได้รับความร้อนกระตุ้นปฏิกิริยาโพลีเมอร์ไรเซชันอะคริลิกฐานฟันปลอมจะแข็งตัวเชื่อมกับซีฟันปลอม โดยหากเพิ่มอุณหภูมิ ความหนาของชั้นนี้ก็จะเพิ่มขึ้น ดังนั้นหากเราอัดอะคริลิกในช่วงที่เลยระยะอ่อนนุ่มแล้ว อะคริลิกจะเหลือปริมาณโมโนเมอร์อยู่น้อยเกินไป ทำให้การยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมเกิดได้ไม่ดี (41)

จากการศึกษาของ Valittu และ Ruyter ในปี 1997 พบว่า ความหนาของชั้นโพลีเมอร์ที่เกิดการบวมตัวในซีฟันปลอมที่มีสารเชื่อมขวาง จะอยู่ที่ 3.3-20.6 μM หากใช้อะคริลิกชนิดบ่มได้เอง และเมื่อใช้อะคริลิกชนิดบ่มได้เองที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส หรือใช้อะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนจะพบว่าเม็ดโพลีเมอร์จะเกิดการเชื่อมกัน (42) ดังรูปที่ 10



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

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

นอกจากนี้ประสิทธิภาพของการยึดติดของซีฟันทนปลอมและฐานฟันปลอม จะขึ้นกับ

- a) อัตราการแพร่กระจายของเมทิลเมทาคริเลตจากเนื้ออะคริลิก
- b) เวลาที่เหมาะสมในการแพร่กระจายของเมทิลเมทาคริเลต
- c) ความสะอาดของพื้นผิวที่จะเกิดการยึดติด (43)
- d) ชนิดของสารละลาย (42)
- e) อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น จะส่งผลให้อัตราการแพร่ของโมโนเมอร์เข้าไปในซีฟันทนปลอมสูงขึ้น (44)

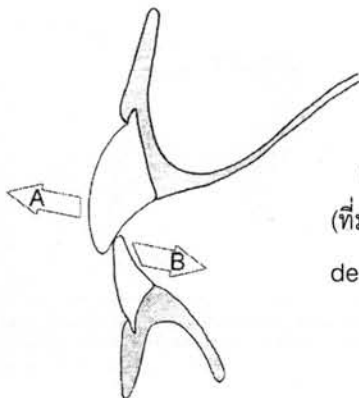
การหลุดของซีฟันปลอม

ถึงแม้ไม่มีรายงานอย่างแน่ชัดเกี่ยวกับปริมาณของฟันปลอมที่เกิดการหลุดของซีฟันปลอม แต่อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่พบว่า ร้อยละ 22-30 ของการซ่อมฟันปลอมทั้งหมดมีสาเหตุจากการหลุดของซีฟันปลอม (45, 46) โดยการหลุดของซีฟันปลอมส่วนใหญ่ มักจะพบบริเวณฟันหน้าหรือฟันเขี้ยว โดยส่วนใหญ่จะไม่มีอาการแตกหักของซีฟันปลอมหรือฐานฟันปลอมร่วมด้วย ซึ่งอาจอธิบายได้ว่าเนื่องจากการยึดติด (adhesion) ระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมไม่เพียงพอ วัสดุที่ใช้ทำซีฟันปลอมหรือฐานฟันปลอมมีความยืดหยุ่น หรือซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมมีการยึดติดทางกลที่ไม่ดี (47)

การหลุดของซีฟันปลอมหลังจากใช้งานไประยะหนึ่ง อาจเกิดจาก

- การสะสมของแรงเครียดภายในที่มากกว่าความแข็งแรงด้านการแตกหักได้ของฟันปลอม (fracture strength)
- การมีรอยร้าวหรือจุดตำหนิในชิ้นงาน

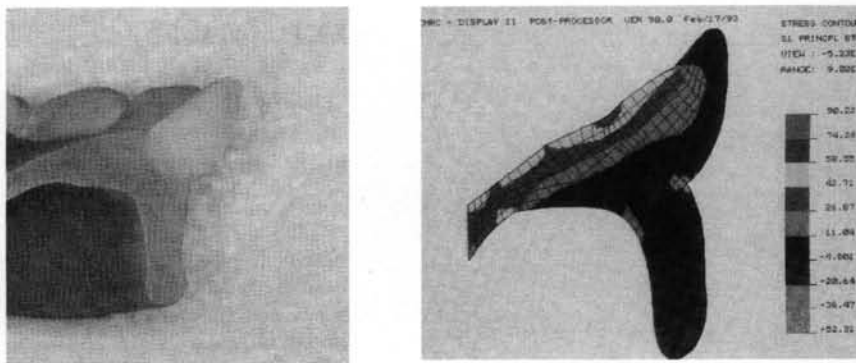
Zuckerman (2003) ได้ให้การอธิบายเกี่ยวกับการหลุดของซีฟันปลอมในฟันหน้าว่า เมื่อมีการใช้งานในขณะที่ฟันหน้ากระทบกันนั้นจะเกิดแรงกระทำต่อฟันหน้าล่างไปทางด้านลิ้น และกระทำต่อฟันหน้าบนไปทางด้านริมฝีปากในขนาดที่เท่ากัน ส่งผลให้ฟันหน้าล่างมีแนวโน้มที่จะล้มไปทางด้านลิ้นแต่เนื่องจากมีส่วนของฐานฟันปลอมที่รองรับอยู่ด้านหลังจึงสามารถต้านต่อแรงนี้ได้ ในขณะที่ฟันหน้าบนจะถูกผลักไปทางด้านริมฝีปาก โดยมีจุดหมุนที่บริเวณคอฟันด้านลิ้น (ตามรูปที่ 11) และสามารถหลุดออกจากฐานฟันปลอมได้หากมีการยึดติดที่ไม่เพียงพอ (47) เนื่องจากวัสดุที่ใช้ทำซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมมีความยืดหยุ่นเล็กน้อย (48)



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 และแรงส่วนใหญ่จะเป็นแรงเฉือน (tensile) โดยเริ่มที่บริเวณรอยต่อด้านเพดานปาก มี

ค่าประมาณ 43-89 MPa (49) ซึ่งสอดคล้องกับ Zuckerman (2003) ที่กล่าวว่าจุดหมุนของแรงที่กระทำทำให้ซี่ฟันปลอมหลุดอยู่บริเวณคอฟัน จากนั้นจะเริ่มเกิดรอยร้าว (crack) ขึ้นหรือหากมีรอยร้าวอยู่แล้วก็จะทำให้ฟันปลอมนั้นเกิดการแตกหรือหลุดงายขึ้น (47)



รูปที่ 13 แสดง Finite element analysis ของแรงที่เกิดขึ้นบริเวณรอยต่อระหว่างซี่ฟันปลอมและฐานฟันปลอมเมื่อมีการใช้งาน (ซ้าย) เมื่อเปรียบเทียบกับภาพต้นแบบ (ขวา)

(ที่มา : Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. J Prosthet Dent. 1995;74(6):591-4.)

โดยส่วนใหญ่ หากเป็นการหลุดของซี่ฟันปลอมทั้งซี่บริเวณรอยต่อพอดี น่าจะมีสาเหตุมาจากการสร้างฐานฟันปลอม เช่น การกำจัดซี่ฝังออกไม่หมด หรือการมีสิ่งแปลกปลอมบริเวณผิวฟันที่จะยึดกับฐานฟันปลอม เช่น ผุ่น สิ่งเหล่านี้จะคล้ายกับเป็นการสร้างรอยร้าวให้เกิดขึ้น ทำให้เกิดการหลุดของซี่ฟันปลอมตามมาแต่หากไม่มีความผิดปกติบริเวณรอยต่อระหว่างซี่ฟันปลอมและฐานฟันปลอม เมื่อมีแรงมากระทำ รอยร้าวน่าจะเกิดขึ้นบริเวณที่มีความเครียดสูงสุดตาม path of maximum bending moment ซึ่งอาจจะไม่อยู่บริเวณรอยต่อระหว่างซี่ฟันปลอมกับฐานฟันปลอมก็ได้ และถึงแม้ว่าจะมีความเครียดเกิดขึ้นทันทีที่มีการใช้งาน แต่การแตกหักหรือการหลุดของซี่ฟันปลอมที่พบมักจะเกิดขึ้นหลังจากมีการใช้งานไปได้ระยะหนึ่งแล้ว ซึ่งเป็นผลจากการกำลังแรงดึงประลัย (ultimate tensile strength) ของโพลีเมทิลเมทาคริเลตนั่นเอง

สาเหตุที่ทำให้เกิดการหลุดของซี่ฟันปลอม

1. สภาพที่เข้ากันไม่ได้ เช่น มีการปนเปื้อนโดยผุ่น, ปูน, คราบหรือละอองน้ำมัน (5) หรือซี่ฝังที่ตกค้างบนผิวฟันปลอมจากขั้นตอนการแต่งซี่ฝัง หรือกำจัดซี่ฝังออกไม่หมดก่อนทำการอัดอะคริลิก (50-52) ซึ่งการกำจัดซี่ฝังที่ได้รับการรับรองจากทันตแพทย์สมาคมแห่งสหรัฐอเมริกา (ADA1976-1978) กำหนดให้ใช้สารละลายผงซักฟอกความเข้มข้นร้อยละ

- 1.5 (ผงซักฟอก 1 ช้อนโต๊ะต่อน้ำ 1/8 แกลลอน หรือ 437.17 มิลลิลิตร) ที่ทำให้ร้อน และตามด้วยน้ำเดือดอีกครั้ง ซึ่ง Spratley (1987) ได้เสนอว่า อุณหภูมิที่เหมาะสมในการกำจัดซีเมนต์ไม่ควรต่ำกว่า 90 องศาเซลเซียส (194 องศาฟาเรนไฮต์) และควรแช่พลาสติกในน้ำร้อนประมาณ 10 นาทีก่อนกำจัดซีเมนต์ เพื่อป้องกันไม่ให้ซีเมนต์กลับมาเกาะอีกครั้งเนื่องจากพลาสติกเย็นเกินไป (52)
2. การปนเปื้อนของสารคั่นกลาง (tin-foil substitutes) บนผิวของซีฟันทึบมีผลให้การยึดติดระหว่างซีฟันทึบและฐานซีฟันทึบลดลง (14, 51, 53)
3. โครงสร้างของวัสดุที่ใช้ทำซีฟันทึบและฐานซีฟันทึบ หากโครงสร้างต่างกันก็อาจทำให้การยึดติดระหว่างซีฟันทึบและฐานซีฟันทึบลดลงได้เช่นการใช้ฟันทึบพอร์ซเลนหรือการใช้ฟันทึบอะคริลิกที่มีสารเชื่อมไขว้ในปริมาณสูง (37, 41)

การพัฒนาการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอม

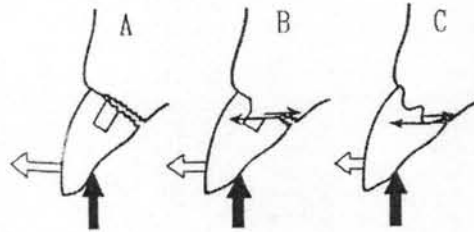
เนื่องจากปัญหาการหลุดของซีฟันปลอมจึงทำให้ผู้พยายามคิดค้นปรับปรุงการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมอย่างมากมาย โดยแบ่งได้เป็น 2 ประเภท ดังนี้

1. ทางกล (mechanical) เช่น

- a. การกรอผิวด้านใต้ของฟันปลอม เพื่อเพิ่มความขรุขระและพื้นที่สัมผัสของพื้นผิว โดยวิธีนี้มีหลายการทดลองที่พบว่าสามารถเพิ่มความแข็งแรงของการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอมได้ (11, 54) ในขณะที่บางการทดลองสรุปว่าการสร้างความหยابที่ผิวฟันปลอมไม่ได้เพิ่มค่าการยึดติด (52, 55) แต่อย่างไรก็ตามการกรอผิวด้านใต้ของฟันปลอมอาจทำให้มีการตกค้างของซีฝังได้มากขึ้นและเกิดฟองอากาศบริเวณรอยต่อได้ง่ายเช่นกัน
- b. การกรอทำร่องยึดที่ด้านประชิดสันเหงือกของฟันปลอม

ได้มีการทดลองโดยการทำร่องยึดในแนวใกล้กลางและไกลกลาง (mesio-distal direction) ที่มีความลึก 2 มม. เป็นรูปสี่เหลี่ยม หางนก (dovetail) ครึ่งวงกลม ในฟันตัดซี่หน้า ทดสอบโดยใช้ vertical compressive shear load ทำมุม 130 องศา กับแนวแกนฟัน เพื่อเลียนแบบสภาวะจริงในช่องปาก พบว่าการทำร่องยึดสามารถเพิ่มการยึดติดได้อย่างมีนัยสำคัญแต่ไม่พบความแตกต่างในการยึดติดระหว่างรูปร่างของร่องยึด (56) ในปี 1990 ผู้ทดลองคนเดิมได้ทำการทดลองเพิ่มเติมเกี่ยวกับทิศทางของร่องยึดไม่ว่าจะเป็นในแนวขวาง หรือ แนวตั้ง กับฐานฟันปลอมชนิดบ่มด้วยความร้อนและฐานฟันปลอมชนิดทนต่อแรงกระแทก ทดสอบโดยใช้ shear compression bond strength พบว่าร่องยึดในแนวตั้งมีการยึดติดสูงที่สุด เนื่องจากร่องในแนวตั้งอยู่ใกล้กับแรงมากที่สุด เมื่อแตกแรง แขนของคาน (lever arm) สั้น จึงต้องใช้แรงมากกว่าปกติในการทำให้ซีฟันปลอมหลุด แต่อย่างไรก็ตามพบว่าในกลุ่มที่ทำรูปร่างของร่องยึดในแนวตั้งนั้น ยากที่จะอัดอะคริลิกเข้าไปให้เต็มได้ จึงพบว่ามีฟองอากาศเสมอ แต่ฟองอากาศที่เกิดขึ้นไม่กระทบต่อการยึดติดของซีฟันปลอม ซึ่งขัดแย้งกับ การทดลองของ Valittu et al. ในปี 1995 ที่ศึกษาความแข็งแรงของซีฟันปลอมอะคริลิกที่มีสารเชื่อมขวางกับฐานฟันปลอมอะคริลิกทั้งชนิดบ่มได้เองและบ่มด้วยความร้อน ทำการปรับสภาพผิวด้านประชิดสันเหงือก 3 แบบ คือ ขัดด้วยกระดาษทราย กรอทำร่อง 2 ร่อง และเจาะรู เทียบกับการไม่ปรับสภาพพื้นผิว นำมาทดสอบค่ากำลังดัดขวางแบบแรงกด 3 ตำแหน่ง (three-point bending) พบว่า การ

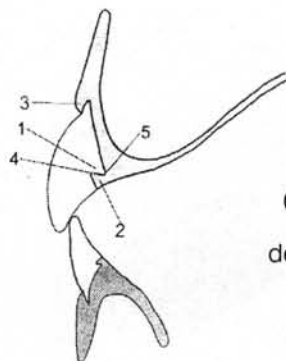
ทำร่อง 2 ร่องให้การยึดอยู่ดีที่สุดในส่วนการเจาะรูให้การยึดแน่นต่ำที่สุด เนื่องจากเกิดความเค้นดัด (bending stress) ในระหว่างที่ใช้แรงกด ในขณะที่การทำร่องยึด 2 ร่อง จะเปลี่ยนแรงกดจากความเค้นดัดเป็นความเค้นเฉือน (shear stress) ซึ่งโดยทั่วไป ผิวสัมผัสระหว่างซีฟันปลอมกับฐานฟันปลอมจะต้านทานการหลุดของซีฟันปลอม จากแรงเค้นเฉือนได้ดีกว่า (10)



รูปที่ 14 แสดงกลไกการแตกหักของซีฟันปลอมออกจากฐานฟันปลอม (A) แสดงถึงการทำร่องลึกที่ผิวฟัน (B) แสดงถึงการทำร่องลึกที่ผิวฟันร่วมกับการเบvel (C) แสดงถึงการทำร่องยึด 2 ร่อง ลูกศรสีดำแสดงทิศทางของแรงกดเคี้ยว ลูกศรสีขาวแสดงถึงทิศทางของแรงที่กระทำ และ ลูกศรเล็กแสดงถึงแรงเฉือนที่เกิดขึ้น

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

นอกจากนี้ยังมีการแนะนำให้ใช้การทำ cingulum ledge lock ที่มีมุมมน โดย Zuckerman (2003) เนื่องจากแนวความคิดเกี่ยวกับแรงที่กระทำต่อฟันปลอมที่เสนาก่อนหน้านี้นี้ ที่พบว่า cingulum ledge lock จะสามารถเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันปลอมและฐานฟันปลอมมากขึ้น โดย cingulum ledge lock ควรจะมีมุมมนเพื่อไม่ให้มีการสะสมความเครียดตามมุม นอกจากนี้รูปร่างของเหงือกปลอมที่ก็มีผลต่อการยึดอยู่ของฟันปลอมเช่นเดียวกัน หากเหงือกปลอมตื้นมากเกินไปหรือบางเกินไป ก็อาจทำให้ซีฟันปลอมหลุดออกจากฐานฟันปลอมได้ง่ายขึ้น (47)



รูปที่ 15 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)

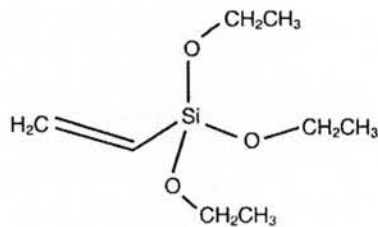
จากการศึกษาที่ผ่านมา มีผู้นำสารเคมีมาใช้เพื่อพัฒนาการยึดติดระหว่างซีฟันทึบและฐานฟันปลอมมากมาย ดังนี้

- a. Monomer ศึกษาโดย Sorensen และ Fjeldstad ในปี 1961 พบว่าทำให้การยึดติดระหว่างซีฟันทึบกับฐานฟันปลอมดีขึ้น เนื่องจากโมโนเมอร์ที่มีปริมาณมากขึ้นกว่าวิธีปกติที่มีเฉพาะในอะคริลิกฐานฟันปลอมระยะอ่อนนุ่ม จะละลายผิวของซีฟันทึบและแทรกซึมเข้าไปด้านในได้มากขึ้น เมื่อเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรซ์ขึ้น โมโนเมอร์ที่แทรกซึมเข้าไปด้านในจะทำหน้าที่เชื่อมระหว่างซีฟันทึบกับฐานฟันปลอม (12) ซึ่งขัดแย้งกับ Spratley (1987) และ Morrow et al. (1978) ที่สรุปว่า การทำโมโนเมอร์บนซีฟันทึบไม่มีผลในการเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันทึบและฐานฟันปลอม (14, 52)
- b. Methylene chloride และ monomeric methyl methacrylate พบว่าการใช้สารละลายนี้ทาที่ผิวของซีฟันทึบก่อนที่จะยึดกับอะคริลิกฐานฟันปลอมชนิดบ่มตัวเอง จะเพิ่มกำลังแรงยึดติดได้มากขึ้นถึงร้อยละ 80 เนื่องจากตัวทำละลายเมทิลคลอไรด์ ช่วยให้โมโนเมอร์ซึมผ่านผิวฟันได้ดีขึ้น (13)
- c. 4-META (4-methacryloxyethyltrimellitate anhydride) พบว่าซีฟันทึบชนิดที่มีสารเชื่อมขวางและได้รับการทาสารละลายนี้ก่อนที่จะยึดกับฐานฟันปลอมอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อน มีระยะของดีเบสิกฟุซชันที่สามารถซึมผ่านรอยต่อระหว่างซีฟันทึบกับฐานฟันปลอมได้น้อยกว่ากลุ่มที่ไม่ได้ทาแสดงถึงการยึดติดที่ดีขึ้นซึ่งอธิบายได้ว่า 4-META ช่วยให้โมโนเมอร์แทรกซึมเข้าไปในฐานฟันปลอมได้ดีขึ้น (3)

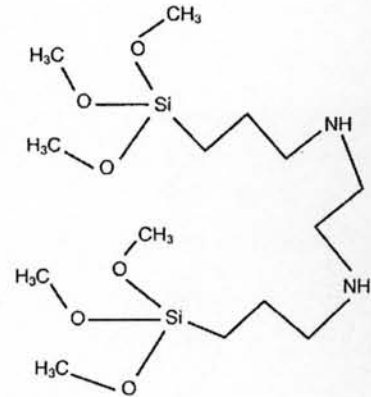
จะเห็นได้ว่าที่ผ่านมา มีการนำเอาสารเคมีหลายชนิดด้วยกันมาใช้ในการเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันทึบและฐานฟันปลอม การทดลองนี้จึงได้นำเอาไซเลนซึ่งมีคุณสมบัติที่สามารถเพิ่มการยึดติดมาใช้ทดสอบเพื่อเป็นแนวทางในการเพิ่มการยึดติดระหว่างซีฟันทึบและฐานฟันปลอมอีกทางหนึ่ง

ไซเลน (silane)

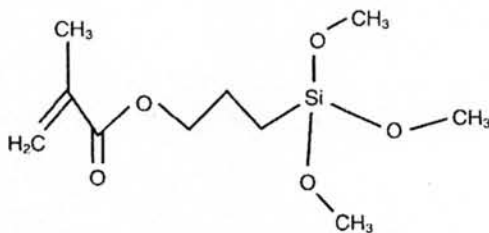
ไซเลนเป็นสารที่ใช้เชื่อมระหว่างสารอินทรีย์และอนินทรีย์เข้าด้วยกัน โดยมีใช้ในวงการอุตสาหกรรมอย่างกว้างขวางมากกว่า 40 ปี ไซเลนเป็นสารประกอบอนินทรีย์ขนาดใหญ่ที่มีซิลิกอน (Si) เป็นส่วนประกอบสามารถแบ่งได้ตามจำนวนของซิลิกอนอะตอมเป็นโมโนฟังก์ชันนอล ไบฟังก์ชันนัล และไตรฟังก์ชันนัล ซึ่งหมายถึงสารละลายไซเลนที่มีซิลิกอน 1, 2 และ 3 อะตอมตามลำดับ ดังรูป



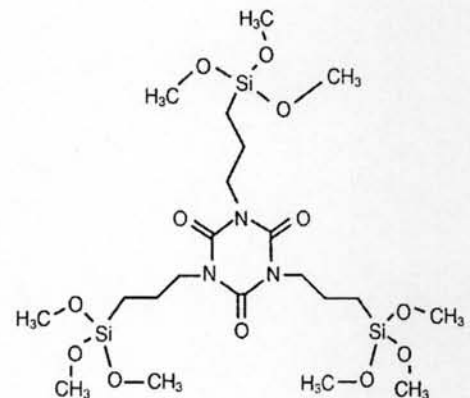
Monofunctional silane, vinyl triethoxysilane



Bisfunctional silane,
bis(3-trimethoxysilyl)propylethylenediamine



3-trimethoxysilylpropyl methacrylate



Trifunctional silane,
tris(3-trimethoxysilylpropyl)isocyanurate

รูปที่ 16 แสดงโครงสร้างโมเลกุลของสารละลายไซเลนชนิดต่างๆ

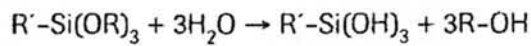
(ที่มา : Matinlinna et al. An introduction to silane and their clinical application in dentistry. Int J Prosth. 2004;17(2):156)

สารละลายไซเลนที่เป็นไบฟังก์ชันนัลประกอบด้วย ส่วนของสารอินทรีย์ที่ทำหน้าที่ (organic functional part) เช่น หมู่ไวนิล ($-\text{CH}=\text{CH}_2$) หมู่อัลลิล ($-\text{CH}_2\text{CH}=\text{CH}_2$) หมู่อะมิโน ($-\text{NH}_2$)

หมู่ไอโซไซยาเนต ($-N=C=O$) ซึ่งหมู่พวกนี้สามารถเกิดปฏิกิริยาโพลีเมอไรซ์กับสารอินทรีย์ได้ อีกส่วนหนึ่งคือ ส่วนที่เกิดปฏิกิริยากับสารอินทรีย์ เป็นหมู่อัลโคซี เช่น เมทอกซี ($-O-CH_3$) เอทอกซี ($-O-CH_2-CH_3$) โดยทั้งสองส่วนจะเกิดเป็นพันธะโคเวเลนต์ นอกจากนี้สารละลายไซเลนชนิดที่ใช้เชื่อมกับโลหะอาจจะประกอบด้วย คลอไรด์ ($-Cl$) ซึ่งสามารถเชื่อมระหว่างสารอินทรีย์กับซิลิกอนได้ด้วยสายโพรพิลีน ($-CH_2CH_2CH_2-$)

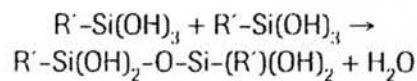
ปฏิกิริยาทางเคมีของซิลเลน

ระยะที่ 1 สารละลายซิลเลนจะถูกไฮโดรไลซ์ (hydrolyzed) เพื่อเป็นการกระตุ้น โดยหมู่อัลโคซิลจะทำปฏิกิริยากับน้ำ กลายเป็นอะซิติกซิลานอลที่ตื่นตัวและได้แอลกอฮอล์อิสระเป็นผลข้างเคียง

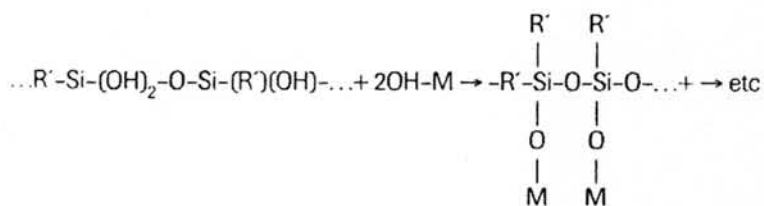


ที่ pH เท่ากับ 4 สารละลายซิลเลนจะเกิดปฏิกิริยาควบแน่นได้ค่อนข้างน้อย ทำให้สารละลายซิลเลนมีความคงตัว (stability) สูงมากแต่ปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสจะขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของสารละลายซิลเลน อุณหภูมิและความเป็นกรด-ด่าง (17) Arksornnukit et al. (2004) ได้ศึกษาว่าอุณหภูมิ 50 และ 80 องศาเซลเซียสจะช่วยเพิ่มปฏิกิริยาไฮลาไนซ์เซชันได้ ในขณะที่อุณหภูมิ 110 องศาเซลเซียสและค่าความเป็นกรด-ด่างไม่มีนัยสำคัญเท่าใดนัก (57) ส่วนเวลาที่เหมาะสมในการเกิดปฏิกิริยาจะอยู่ระหว่าง 0.5-2 ชั่วโมง (58)

ระยะที่ 2 ในระยะการควบแน่น (condensation) โมเลกุลของซิลเลนจะทำปฏิกิริยากันเอง เกิดเป็นไดเมอร์ ดังสมการด้านล่าง



การเกิดปฏิกิริยาจะเป็นไปอย่างต่อเนื่อง จนกลายเป็นซิลเลนโอลิโกเมอร์สร้างเป็นสายไฮโดรฟอบิกไซลออกเซนบอนด์ (-Si-O-Si) และทำปฏิกิริยากับสารอนินทรีย์ เช่น ซิลิกา ออกไซด์ของโลหะที่มีหมู่ไฮดรอกซิล (-OH) เกิดเป็นพันธะของ -Si-O-M- (M คือโลหะ) โดยผิวของโลหะจะมีพลังงานพื้นผิวค่อนข้างสูง เมื่อสัมผัสกับอากาศจะเกิดออกไซด์ขึ้น และจะมีหมู่ไฮดรอกซิลมาเคลือบทับ ซึ่งหมู่ไฮดรอกซิลนี้สามารถทำปฏิกิริยากับหมู่ซิลานอลได้ ดังสมการ



ทฤษฎีปัจจุบันคิดว่า พันธะ -Si-O-M- และ -Si-O-Si- ที่เกิดขึ้นบนผิวของโลหะจะปรากฏในรูปของแผ่นฟิล์มโพลีไซลออกเซน (hydrophobic and branch polysiloxane) ที่ประกอบด้วย โอลิโกเมอร์ของพันธะไฮโดรเจนอิสระและโมเลกุลของน้ำ

ความหนาของชั้นซิลเลนขึ้นกับความเข้มข้นของสารละลายซิลเลน ในทางทฤษฎีความหนาควรจะเป็นชั้นเดียว แต่ในความเป็นจริงชั้นนี้มีความหนาประมาณ 50 ถึง 100 ไมครอน และมีการ

เรียงโมเลกุลแบบไม่เป็นระเบียบ (59) นอกจากนี้ยังมีอีกหลายปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการยึดติดของซิลเลนกับโลหะ เช่น ชนิดออกไซด์ของโลหะ คุณสมบัติทางเคมีของพันธะออกไซด์ และการละลายตัวของออกไซด์ในน้ำ

จากการศึกษาพบว่า รอยต่อของซิลเลนและโพลีเมอร์ (polymer-silane interface) ในไบฟังก์ชันนัลซิลเลนมีความคงตัวมากที่สุดเมื่อเทียบกับกลุ่มอื่นๆ และการสร้างแผ่นฟิล์มซิลลอกเซนที่มีความแข็ง (rigidity) จะช่วยเพิ่มการยึดติด (60) แต่อย่างไรก็ตามหากโครงสร้างของซิลลอกเซนเป็น 3 มิติมากเกินไปก็อาจทำให้เสียความสามารถในการยึดติดได้ ดังนั้นโครงสร้างของหมู่ organofunctional ควรจะยึดหยุ่นได้โดยเฉพาะบริเวณขอบเพื่อเพิ่มการยึดติด (61)

การศึกษาซิลเลนในทางทันตกรรม

ซิลเลนเริ่มใช้ในวงการทันตแพทย์หลังจากที่มีการผลิตเรซิน Bis-GMA โดยซิลเลนที่ใช้ในระยะแรกเป็นชนิด vinyltrimethoxysilane ตั้งแต่นั้นเป็นต้นมาก็ได้มีการใช้ซิลเลนอย่างแพร่หลายในวงการทันตกรรม ไม่ว่าจะเป็นการผลิตวัสดุอุดสีเหมือนฟัน การใช้กับพอร์ซเลน การใช้กับเครื่องมือจัดฟัน (orthodontic bracket)

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

การนำไซเลนมาใช้กับวัสดุทันตกรรม

การสร้างวัสดุเซรามิกและการซ่อมแซม

ในระยะแรกการยึดระหว่างโลหะทองและพอร์ซเลนขึ้นอยู่กับความขรุขระของผิวสัมผัสและอุณหภูมิขณะทำงาน จนในระยะต่อมาจึงมีการนำไซเลนมาใช้ ซึ่งมีการศึกษาแล้วว่า การใช้ไซเลนในการผลิตวัสดุโลหะกระเบื้องเคลือบได้ผลเป็นที่น่าพอใจ ในการเพิ่มความแข็งแรงและคุณภาพของการยึด (62) แต่อย่างไรก็ตามพันธะไซลอกเซนที่เกิดขึ้นค่อนข้างไวต่อความชื้นระหว่างเรซินและเซรามิกเมทริกซ์ (63) นอกจากนี้เมื่อวัสดุคอมโพสิตมีการดูดน้ำจะทำให้ไซเลนเกิดการย่อยสลายในน้ำและเกิดการแตกตัว การแช่ชิ้นงานในน้ำและการทำ thermo cycling มีผลทำลายพันธะระหว่างไซเลนและเซรามิกเช่นกัน ดังนั้นในสภาวะที่มีความชื้นผิวหน้าของไซลาไนซ์ (silanized interface) จึงไม่เสถียร และมีการทำลายพันธะไซเลนได้ ถ้าหากเกิดในเรซินจะทำให้เกิดแรงเค้นและการแตกรานได้ จึงควรตระหนักว่าในสภาวะที่มีความชื้นจะส่งผลกระทบต่อไซเลนที่มีขายในท้องตลาดซึ่งเป็นชนิด prehydrolyzed โดยจะกระตุ้นให้เกิดการควบแน่นและนำไปสู่การโพลีเมอร์ไรซ์ไซลอกเซน ส่งผลให้ไม่สามารถช่วยเพิ่มการยึดติดได้ ในกรณีนี้จะเห็นไซเลนมีลักษณะขุ่นขาว คล้ายน้ำมัน

ไซเลนกับวัสดุอุดฟัน

การใช้ไซเลนในวัสดุอุดฟันระยะแรกก็เป็น vinylsilane เช่นเดียวกัน โดยใช้เป็นสารช่วยเพิ่มความแข็งแรงของเรซิน (64) หากใช้กับวัสดุอุดแทรก (filler particle) จะทำให้วัสดุอุดแทรกมีการกระจายตัวดีขึ้น และทำให้มีความหนืดระหว่างวัสดุอุดแทรกกับเรซินน้อยลง จึงเป็นการเพิ่มคุณสมบัติทางกายภาพของคอมโพสิต (58) ซึ่งสอดคล้องกับ Arksornnukit et al. ในปี 2004 ที่พบว่า การใช้ไซเลนกับวัสดุอุดแทรกมีผลให้กำลังดัดขวาง (flexural strength) ของคอมโพสิตมากขึ้น และสามารถทนต่อการสลายในน้ำร้อนได้ดีขึ้น (65)

จากที่ผ่านมา ได้มีการศึกษาไซเลนหลายชนิดที่นำมาใช้กับ Bis-GMA monomer matrix สามารถสรุปได้โดยประมาณว่า ไซเลนที่จะให้ประสิทธิภาพสูงสุดในการยึดติดควรมีคุณสมบัติ ดังนี้

- 1) มีสายโครงสร้างหลัก (back bone body) ค่อนข้างสั้น
- 2) หมู่ออกแกโนฟังก์ชันนัล ควรเป็นหมู่เมทาคริลิก และ หมู่ที่จะเกิดไฮโดรไลซ์ ควรเป็นหมู่เมทอกซี
- 3) ไซเลนควรเตรียมจากเอทานอล (66)

ไซเลนกับเส้นใยแก้ว

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

แต่อย่างไรก็ตาม การใช้ MPS กับเส้นใยแก้วก็สามารถเหนียวนำไปเกิดปฏิกิริยาเคมีกับเมทิลเมทาคริเลตได้ (67) จากการศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราดพบว่าการปรับเส้นใยแก้วด้วยไซเลน (silanization) จะช่วยเพิ่มการยึดติดระหว่างเส้นใยและหมู่อินทรีย์ของอะคริลิกเรซินในวัสดุทำฐานฟันปลอมได้ (68) ทำให้เป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน

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

นอกจากไซเลนจะสามารถยึดกับวัสดุต่างๆตามที่ได้กล่าวมาข้างต้นแล้ว ยังสามารถใช้ยึดวัสดุคอมโพสิตกับเซรามิกหรือโลหะได้อีกด้วย โดยเมื่อเปรียบเทียบไซเลน 3 ชนิดที่มีขายในท้องตลาด ไซเลนที่มีกลุ่มซิลานอลจะทำให้เกิดการจัดเรียงโมเลกุลของโลหะผสมนิกเกิล-โครเมียมใหม่ ทำให้มีกลุ่มที่สามารถทำปฏิกิริยากับกลุ่มซิลานอลได้มากขึ้น เมื่อเทียบกับโลหะกลุ่มอื่น เช่น โลหะพัลลาเดียม โลหะผสมทอง-พัลลาเดียม (69) นอกจากนี้ยังสามารถใช้ยึดโพลีเมอร์พวกเมทาคริเลตกับโลหะไททาเนียมได้ แต่การแช่นานๆก็ส่งผลให้กำลังแรงยึดต่ำลงได้เช่นกัน (70)

เพื่อให้การใช้ไซเลนในพอร์ซเลนหรือโลหะได้ผลดีมากขึ้น จึงมีการแนะนำให้ใช้ควบคู่กับ Rocatec system (3M/ESPE, GmbH & Co., Seefeld/Oberbay, Germany) ซึ่งเป็นผงขัดซิลิกอนไดออกไซด์ (SiO_2) เพื่อเพิ่มความหยาบให้พื้นผิว และเพิ่มส่วนของซิลิกานบนผิวของสารตั้งต้น (substrate) เพื่อช่วยในการยึดติดระหว่างคอมโพสิตและโลหะผสมดีซัน เรียกว่าวิธีการนี้ว่า วิธีไตรโบเคมีคอล (tribochemical method) (71) หรือการใช้ Silicoater MD (Heraeus Kulzer, Germany) เพื่อสร้างชั้นของ pyrochemical silica layer บนผิวของสารตั้งต้น นิยมใช้กับโลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม (Co-Cr alloy) นอกจากนี้ยังมีการใช้ Cojet Sand เพื่อช่วยในการเพิ่มความขรุขระนิยมใช้ในโลหะมีค่าก่อนทำการไซลาไนซ์ พบว่าช่วยเพิ่มการยึดติดโลหะมีค่ากับเรซินคอมโพสิต (72) และการยึดติดระหว่างไททาเนียมและPMMA ได้ดีขึ้น (73)

ไซเลนกับวัสดุทำฐานฟันปลอม

ในทางการทันตกรรมประดิษฐ์ ได้มีการนำไซเลนมาใช้อย่างแพร่หลายเช่นกัน ไม่ว่าจะเป็นการนำมาใช้ยึดระหว่างซีฟันพอร์ซเลนและฐานฟันปลอมอะคริลิก โดยพบว่าซีฟันพอร์ซเลนที่ปรับสภาพผิวด้วย MPS สามารถเพิ่มการยึดติดกับฐานฟันปลอมได้ (15) หรือใช้ในการซ่อมแซมครอบ

ฟันที่มีส่วนประกอบของกระเบื้องในช่องปาก หลังจากนั้นจึงมีผู้นำไซเลนมาใช้ในงานด้านอื่นอีกมากมาย เช่น การนำมาผสมในอะคริลิกที่ใช้ทำฐานฟันปลอมชนิดบ่มด้วยความร้อน เพื่อให้ฐานฟันปลอมนั้นสามารถยึดกับซีฟันพอร์ซเลนและโครงโลหะโคบอลท์-โครเมียมได้ จากการศึกษาของ Kanie et al. ในปี 2004 ที่พบว่าฐานฟันปลอมที่ผสมไซเลน MPS 0-6 mol % จะไม่เปลี่ยนแปลงค่ากำลังดัดขวางเมื่อเทียบกับอะคริลิกชนิดบ่มด้วยความร้อนแบบปกติและจากการทดสอบการยึดกับซีฟันพอร์ซเลนพบว่าจะได้ผลค่อนข้างดีที่ความเข้มข้น 2-15 mol% ของ MPS ในขณะที่การยึดกับโลหะโคบอลท์-โครเมียมได้ผลไม่ดีนัก (74) ซึ่งขัดแย้งกับ Marchack et al. ในปี 1995 ที่กล่าวว่า การปรับสภาพผิวด้วยไซเลนจะได้ผลไม่ดี เมื่อใช้กับอะคริลิกที่บ่มด้วยความร้อน เนื่องจากไซเลนมีการทำปฏิกิริยาที่ช้าและไม่คงตัวดังนั้นการแช่พลาสติกในการต้มตามปกติอาจทำให้ไซเลนเกิดการสลายตัวจากน้ำได้ก่อนที่จะเกิดปฏิกิริยาเนื่องจากน้ำที่ซึมเข้าไป และโดยปกติแล้วโพลีเมทิลเมทาคริเลตจะดูดน้ำได้มากกว่า Bis-GMA ซึ่งเป็นสารเชื่อมขวาง (75) นอกจากนี้ยังมีการใช้ไซเลนเคลือบบนผิวของฟันปลอมเพื่อลดการติดสีเมื่อใช้เป็นเวลานานอีกด้วย (76)

การทดสอบการยึดติดระหว่างฐานฟันปลอมและซีฟันปลอมพลาสติก

จากที่ผ่านมาหลายวิธีในการทดสอบการยึดติดระหว่างฐานฟันปลอมอะคริลิกและฟันพลาสติกดังเช่นตัวอย่างต่อไปนี้

1. The American National Standards/American Dental Association Specification number 15 (ADA 15) ใช้ครั้งแรกในปี 1956 และทบทวนใหม่อีกครั้งในปี 1985
 - a. ฟันที่ใช้ทดสอบต้องมีเส้นผ่าศูนย์กลางมากกว่า 15 มิลลิเมตร
 - b. ใส่ฟันตรงกลางล้อมด้วยเรซินที่ยังไม่ผ่านการบ่มตัวโดยทำเป็นรูปทรงกระบอกและนำไปบ่ม
 - c. นำชิ้นงานที่บ่มแล้ว ไปกรอตัดแต่งให้มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 6.35 มิลลิเมตร
 - d. ทดสอบแรงดึง 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. วางฟันหน้าที่กรอแล้ว บนเรซินที่อยู่ในแบบหล่อโลหะที่ลอกเลียนจากฟันปลอม
 - b. ทดสอบค่าการยึดติดโดยใช้การเฉือนหรือดึง
 - c. ไม่กำหนดอัตราการให้แรง
 - d. การยึดติดที่ผ่านการทดสอบ คือชิ้นงานแตกในซีฟันปลอมและมีบางส่วนของของฐานฟันปลอมติดอยู่กับซีฟัน
 - e. ไม่กำหนดผลลัพธ์เชิงปริมาณ
4. The British Standard Specification number 3990 (1980) , BS 3990
 - a. วิธีการทดลองใช้ตาม ISO3336 มีความแตกต่างที่การรายงานผลการทดลอง
5. 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 มิลลิเมตรต่ออนาที ตรงกึ่งกลาง โดยมีระยะทางระหว่างจุดที่ 1 และ 3 เท่ากับ 12 มิลลิเมตร
- e. ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้ คือ 70 N/mm^2

6. The Japanese Standard on Acrylic Resin Teeth , JIST6506 (1989)

- a. ใช้ฟันตัดซี่กลาง วางบนอะคริลิก เรซิน
- b. ชิ้นงานมีขนาด $8 \times 10 \times 20$ มิลลิเมตร ทำมุมสอบเข้า 45° ตามยาวของด้านที่ถูกยึดกับด้านประชิดสันเหงือกของซีฟันปลอม
- c. ให้แรง tensile ที่ตำแหน่งปลายฟัน
- d. ใช้ cross head speed 0.5 มิลลิเมตรต่ออนาที
- e. ค่ากำลังแรงยึดที่ยอมรับได้ คือ 110 N สำหรับฟันบน และ 60 N สำหรับฟันล่าง
- f. ทดสอบ 10 ครั้ง หากค่าที่ได้ต่างกันเกินร้อยละ 15 ของการทดสอบทั้งหมด ให้ปฏิเสธค่านั้น หากผลที่ยอมรับได้น้อยกว่า 5 ให้ทำการทดลองใหม่

แต่อย่างไรก็ตาม การวัดค่าการยึดติดระหว่างฐานฟันปลอมอะคริลิกและซีฟันปลอมพลาสติกตามวิธีข้างต้นยังไม่ดีนักเนื่องจาก

1. พื้นที่ตั้งขวางของชิ้นงานมีขนาดใหญ่กว่าหรือเท่ากับพื้นที่ตั้งขวางบริเวณที่ทำการยึดติด ดังนั้นจึงไม่เหมาะสมที่จะใช้ในการทดสอบจุดบกพร่องที่เกิดขึ้นในการยึดติด
2. การทดสอบแบบแรงยึดเฉือนอาจทำให้ค่าที่ได้ผิดพลาดเนื่องจากหัวกดที่เป็นใบมีดทำให้เกิดความเครียดที่ไม่สม่ำเสมอในชิ้นงานและการเกิดรอยร้าวจะกระจายไปที่ตัววัสดุที่ใช้ยึดมากกว่าบริเวณรอยต่อจึงพบเสมอว่าชิ้นงานที่ทดสอบด้วยวิธีนี้จะแตกที่บริเวณวัสดุมากกว่าบริเวณรอยต่อ ดังนั้นหากจะทดสอบการยึดติดบริเวณผิวหน้าของวัสดุ 2 ส่วนแรงที่เกิดขึ้นควรจะสม่ำเสมอบริเวณรอยต่อนั้นๆ (77)

เพื่อแก้ไขข้อบกพร่องของวิธีการทดลองข้างต้น ในปี 1998 Nakabayashi et al. จึงแนะนำให้เตรียมชิ้นงานเป็นรูปดัมเบลล์ในการทดสอบการยึดติดในเค้นที่นเป็นครั้งแรก ดังนั้นในการศึกษานี้จึงได้ประยุกต์วิธีการเตรียมชิ้นงานแบบมินิ ดัมเบลล์ของ Nakabayashi มาเพื่อใช้ในการทดสอบครั้งนี้ด้วย