

## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### ส่วนประกอบของเนื้อฟัน

การศึกษาโครงสร้าง ส่วนประกอบและคุณสมบัติของเนื้อฟัน (dentin) เป็นสิ่งที่สำคัญ เนื่องจากเนื้อฟันเป็นส่วนประกอบหลักของโครงสร้างฟัน เนื้อฟันเป็นเนื้อเยื่อแข็งที่มีชีวิตซึ่งประกอบด้วยเซลล์พิเศษที่ทำหน้าที่เฉพาะ คือ โอดอนโตบลาสต์ (odontoblast) และสารระหว่างเซลล์ (intercellular substance) โดยโอดอนโตบลาสต์จะยื่นเข้าไปในท่อเนื้อฟัน (dentinal tubule) พบท่อเนื้อฟันตลอดความหนาของเนื้อฟัน ครอบคลุมพื้นที่ประมาณ 10 เปอร์เซ็นต์ของเนื้อฟันทั้งหมด (Garberoglio และ Brannstrom, 1976) ซึ่งท่อเนื้อฟันที่ทอดจากด้านใกล้โพรงประสาทฟันไปตั้งฉากกับบริเวณรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเนื้อฟัน จะมีลักษณะโค้งเป็นรูปตัวเอส (s) ในบริเวณตัวฟันและมีลักษณะเป็นเส้นตรงในบริเวณรากฟัน แต่ละท่อเนื้อฟันมีเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยประมาณ 2.5 ไมครอน โดยบริเวณใกล้โพรงประสาทฟันจะมีขนาดใหญ่ประมาณ 3 ไมครอน (Pashley และ Lazzari, 1983) และค่อยๆ เล็กลงจนมีขนาด 0.9 - 1 ไมครอนในบริเวณรอยต่อระหว่างเคลือบฟันและเนื้อฟัน (Klyvert, 1991)

ส่วนประกอบหลักของเนื้อฟันประกอบด้วยอินทรีย์สาร 50 เปอร์เซ็นต์ อินทรีย์สาร 30 เปอร์เซ็นต์ และน้ำ 20 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร (Marshall และคณะ, 1997) โดยอินทรีย์สารคือ ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทท์ (hydroxyapatite) เป็นส่วนที่ทำให้เนื้อฟันมีความแข็งมากกว่ากระดูก โดยผลึกมีลักษณะแบน ยาวประมาณ 0.1 ไมครอน การเรียงตัวของผลึกค่อนข้างขนานกับเส้นใยคอลลาเจน อินทรีย์สารส่วนใหญ่ ประมาณ 90 เปอร์เซ็นต์หรือมากกว่า คือ เส้นใยคอลลาเจน (collagen fibrils) ที่เหลือประมาณ 10 เปอร์เซ็นต์หรือน้อยกว่า คือ ส่วนผสมของโปรตีนที่ไม่ใช่คอลลาเจน (noncollagenous protein) ไกลโคโปรตีน (glycoproteins) ฟอสโฟโปรตีน (phosphoproteins) และโปรทีโอไกลแคน (proteoglycan) (Roth และ Clames, 2000)

เส้นใยคอลลาเจนแต่ละเส้นมีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 0.05 - 0.2 ไมครอน หรือ 50 - 200 นาโนเมตร มีแถบไขว้ (cross band) ห่างกันประมาณ 640 อังสตรอม (angstrom) รวมตัวกันเป็นมัด และมีช่องว่างระหว่างเส้นใยคอลลาเจนในเนื้อฟันระหว่างท่อ (intertubular dentin) ห่างกันประมาณ 15 - 20 นาโนเมตร เป็นที่อยู่ของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทท์ (Van Meerbeek และคณะ, 1993 ; Watanabe และคณะ, 1994) การเรียงตัวของเส้นใยคอลลาเจนจะทอดตัวในทิศทางตั้งฉากกับท่อเนื้อฟันโดยเป็นร่างแหรอบท่อเนื้อฟัน เมื่อเกิดการสะสมแร่ธาตุ เส้นใยคอลลา-

เจนจะถูกหุ้มด้วยผลึกไฮดรอกซีอะปาไทท์ โดยเนื้อฟันรอบท่อ (peritubular dentin) จะมีการสะสมแร่ธาตุมากกว่าเนื้อฟันระหว่างท่อ แต่มีปริมาณเส้นใยคอลลาเจนน้อยกว่า (Roth และ Clames, 2000)

ส่วนประกอบของเนื้อฟันแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับตำแหน่งของซี่ฟัน ในฟันซี่เดียวกันก็แตกต่างกันไปตามตำแหน่งในตัวฟัน และความลึกของเนื้อฟัน (Panighi และ G'Sell, 1993) พบว่าเนื้อฟันบริเวณใกล้โพรงประสาทฟัน (deep dentin) มีท่อเนื้อฟันขนาดใหญ่และปริมาณน้ำมากกว่า เนื้อฟันบริเวณใกล้เคลือบฟัน (superficial dentin) (Nakabayashi และ Pashley, 1998) ส่งผลต่อค่าความทนแรงดึงยึดกับเรซินที่แตกต่างกัน จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า เนื้อฟันบริเวณใกล้โพรงประสาทฟันมีค่าความทนแรงดึงยึดกับเรซิน น้อยกว่าเนื้อฟันบริเวณใกล้เคลือบฟัน (Causton, 1984 ; Stanford และคณะ, 1985 ; Mitchem และ Gronas, 1986 ; Tao และ Pashley, 1988 ; Tagami และคณะ, 1990) ดังนั้นระบบสารยึดติดที่ดีควรให้ค่าความทนแรงดึงยึดที่ดีกับทุกๆ ตำแหน่งและความลึกของเนื้อฟัน

### หลักการไฮบริดไธเซชัน (Hybridization)

- ประวัติความเป็นมา

Buonocore (1955) เป็นผู้เสนอให้เริ่มใช้กรดฟอสฟอริก (phosphoric acid) ปรับสภาพผิวเคลือบฟัน (enamel) ก่อนการยึดกับวัสดุเรซิน พบว่าสามารถทำให้เกิดการยึดของเรซินอะคริลิกกับเคลือบฟันได้ดี เนื่องจากเกิดการยึดติดทางกลระดับจุลภาค แต่ยังไม่ยึดกับเนื้อฟัน (Buonocore และคณะ, 1956) ระบบการยึดติดกับเนื้อฟันในระยะเริ่มแรกนั้น พบว่าค่าความทนแรงดึงยึดต่ำมาก ประมาณ 3-5 เมกกะปาสคาล (Nakamichi และคณะ, 1983) สาเหตุเนื่องมาจากโมโนเมอร์ไม่สามารถแทรกผ่านชั้นสเมียร์ (smear layer) เข้าไปยึดกับเนื้อฟันข้างใต้ (Tao และคณะ, 1988) ค่าที่ได้จึงเป็นค่าความทนแรงดึงยึดภายในชั้นสเมียร์เอง เนื่องจากในขณะนั้นยังขาดความรู้เกี่ยวกับโครงสร้างของเนื้อฟัน และกลไกการยึดติด รวมทั้งยังไม่มีระบบสารยึดติดที่ดี (Nakabayashi และ Pashley, 1998)

การเชื่อมของวัสดุบูรณะชนิดเรซินกับฟันในระยะแรกเชื่อว่าเกิดจากพันธะทางเคมี (Bowen, 1965 ; Fusayama และคณะ, 1979 ; Asmussen และ Munksgaard, 1985) ซึ่งมีทั้งเกิดจากพันธะระหว่างเรซินกับส่วนประกอบอินทรีย์สารในฟัน และพันธะระหว่างเรซินกับส่วนประกอบอินทรีย์สารในฟัน เช่น การศึกษาของ Bowen (1965) พบว่า การใช้โมโนเมอร์ที่จับกับแคลเซียมได้ สามารถทำให้เกิดการยึดติดระหว่างเรซินกับเคลือบฟันได้ดี และการศึกษาของ

Asmussen และ Munksgaard (1985) พบว่า การใช้กลูตารัลดีไฮด์ (glutaraldehyde) 5 เปอร์เซ็นต์ ร่วมกับไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลต (hydroxyethyl methacrylate) หรือ ฮีมา (HEMA) 35 เปอร์เซ็นต์ สามารถทำให้เกิดการยึดติดระหว่างเรซินกับเนื้อฟันได้ดี เนื่องจากเกิดพันธะทางเคมีระหว่างกลูตารัลดีไฮด์ ฮีมา และเส้นใยคอลลาเจน

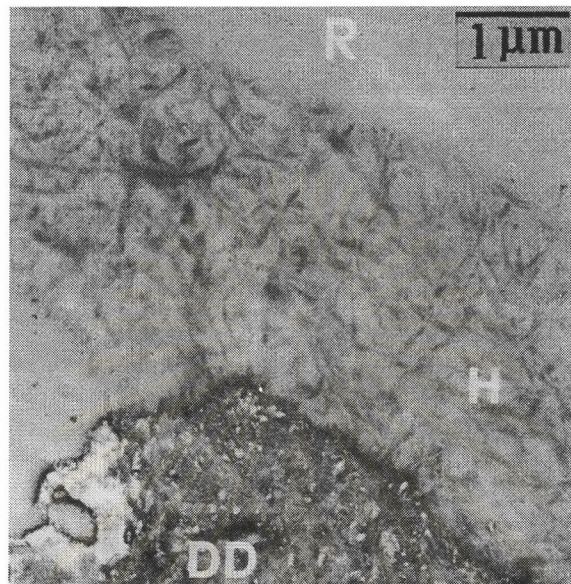
แต่มีการศึกษาที่ด้านความเชื่อดังกล่าว โดยพบว่า การใช้โมเลกุลที่มีโครงสร้างทั้งกลุ่มไฮดรอกซิล และกลุ่มอะโรมาติก (hydroxyl and aromatic group) คือ ไฮดรอกซี ฟีนอกซี โพรพิล เมทาคริเลต (2-hydroxy-3-phenoxy-propyl methacrylate) หรือ เอชพีพีเอ็ม (HPPM) และ ไฮดรอกซี แนพทอซี โพรพิล เมทาคริเลต (2-hydroxy-3-2-naphthoxypropyl methacrylate) หรือ เอชเอ็นพีเอ็ม (HNPM) ซึ่งไม่สามารถจับกับแคลเซียมได้ ก็ยังสามารถยึดติดกับเคลือบฟันได้ดี (Nakabayashi และ Masuhara, 1980) และการศึกษาของ Chigira และคณะ (1989) ทดสอบพบว่า การใช้ไพรเมอร์ที่มีเฉพาะฮีมา 35 เปอร์เซ็นต์โดยไม่มีกลูตารัลดีไฮด์ ก็สามารถยึดติดกับเนื้อฟันได้ดีเช่นกัน แสดงว่าค่าความทนแรงดึงยึดที่ได้ไม่ขึ้นกับการเกิดพันธะทางเคมี

ในปัจจุบันนี้เชื่อว่าการยึดติดระหว่างเรซินกับเนื้อฟันเกิดจากพันธะทางกัณฑ์จุลภาค โดยกลไกการแทรกซึมของโมโนเมอร์เข้าไปในช่องว่างระหว่างร่างแหคอลลาเจนในเนื้อฟันที่ถูกปรับสภาพด้วยกรด เมื่อผ่านกระบวนการพอลิเมอร์ไรเซชัน (polymerization) เกิดเป็นชั้นเชื่อมต่อนี้เรียกว่า ชั้นไฮบริด หรือไฮบริดซ์เดนทีน (Nakabayashi, 1982 ; Kiyomura, 1987)

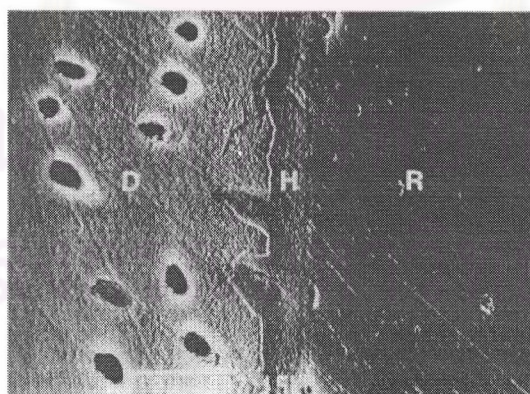
#### ● กลไกการเกิด

วิธีการเชื่อมวัสดุเรซินกับเนื้อฟันในปัจจุบันเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปว่า อาศัยหลักการไฮบริดไคเซชัน ซึ่งรายงานโดย Nakabayashi ตั้งแต่ปี 1982 (Nakabayashi, 1982) กลไกการเกิดเริ่มจากปรับสภาพเนื้อฟันโดยใช้กรดเพื่อละลายส่วนประกอบอนินทรีย์สารที่ห่อหุ้มเส้นใยคอลลาเจน เกิดเป็นดีมินเนอรัลไรซ์เดนทีน ที่มีช่องว่างเล็กๆ ระหว่างเส้นใยคอลลาเจน จากนั้นใช้โมโนเมอร์ที่มีโครงสร้างโมเลกุลประกอบด้วยกลุ่มที่ไม่ชอบน้ำ (hydrophobic group) ซึ่งเข้ากันได้กับเรซิน และกลุ่มที่ชอบน้ำ (hydrophilic group) ให้แทรกซึมเข้าไปแทนที่ช่องว่าง ซึ่งเคยเป็นที่อยู่ของอนินทรีย์สารและภายในท่อเนื้อฟัน ภายหลังการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของโมโนเมอร์ จะเกิดเป็นชั้นเรซินที่ห่อหุ้มเส้นใยคอลลาเจน (Wang และ Nakabayashi, 1991; Nakabayashi และ Takarada, 1992 ; Van Meerbeek B และคณะ, 1993 ; Arao และ Nakabayashi, 1997 ; Nakabayashi และ Pashley, 1998) ซึ่งสามารถมองเห็นได้ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องผ่าน (transmission electron microscope) ดังรูปที่ 1 (Nakabayashi และคณะ, 1992) เรียกชั้นนี้ว่า ไฮบริดไคเซชัน หรือ ชั้นไฮบริด ดังรูปที่ 2 (Nakabayashi และคณะ, 1982 ; Wang

และ Nakabayashi, 1991 ; Nakabayashi, 1992 ; Nakabayashi และ Takarada, 1992 ; Arao และ Nakabayashi, 1997 ; Nakabayashi และ Pashley, 1998) และเกิดเป็นเรซินแทก (resin tag) แทกรอกอยู่ในท่อเนื้อฟันด้วย



รูปที่ 1 ภาพถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องผ่าน แสดงชั้นไฮบริด (H) ภายหลังย้อมสีด้วยกรดซิลิโคตังสติกและยูรานิลอะซีเตต (Silicotungstic acid/ uranylacetate) (R=เรซิน, DD=ดีมินเนอรัลไรซ์เดนทีน)  
(จาก Nakabayashi และคณะ, 1992)

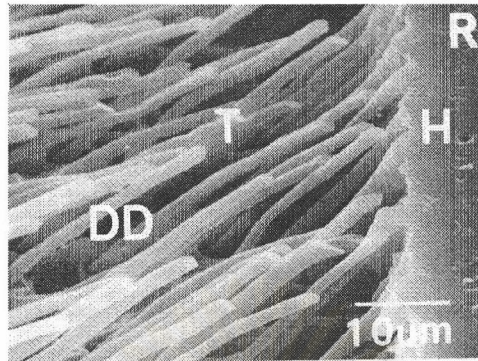


รูปที่ 2 ภาพถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด แสดงชั้นไฮบริด (H) (R= เรซิน, D= เนื้อฟัน)  
(จาก Nakabayashi และ Pashley, 1998)

ในกรณีที่โมโนเมอร์ไม่สามารถแทรกซึมผ่านชั้นของดีมินเนอรัลไรซ์เดนตินทั้งหมด ยังคงเหลือดีมินเนอรัลไรซ์เดนตินบางส่วนซึ่งเป็นชั้นของคอลลาเจนที่สูญเสียไฮดรอกซีอะปาไทท์และไม่มีเรซินห่อหุ้ม (uninfiltrated demineralized dentin, non-resin-impregnated demineralized dentin, hybrid-like layer (Nakabayashi และ Takarada , 1992) , hybridoid region (Tay และ คณะ, 1996a), remaining demineralized dentin (Kato และ Nakabayashi, 1998)) ซึ่งเห็นได้จากการตรวจทางกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope) (Wang และ Nakabayashi, 1991 ; Nakabayashi และ Takarada, 1992 ; Inokoshi และคณะ, 1993 ; Tilley และคณะ, 1994 ; Gwinnett , 1994 ; Kato และ Nakabayashi, 1996) ส่งผลให้ค่าความทนแรงดึงยี่ดต่ำ เนื่องจากการแตกหักเกิดขึ้นในชั้นนี้ ซึ่งเป็นชั้นที่มีความอ่อนแอที่สุด (Walshaw และ McComb, 1995 ; Kato และ Nakabayashi, 1998) และเนื่องจากเส้นใยคอลลาเจนไม่ได้ถูกห่อหุ้มด้วยเรซิน จึงถูกสลายด้วยน้ำ (hydrolysis) เหมือนโปรตีนปกติทั่วไป (Kiyomura, 1987) โดยพบว่า ค่าความทนแรงดึงยี่ดภายหลังการแช่น้ำเป็นเวลา 6 เดือนของชิ้นตัวอย่างที่มีชั้นคอลลาเจนที่ไม่ถูกห่อหุ้มด้วยเรซิน มีค่าต่ำมาก (Kato และ Nakabayashi, 1998)

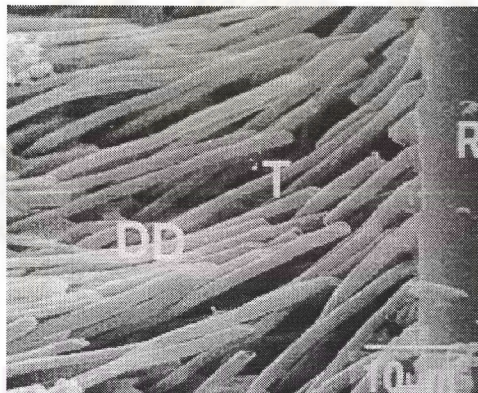
- **ลักษณะและคุณสมบัติ**

การเกิดชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์มีข้อดีหลายประการ มีการศึกษาพบว่า ค่าความทนแรงดึงยี่ดระหว่างเรซินกับเนื้อฟันมีค่าสูง และมีความคงทนในการยึดติด (Arao และ Nakabayashi, 1997 ; Nakabayashi และคณะ, 1998) รวมทั้งมีความทนต่อกรดไฮโดรคลอริก (hydrochloric acid) และสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรท์ (sodium hypochlorite solution) (Nakabayashi และ Takarada, 1992) ดังรูปที่ 3 นั้นแสดงว่า ชั้นไฮบริดสามารถป้องกันการรั่วตามขอบวัสดุ (microleakage) (Nakabayashi และคณะ, 1991 ; Tay และคณะ, 1995) และการผุ ซึ่งกลไกการผุเกิดจากแบคทีเรียที่ก่อโรคฟันผุ สร้างกรดละลายผลึกไฮดรอกซีอะปาไทท์ เกิดเป็นดีมินเนอรัลไรซ์เดนติน จากนั้นมีการสลายตัวของดีมินเนอรัลไรซ์เดนติน ทำให้สูญเสียเนื้อฟันและเกิดพยาธิสภาพของโพรงประสาทฟันในที่สุด (Brannstrom และ Nordenvall, 1978) ในขณะที่ชั้นไฮบริดที่ไม่สมบูรณ์ไม่สามารถทนต่อกรดและสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรท์ดังกล่าวได้ คงเหลือแต่เรซินแทรก ซึ่งโมโนเมอร์สามารถแทรกซึมเข้าไปเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันในเนื้อฟันเท่านั้น (Nakabayashi และ Takarada, 1992) ดังรูปที่ 4



รูปที่ 3 ภาพถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์ (H) ภายหลังจากแช่กรดไฮโดรคลอริกความเข้มข้น 6 โมลต่อลิตร 30 วินาที และแช่ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรท์ 1 เปอร์เซ็นต์ 10 นาที (R= เรซิน, T= เรซินแทรก, DD= ดีมินเนอรัลไรซ์เดนทิน)

(จาก Nakabayashi และ Takarada, 1992)



รูปที่ 4 ภาพถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงชั้นไฮบริดที่ไม่สมบูรณ์ สลายไป ภายหลังจากแช่กรดไฮโดรคลอริกความเข้มข้น 6 โมลต่อลิตร 30 วินาที และแช่ในสารละลายโซเดียมไฮโปคลอไรท์ 1 เปอร์เซ็นต์ 10 นาที (R= เรซิน, T=เรซินแทรก, DD=ดีมินเนอรัลไรซ์เดนทิน)

(จาก Nakabayashi และ Takarada, 1992)

นอกจากนี้ระบบของสารยึดติดที่แตกต่างกันก็มีผลทำให้คุณสมบัติของชั้นไฮบริดแตกต่างกันด้วย (Sano และคณะ, 1995 ; Nakajimi และคณะ, 1995) ในปัจจุบันมีระบบสารยึดติดอยู่หลายระบบ ซึ่งแต่ละระบบก็มีส่วนประกอบ ขั้นตอนการทำงาน และระบบการยึดติดของวัสดุเรซินกับฟัน แตกต่างกันไป

### ระบบการยึดติด

ขั้นตอนการยึดเรซินกับฟัน ประกอบด้วย การปรับสภาพผิวฟันทั้งเคลือบฟันและเนื้อฟัน โดยใช้สารละลายกรด การทาสารไพรเมอร์ (primer) เพื่อช่วยกำจัดน้ำและเพิ่มการซึมผ่านของเรซินโมโนเมอร์ และการทาเรซินโมโนเมอร์ชนิดไม่มีวัสดุอัดแทรกเข้าไปยึดติดในเคลือบฟันและเนื้อฟันที่ปรับสภาพแล้ว เพื่อให้เกิดพันธะทางกลระดับจุลภาค ซึ่งทุกขั้นตอนเหล่านี้มีความสำคัญในการก่อให้เกิดชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์

ขั้นตอนแรกที่สำคัญคือ การกำจัดหรือเปลี่ยนแปลงสภาพของเนื้อฟันและเศษผงจากการกรอฟัน หรือชั้นสเมียร์ โดยใช้สารปรับสภาพเนื้อฟัน (Bowen และคณะ, 1982) สารปรับสภาพเนื้อฟันมีหลายชนิด ที่นิยมใช้กันในปัจจุบัน คือ กรดต่างๆ เช่น กรดฟอสฟอริก กรดซิตริก กรดมาลิก (maleic acid) กรดไนตริก (nitric acid) กรดเอธิลีนไดอะมีนเตตราอะซีติก (ethylene diamene tetraacetic acid, EDTA) กรดไพรูวิก (pyruvic acid) เป็นต้น โดยกรดจะไปละลายส่วนที่เป็นแร่ธาตุและส่วนประกอบอินทรีย์สาร เหลือแต่คอลลาเจนที่เป็นร่างแห ซึ่งเส้นใยคอลลาเจนนี้ถูกเคลือบด้วยสารประกอบโปรตีนที่ไม่ใช่คอลลาเจน ได้แก่ โปรตีนโกลบูลินและน้ำ เกิดเป็นส่วนผสมที่เรียกว่า ไฮโดรเจล (hydrogel) (Bell และ Peppas, 1996) การใช้ชนิดของกรดและระยะเวลาในการทาที่แตกต่างกัน ทำให้เกิดความหนาของชั้นเนื้อฟันที่ถูกละลายอินทรีย์สารออกแตกต่างกัน (Uno และ Fingert, 1996) และมีผลต่อการแทรกซึมของเรซินโมโนเมอร์ที่แตกต่างกันด้วย (Eick และคณะ, 1995 ; Eick และคณะ, 1996 ; Piemjai และ Nakabayashi, 2001)

ขั้นตอนหลังการใช้กรดปรับสภาพเนื้อฟันและเคลือบฟันแล้ว ต้องพยายามคงสภาพช่องว่างที่ถูกละลายส่วนประกอบอินทรีย์สารออกไป และป้องกันการยุบตัวของร่างแหคอลลาเจนเพื่อให้เรซินโมโนเมอร์สามารถแทรกซึมไปในช่องว่างระหว่างเนื้อฟันซึ่งเคยเป็นที่อยู่ของส่วนประกอบอินทรีย์สารได้ ในปัจจุบันมีการยึดติดโดยการเตรียมสภาพผิวฟัน 3 ประเภท คือ การเตรียมผิวฟันแห้ง (dry bonding) การเตรียมผิวฟันชื้น (wet bonding) และการใช้กรดร่วมกับกาวไพรเมอร์ (self-etching primer) ซึ่งจะกล่าวถึงต่อไป สารเรซินโมโนเมอร์ที่นิยมใช้ ได้แก่ โพรเมตา เมธาคริลอิลออกซีเอธิลฟีนิลไฮโดรเจนฟอสเฟต หรือ ฟีนิลฟี (2-methacryloyloxyethyl

phenyl hydrogen phosphate หรือ Phenyl-P) อนุพันธ์ของฟีนิลพี เป็นต้น ซึ่งโครงสร้างโมเลกุลประกอบด้วยกลุ่มที่ชอบน้ำ ช่วยให้แทรกซึมเข้าไปในเนื้อพื้งได้ง่าย และกลุ่มที่ไม่ชอบน้ำซึ่งสามารถยึดกับเรซินได้ดี

- การเตรียมผิวพื้งแห้ง (Dry bonding)

การเตรียมผิวพื้งแห้ง คือ การเป่าลมบนผิวพื้งที่ถูกปรับสภาพด้วยกรดหรือดีมินเนอรัล-ไรซ์เดนทินและล้างออกด้วยน้ำ ให้แห้งก่อนทาเรซินโมโนเมอร์ พบว่าสามารถทำให้เกิดการยึดติดระหว่างเรซินกับเคลือบพื้งที่ถูกปรับสภาพด้วยกรดได้ดี แต่การยึดกับดีมินเนอรัลไรซ์เดนทินนั้นให้ผลไม่แน่นอนขึ้นอยู่กับระบบสารยึดติด ระบบการใช้สารปรับสภาพเนื้อพื้งด้วยกรดซिटริก 10 เปอร์เซ็นต์ และเฟอริกคลอไรด์ 3 เปอร์เซ็นต์ (10-3) ร่วมกับการใช้ไฟร์เมตา ในเมธิลเมธาคริเลตซึ่งกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาก่อตัวโดยไตรเอ็นบิวทิลโบเรน หรือ ไฟร์เมตาเอ็มเอ็มเอทีบีพีเรซิน มีรายงานว่าให้ค่าความทนแรงดึงยึดกับเคลือบพื้งและเนื้อพื้งได้ดี (Nakabayashi และคณะ, 1982)

ในกรณีที่ใช้กรดซिटริก 10 เปอร์เซ็นต์ โดยไม่มีเฟอริกคลอไรด์ (10-0) พบว่าได้ความทนแรงดึงยึดลดลงอย่างมากเมื่อเทียบกับการใช้สารปรับสภาพ 10-3 และเกิดขึ้นไฮบริดที่ไม่สมบูรณ์ซึ่งเห็นได้จากการตรวจทางกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด เนื่องจากเกิดการยุบตัวของร่างแหคอลลาเจน ทำให้เรซินโมโนเมอร์ไม่สามารถซึมผ่านเข้าไปห่อหุ้มร่างแหคอลลาเจนได้สมบูรณ์ (Wang และ Nakabayashi, 1991 ; Nakabayashi และ Takarada, 1992 ; Nakabayashi และ Pashley, 1998 ; Nakabayashi และ Hiranuma, 2000 )

การใช้กรดฟอสฟอริก เป็นที่นิยมมานานแล้วจนถึงปัจจุบัน เนื่องจากหาได้ง่าย ราคาไม่แพง และสามารถละลายไฮดรอกซีอะปาไทท์ในเคลือบพื้งและเนื้อพื้งได้ในเวลารวดเร็ว (Kanca, 1991a) โดยในการยึดระหว่างเรซินกับเนื้อพื้งพบว่า การเตรียมผิวพื้งแห้งหลังจากทากรดฟอสฟอริกให้ค่าความทนแรงดึงยึดกับเนื้อพื้งต่ำ เนื่องจากมีการยุบตัวของร่างแหคอลลาเจน เมื่อถูกลมเป่าให้แห้ง (Inokoshi และคณะ, 1993) ดังนั้นจึงมีการพัฒนาระบบการยึดติดโดยเปลี่ยนจากการเตรียมผิวพื้งแห้ง เป็นการเตรียมผิวพื้งชื้น เนื่องจากให้ค่าความแข็งแรงพันธะมากกว่า (Kanca, 1991b ; Kanca , 1992 ; Gwinnett, 1992 ; Gwinnett และ Kanca, 1992 ; Gwinnett, 1994 ; Tay และคณะ, 1996 b ; Tay และคณะ, 1996 c)



- การเตรียมผิวพื้นชื้น (Wet bonding)

การเตรียมผิวพื้นชื้น คือการคงสภาพดีมินเนอรัลไรซ์เดนทีนภายหลังการล้างสารปรับสภาพออกด้วยน้ำให้มีความชื้นเหลืออยู่ ซึ่งจะคงสภาพช่องว่างระหว่างร่างแหคอลลาเจนให้คงอยู่ จากนั้นทาไพรเมอร์ ซึ่งมีบทบาทสำคัญในการแทนที่น้ำด้วยโมโนเมอร์ ในระยะแรกมีการใช้ไพรเมอร์ที่มีน้ำเป็นส่วนประกอบ (water-based primer) และอีมา เพื่อช่วยพื้นฟูร่างแหคอลลาเจนให้มีช่องว่างสำหรับโมโนเมอร์ โดยอาศัยหลักการระเหยที่แตกต่างกัน เมื่อน้ำระเหยหมดก่อน จะเหลือเพียงอีมาซึ่งช่วยในการยึดติดกับเรซินต่อไป (Pashley และคณะ, 1997)

ในปัจจุบันนิยมใช้ไพรเมอร์ที่เข้ากับน้ำได้ (water-miscible primer) ส่วนใหญ่มีอะซีโตนเป็นตัวทำละลาย ซึ่งให้ค่าความทนแรงดึงยึดที่ดีกว่าไพรเมอร์ที่มีน้ำเป็นส่วนประกอบ (Kanca และคณะ, 1992 ; Jacobson และ Soderholm, 1995) เนื่องจากความชื้นช่วยคงสภาพช่องว่างระหว่างร่างแหคอลลาเจน ทำให้ไพรเมอร์ซึ่งมีโมโนเมอร์ที่มีโครงสร้างโมเลกุลประกอบด้วยกลุ่มที่ชอบน้ำเข้าไปแทนที่ได้ อะซีโตนในไพรเมอร์ช่วยระเหยน้ำออกไปได้เร็วมากขึ้น ในขณะที่โมโนเมอร์ที่สามารถเข้ากับน้ำได้ก็แทรกซึมเข้าไปห่อหุ้มร่างแหคอลลาเจน และเมื่อทั้งอะซีโตนและน้ำระเหยไป ความเข้มข้นของโมโนเมอร์ที่เหลืออยู่จึงเพิ่มขึ้นช่วยให้สารยึดติดซึ่งเป็นเรซินที่ไม่ละลายน้ำแทรกซึมเข้าไปห่อหุ้มร่างแหคอลลาเจนได้รวดเร็วและในปริมาณที่มากขึ้น เป็นปัจจัยที่ช่วยทำให้เกิดชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์ ทำให้ค่าความทนแรงดึงยึดเพิ่มขึ้น

การใช้กรด 10-3 ในภาวะการเตรียมผิวพื้นชื้น พบว่าให้ค่าความทนแรงดึงยึดกับเรซินสูง ไม่แตกต่างจากการเตรียมผิวแห้ง แต่การเตรียมผิวพื้นชื้นควบคุมได้ยากกว่า (Nakabayashi และ Hiranuma, 2000) ในกรณีที่ใช้กรดซิตริก 10 เปอร์เซ็นต์ ร่วมกับ ความเข้มข้นของเฟอริกคลอไรด์ในช่วง 1-5 เปอร์เซ็นต์ สามารถให้ค่าความทนแรงดึงยึดระหว่างเรซินกับเนื้อฟันสูง แต่ถ้าใช้ความเข้มข้นของเฟอริกคลอไรด์มากกว่า 5 เปอร์เซ็นต์ จะได้ค่าความทนแรงดึงยึดต่ำ และเกิดชั้นไฮบริดที่ไม่สมบูรณ์ (Piemjai และ Nakabayashi, 2001)

นอกจากนี้ในกรณีที่ใช้กรดซิตริก 10 เปอร์เซ็นต์ โดยไม่มีเฟอริกคลอไรด์ (10-0) ในระบบการเตรียมผิวพื้นชื้น พบว่า ค่าความทนแรงดึงยึดกับเรซินที่ได้ ถึงแม้จะมีค่าสูงกว่าระบบการเตรียมผิวแห้ง แต่ก็ต่ำกว่าการใช้กรด 10-3 อย่างมาก และเกิดชั้นไฮบริดที่ไม่สมบูรณ์ซึ่งเห็นได้จากการตรวจทางกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด เนื่องจากความสามารถในการให้สารซึมผ่านของดีมินเนอรัลไรซ์เดนทีนลดลง ทำให้เรซินโมโนเมอร์ไม่สามารถซึมผ่านได้อย่างสมบูรณ์ (Nakabayashi และ Hiranuma, 2000) ดังนั้นสรุปได้ว่า เฟอริกคลอไรด์มีบทบาทสำคัญในการเพิ่มความสามารถในการให้สารซึมผ่านของเนื้อฟันที่ถูกปรับสภาพ ซึ่งส่งเสริมให้เกิดการซึมผ่านของเรซินโมโนเมอร์ได้ดี ทำให้เกิดชั้นการยึดติดที่แข็งแรงทั้งในภาวะเตรียมผิวแห้ง และการ

เตรียมผิวฟันขึ้น นอกจากนี้การศึกษาของ Eick และคณะ (1995 ; 1996) ก็สนับสนุนบทบาทของเฟอริกคลอไรด์ด้วย อย่างไรก็ตามกลไกของเฟอริกคลอไรด์ในการป้องกันการยุบตัวของคอลลาเจนยังไม่สามารถอธิบายได้แน่ชัด

สำหรับการใช้กรดฟอสฟอริกในระบบการเตรียมผิวฟันขึ้น มีการศึกษาพบว่า ความเข้มข้นของกรดที่แตกต่างกันส่งผลให้เกิดชั้นไฮบริดที่มีคุณภาพแตกต่างกัน โดยพบว่าการคงสภาพของดีมินเนอรัลไรซ์เดนทินให้มีความชื้นเหลืออยู่ หลังจากการใช้กรดฟอสฟอริก 10 เปอร์เซ็นต์และ 65 เปอร์เซ็นต์ ก่อนทาสารไฟร์เมตาโนไพรเมอร์ชนิดที่มีอะซีโตนเป็นส่วนประกอบ ช่วยป้องกันการยุบตัวของร่างแหคอลลาเจน ทำให้เรซินโมโนเมอร์สามารถแทรกซึมเข้าไปได้มากขึ้น เกิดเป็นชั้นไฮบริด (Kato และคณะ , 1994) อย่างไรก็ตามพบว่าการใช้กรดฟอสฟอริก 35 เปอร์เซ็นต์ โมโนเมอร์ไม่สามารถแทรกซึมลงไปในช่วงว่างระหว่างเนื้อฟันที่ถูกปรับสภาพได้ทั้งหมด ยังเหลือชั้นของคอลลาเจนที่ไม่ถูกหุ้มด้วยเรซินอยู่มากกว่าการใช้กรดฟอสฟอริก 10 เปอร์เซ็นต์ หรือ 65 เปอร์เซ็นต์ (Kato และ Nakabayashi, 1996) ทั้งนี้เป็นเพราะกรดฟอสฟอริก 35 เปอร์เซ็นต์มีความสามารถในการละลายไฮดรอกซีอะพาไทท์ที่รวดเร็วกว่า ทำให้ความหนาของชั้นอินินทรีย์-สารที่ถูกกำจัดออกมีปริมาณมากเกินไป จนเรซินโมโนเมอร์ไม่สามารถแทรกซึมผ่านลงไปชั้นดีมินเนอรัลไรซ์เดนทินได้ดีเท่ากรดที่อ่อนกว่า ถึงแม้จะรักษาสภาพของดีมินเนอรัลไรซ์เดนทินให้ชื้นเพื่อป้องกันการยุบตัวของร่างแหคอลลาเจนก็ตาม (Kato และคณะ, 1994 ; Kato และ Nakabayashi , 1996)

มีรายงานการใช้กรดซิตริก 1 เปอร์เซ็นต์กับเฟอริกคลอไรด์ 1 เปอร์เซ็นต์ ( 1-1 ) ซึ่งเป็นกรดที่อ่อนกว่ากรด 10-3 พบว่า ในกรณีเตรียมผิวฟันขึ้น ให้ค่าความทนแรงดึงยึดกับเนื้อฟันสูงมาก คือประมาณ 40 เมกกะปาสคาล (Piemjai และ Nakabayashi, 2001) เมื่อเทียบกับการใช้กรด 10-3 ซึ่งให้ค่าความทนแรงดึงยึดประมาณ 19 เมกกะปาสคาล (Nakabayashi และ Hiranuma, 2000) นอกจากนี้การแตกหักของชั้นตัวอย่างที่ใช้กรด 1-1 เกิดขึ้นในชั้นเนื้อฟันและชั้นเรซินโดยไม่เกิดในชั้นของไฮบริดเดนทินซึ่งแสดงให้เห็นว่าค่าความทนแรงดึงของไฮบริดเดนทินนี้น่าจะมีค่ามากกว่าค่าความทนแรงดึงของเนื้อฟัน

อย่างไรก็ตามพบว่าการคงสภาพดีมินเนอรัลไรซ์เดนทินให้เปียกชื้นอยู่เพื่อให้ร่างแหคอลลาเจนไม่ยุบตัวนั้น จำเป็นต้องกำจัดน้ำออกในภายหลังให้หมด เพราะน้ำที่เหลืออยู่จะขัดขวางการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของเรซิน และเมื่อเกิดเป็นก้อนของเรซิน (resin globules) หรือหยดน้ำ (water droplets) ก็จะขัดขวางการซึมผ่านของโมโนเมอร์ ทำให้เรซินไม่ยึดติดกับเนื้อฟันบริเวณดังกล่าว เกิดปัญหาวัสดุหลุด ขอบร้าว หรือมีอาการเสียวฟันเกิดขึ้นในทางคลินิก (Tay และคณะ, 1996 b ; Tay และคณะ, 1996 c)

- การใช้กรดร่วมกับกาวไพรเมอร์ (Self-etching primer)

เป็นการปรับสภาพเนื้อฟันและชั้นสเมียร์ โดยใช้เรซินโมโนเมอร์ซึ่งมีความเป็นกรด (acidic resin monomers) ที่มีความเข้มข้นมากขึ้นแทน เช่น ฟีนิลฟี 20 เปอร์เซ็นต์ ในฮีมา 30 เปอร์เซ็นต์ (Watanabe และคณะ, 1994) ซึ่งโมโนเมอร์เหล่านี้มีความสามารถในการละลายชั้นสเมียร์และส่วนประกอบอินทรีย์สารในฟันออกบางส่วน แล้วแทรกซึมเข้าไปแทนที่ในเวลาเดียวกัน เกิดเป็นชั้นไฮบริดบางๆในเนื้อฟันที่อยู่ข้างใต้ ซึ่งชั้นไฮบริดนี้มีส่วนประกอบของชั้นสเมียร์รวมอยู่ด้วย (Watanabe และ Nakabayashi, 1993 ; Watanabe และคณะ, 1994 ; Koibuchi และคณะ, 2001) การยึดติดชนิดนี้สามารถลดขั้นตอนการทากรดแล้วล้างด้วยน้ำ และป้องกันการเกิดชั้นคอลลาเจนที่ไม่มีเรซินห่อหุ้มได้ด้วย

กล่าวโดยสรุปปัจจัยสำคัญที่ก่อให้เกิดชั้นไฮบริดที่สมบูรณ์มี 2 ประการ (Nakabayashi และ Takarada, 1992) ประการแรก คือ ดีมินเนอรัลไรซ์เดนทินที่มีความสามารถในการให้สารซึมผ่านได้ดี ซึ่งปัจจัยที่ส่งเสริมให้เกิดสภาพดังกล่าวทำได้หลายประการ เช่น การรักษาสภาพของดีมินเนอรัลไรซ์เดนทินให้เปียกชื้นเพื่อคงสภาพร่างแหคอลลาเจนไม่ให้ยุบตัว (Kato และคณะ, 1994) การใช้ไพรเมอร์เพื่อช่วยฟื้นฟูหรือคงสภาพช่องว่าง เป็นต้น ประการที่สองคือ เรซินโมโนเมอร์ที่มีความสามารถในการซึมผ่านเข้าไปในช่องว่างระหว่างร่างแหคอลลาเจนได้ดี

เรซินโมโนเมอร์ที่แทรกซึมเข้าไปในช่องว่างระหว่างร่างแหคอลลาเจน สามารถก่อตัวเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรซ์ขึ้นได้หลายรูปแบบ (McComb, 1996) ได้แก่ ก่อตัวด้วยปฏิกิริยาเคมี (self-curing or autopolymerizing) ก่อตัวด้วยแสง (light curing) และก่อตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีและแสงร่วมกัน (dual curing) โดยเรซินโมโนเมอร์ชนิดก่อตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีส่วนใหญ่มีสารเริ่มต้นปฏิกิริยา (initiator) คือ เปอร์ออกไซด์ (peroxide) หรือระบบเอมีน (amine system) และมีสารกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาฟรี แรดิคัล (free radical polymerization) เรซินโมโนเมอร์ชนิดก่อตัวด้วยแสงส่วนใหญ่มีสารเริ่มต้นปฏิกิริยาเป็นแคมโฟควิโนน (camphoquinone) หรือระบบเอมีน และถูกกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาก่อตัวด้วยแสงอัลตราไวโอเล็ต หรือแสงที่มองเห็นได้ที่มีความยาวคลื่น 460 - 470 นาโนเมตร ส่วนเรซินโมโนเมอร์ชนิดก่อตัวด้วยปฏิกิริยาเคมีและแสงร่วมกัน ปรับปรุงขึ้นมาโดยอาศัยข้อดีของทั้งสองชนิด มีสารเริ่มต้นและตัวกระตุ้นของทั้งสองชนิดร่วมกัน

ในการวิจัยนี้ใช้สารปรับสภาพชนิด 10-3 และ 1-1 และใช้ระบบการเตรียมผิวฟันขึ้น โดยใช้ไพรเมอร์ซึ่งมีส่วนประกอบเป็น โพรเมตา 5 เปอร์เซ็นต์ในอะซีโตน และใช้เรซินโมโนเมอร์ คือ

ส่วนเหลวของเรซินซีเมนต์ชนิดซูเปอร์บอนด์ซีแอนด์บี (superbond C&B) ที่มีส่วนผสมคือ โพรเมตา และเมทิลเมทาคริเลต (methyl methacrylate) ซึ่งกระตุ้นให้เกิดปฏิกิริยาก่อตัวโดยไตรเอินบิวทิลโบราน (tri -N- butyl borane) เรียกว่า โพรเมตาเอ็มเอ็มเอทีบีเรซิน (4-META/MMA-TBB resin) นอกจากนี้ยังใช้ฟันว้าวแทนฟันมนุษย์ เนื่องจากหาได้ง่าย และมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับฟันมนุษย์ การศึกษาของ Nakamichi และคณะ (1983) และ Rueggeburg (1991) แนะนำให้ใช้ฟันตัดของวัวเป็นทางเลือกอีกอย่างหนึ่งที่เหมาะสมแทนการใช้ฟันมนุษย์ในการทดสอบการยึดติด อย่างไรก็ตามมีการศึกษาที่รายงานความแตกต่างของคุณสมบัติของฟันว้าวกับฟันมนุษย์หลายเรื่อง ได้แก่ Retief และคณะ (1990) รายงานว่า ฟันตัดของวัวมีค่าความทนแรงยึดติดกับเรซินต่ำกว่าฟันมนุษย์ และมีระดับการรั่วซึมมากกว่าฟันมนุษย์ Nakabayashi และคณะ (1995) รายงานว่า ฟันตัดของวัวมีความทนต่อการรูดน้อยกว่าฟันมนุษย์ นอกจากนี้ Aro และ Nakabayashi (1997) ก็พบว่าฟันตัดของวัวมีความสามารถในการถูกกรัดกัดได้ความลึกมากกว่าฟันมนุษย์ เมื่อใช้กรัดชนิดเดียวกันในระยะเวลาเท่ากัน ซึ่งทำให้เรซินอาจไม่สามารถซึมลงไปในพื้นที่ที่ถูกกรัดกัดได้ทั้งหมด

#### วิธีทดสอบความทนแรงดึงยึด (Tensile bond strength)

วิธีการทดสอบ มีหลายวิธี ได้แก่

1. วิธีการทดสอบทั่วไปตามคำแนะนำของไอเอสโอ (ISO TR 11405 , 1994) ไม่เหมาะสมกับการทดสอบหาค่าความทนแรงดึงยึดระหว่างเรซินกับเนื้อฟัน เนื่องจากไม่สามารถกระจายแรงถ่ายทอดไปทำให้เกิดการแตกหักในชั้นร่างแหคอลลาเจนที่ไม่ถูกเรซินห่อหุ้มซึ่งเป็นชั้นที่อ่อนแอที่สุดได้ (Nakabayashi และคณะ, 1998)

2. วิธีทดสอบชิ้นงานรูปร่างดัมเบลล์ (dumbbell-shape Test) ตามคำแนะนำของไอเอสโอ และเอเอสทีเอ็ม (ISO 527-1 , 527-2 , 1993 ; ASTM D-638-95 , 1995) ถูกนำมาดัดแปลงให้มีขนาดรูปร่างเล็กลง (miniaturized dumbbell) เพื่อใช้ทดสอบการยึดติดของเรซินกับเนื้อฟันสามารถบอกตำแหน่งชั้นร่างแหคอลลาเจนที่ไม่ถูกเรซินห่อหุ้มได้ ภายหลังจากแช่ชิ้นงานเพียง 24 ชั่วโมง เนื่องจากมีการกระจายแรงที่เหมาะสมถ่ายทอดไปยังจุดที่แคบที่สุด ซึ่งเป็นชั้นยึดติด (bonding interface) ทำให้เกิดการแตกหักในส่วนที่อ่อนแอที่สุดของชิ้น (Aro และ Nakabayashi, 1997 ; Nakabayashi และคณะ, 1998) พื้นที่หน้าตัดของชิ้นยึดติดขนาด 3 x 2 มิลลิเมตร (Aro และ Nakabayashi, 1997) ให้ผลการทดสอบชัดเจนกว่า ขนาดพื้นที่ 7 x 2 มิลลิเมตร (Nakabayashi และคณะ, 1998)

3. วิธีทดสอบแรงดึงระดับจุลภาค (Microtensile Test) แนะนำโดย Sano, Shono และคณะ (1994) ใช้ชิ้นงานรูปร่างดัมป์เบลล์เช่นเดียวกัน แต่มีขนาดเล็กกว่ามาก วิธีนี้สามารถบอกตำแหน่งของชั้นคอลลาเจนที่ไม่ถูกเรซินห่อหุ้มได้ดี เนื่องจากมีการกระจายแรงที่เหมาะสม ทำให้เกิดการแตกหักระหว่างรอยต่อของเรซินกับเนื้อฟันมากกว่าการแตกในชั้นของเนื้อฟันเอง ซึ่งค่าความทนแรงดึงที่ได้จากการใช้วิธีนี้พบว่ามีค่าสูงมาก และยิ่งพื้นที่ในการยึดติดมีขนาดเล็กก็มีความทนแรงดึงสูงขึ้นด้วย (Sano, Shono และคณะ, 1994) เนื่องจากส่วนบกพร่อง (defect) ในชั้นยึดติดมีลดลง อย่างไรก็ตามพื้นที่ในการยึดติดมีขนาดเล็กมากเพียง  $0.5 \times 0.5$  ตารางมิลลิเมตร (Sano, Ciucchi และคณะ, 1994) เมื่อเทียบกับวิธีทดสอบแบบมินิ ดัมป์เบลล์ จึงไม่สามารถเป็นตัวแทนของชั้นเนื้อฟันที่ต้องการทดสอบ และไม่สัมพันธ์กับสภาพการยึดติดเนื้อฟันในทางคลินิก ซึ่งมีขนาดที่กว้างกว่าและระดับความลึกของเนื้อฟันที่แตกต่างกัน ซึ่งความสามารถในการยึดติดกับเรซินของชั้นเนื้อฟันที่ระดับความลึกต่างกัน ให้ค่าความทนแรงดึงยึดแตกต่างกัน (Tao และ Pashley, 1988 ; Tagami และคณะ, 1990) ดังนั้นในกรณีที่ไม่เกิดการยึดติดระหว่างเรซินกับเนื้อฟันย่อมเกิดการแตกหักในขณะเตรียมชิ้นตัวอย่าง การนำค่าความทนแรงดึงยึดของชิ้นตัวอย่างที่เตรียมได้เท่านั้นมาคำนวณค่าเฉลี่ย ย่อมทำให้ค่าที่ได้คลาดเคลื่อนจากความเป็นจริง

#### ความทนแรงดึง (Tensile strength)

ความทนแรงดึง เป็นคุณสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งในการบ่งบอกถึงประโยชน์และคุณค่าของวัสดุ เนื่องจากวัสดุทางทันตกรรมมักแตกหักในแรงดึง ในการวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นที่จะทดสอบคุณสมบัติของวัสดุในด้านความทนต่อแรงดึง

Bowen และ Rodriguez (1962) รายงานค่าความทนแรงดึงของเนื้อฟันมนุษย์เท่ากับ  $52 \pm 10$  เมกกะปาสคาล ใกล้เคียงกับการศึกษาของ Lehman (1967) ซึ่งทดสอบได้  $37 \pm 11$  เมกกะปาสคาล แต่ต่ำกว่าการศึกษาของ Sano, Ciucchi และคณะ (1994) ถึง 2 เท่า ซึ่งทดสอบได้  $104 \pm 28$  เมกกะปาสคาล เนื่องจากวิธีการทดสอบของ Sano, Ciucchi และคณะ (1994) นั้นใช้วิธีทดสอบความทนแรงดึงระดับจุลภาค ค่าที่ได้จึงสูงมากเมื่อเทียบกับวิธีทดสอบชิ้นงานรูปร่างดัมป์เบลล์จากสองการศึกษาแรก อย่างไรก็ตามค่าความทนแรงดึงยังแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับตำแหน่งของฟัน และแนวของท่อเนื้อฟันที่ทำกับแรงดึง (Inoue และคณะ, 2000 ; Lertchirakarn และคณะ, 2001)

ค่าความทนแรงดึงของดีมินเนอรัลไรซ์เดนทิน ถูกรายงานโดย Akimoto (1991) ได้เท่ากับ  $28 \pm 3.9$  เมกกะปาสคาล ใกล้เคียงกับการศึกษาของ Sano, Ciucchi และคณะ (1994) ซึ่งได้  $32 \pm 8$  เมกกะปาสคาล

นอกจากนี้ยังมีการศึกษาค่าความทนแรงดึงของไฮบริดเดนทิน หรือเนื้อฟันที่ถูกกำจัด อนินทรีย์สารออกแล้วใส่เรซินเข้าไปห่อหุ้มร่างแหคอลลาเจน พบว่าในบางระบบสารยึดติดมีค่าใกล้เคียงกับเนื้อฟันมนุษย์ แต่ในบางระบบก็มีค่าความทนแรงดึงต่ำกว่า (Sano และคณะ, 1995) แสดงว่าคุณสมบัติของไฮบริดเดนทินขึ้นอยู่กับระบบของสารยึดติดด้วย ดังนั้นการสร้างไฮบริดเดนทินให้มีคุณภาพดี น่าจะนำมาใช้เป็นวัสดุบูรณะฟันทดแทนเนื้อฟันที่สูญเสียไปได้เป็นอย่างดี อย่างไรก็ตามการศึกษาของ Sano และคณะ (1995) ในขั้นตอนการปรับสภาพเนื้อฟันด้วยกรดนั้น ใช้กรดเอธิลีนไดอะมีนเตตราอะซีติก (EDTA) เพื่อละลายอนินทรีย์สารกับทุกระบบสารยึดติด ไม่ได้ทำตามคำแนะนำของบริษัทผู้ผลิตของแต่ละระบบและวิธีการทำงานจริงในคลินิก แต่ในงานวิจัยนี้จะใช้ระบบสารยึดติดชนิดเดียวกันตามแบบวิธีการทำงานจริงในคลินิก

คุณสมบัติทางกลของเนื้อฟัน ดีมินเนอรัลไรซ์เดนทิน และไฮบริดเดนทิน มีความแตกต่างกันหลายประการ ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงคุณสมบัติทางกลของเนื้อฟัน ดีมินเนอรัลไรซ์เดนทิน และไฮบริดเดนทิน (ค่าเฉลี่ย  $\pm$  ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)

คุณสมบัติ	เนื้อฟัน	ดีมินเนอรัลไรซ์เดนทิน	ไฮบริดเดนทิน *
ความทนแรงดึง (MPa)	$105.6 \pm 16.3$	$29.6 \pm 5.9$	$121.6 \pm 20.3$
มอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (GPa)	$13.7 \pm 3.4$	$0.21 \pm 0.06$	$3.6 \pm 0.8$
พลังงานแตกหัก ( $\text{MN}/\text{mm}^3$ )	$4.2 \pm 1.1$	$11.3 \pm 3.5$	$27.7 \pm 10.8$
เปอร์เซ็นต์ของการยึด	$2.3 \pm 0.8$	$22.3 \pm 4.9$	$6.8 \pm 1.8$

จากการศึกษาของ Sano และคณะ (1995) ด้วยวิธีการทดสอบความทนแรงดึงระดับจุลภาค

\* ไฮบริดเดนทินจากระบบอัลบอนด์ทู (All bond 2 system)

MPa = เมกกะปาสคาล

GPa = กิกกะปาสคาล

$\text{MN}/\text{mm}^3$  = เมกกะนิวตันต่อลูกบาศก์มิลลิเมตร

## วัสดุบูรณะชนิดเรซินคอมโพสิต

การใช้วัสดุบูรณะชนิดเรซินคอมโพสิตมีการศึกษาและพัฒนามานานมากกว่า 40 ปีแล้ว เริ่มต้นโดย Bowen (1960) ได้ใช้อีพอกซี (epoxy) มวลโมเลกุลสูงและอนุพันธ์ของเมธาคริลेटนำมา รวมกับวัสดุอัดแทรกอินทรีย์ เป็นวัสดุในการบูรณะฟัน หลังจากนั้นก็มี การปรับปรุงส่วนประกอบและคุณสมบัติด้านต่างๆ มาตลอด เรซินคอมโพสิตเป็นวัสดุบูรณะฟันที่นิยมใช้กันมา อย่างสม่ำเสมอและแพร่หลายในปัจจุบันเพื่อทดแทนเนื้อฟันที่สูญเสียไปจากสาเหตุต่างๆ ทั้งฟันผุ ฟันสึก หรือฟันแตกหัก เนื่องจากมีความสวยงามใกล้เคียงฟันธรรมชาติ วัสดุบูรณะชนิดเรซินคอมโพสิตที่ใช้กันในปัจจุบันมีมากมายหลายชนิด ส่วนประกอบหลักที่สำคัญแบ่งออกเป็น 3 ส่วนหลัก (Anusavice, 1996) ได้แก่

1. อนินทรีย์วัฏภาค (inorganic phase) หรือ วัสดุอัดแทรก ผสมอยู่ประมาณ 60-80 เปอร์เซ็นต์ในสภาพเฉื่อย มีอิทธิพลต่อคุณสมบัติทางกลและคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของวัสดุ ช่วยเสริมความแข็งแรงของวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตให้แข็งขึ้นและลดการหดตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน ส่วนใหญ่จะใช้ ควอตซ์ (quartz) หรือ แก้วที่มีธาตุแบเรียม (barium) สตรอนเตียม (strontium) อะลูมิเนียมซิลิเกต (aluminium silicate) คอลลอยดอลซิลิกา (colloidal silica) หรือ เซอร์โคเนียมซิลิกา (zirconium silica) ซึ่งอาจใช้สารชนิดใดชนิดหนึ่งหรือใช้หลายๆ ตัวผสมกันเป็นองค์ประกอบ ในปัจจุบันมีการนำวัสดุอัดแทรกชนิดอินทรีย์มาใช้ร่วมด้วย เนื่องจากเชื่อว่าจะสามารถยึดกับส่วนประกอบอื่นในวัสดุได้ดี ทำให้ด้านการหลุดของวัสดุอัดแทรก ส่งผลให้เกิดการสึกกร่อนของวัสดุลดลง เรซินคอมโพสิต สามารถแบ่งตามขนาดของวัสดุอัดแทรก (Belvedere, 2001) ได้ดังนี้

- ก. แมโครฟิล (macrofill) คือ วัสดุอัดแทรกขนาดใหญ่ เช่น แก้วหรือ ควอตซ์ ตัวอย่างของอนุภาคแก้ว เช่น แก้วแบเรียม แก้วลูมินา แก้วตะกั่ว แต่ละชนิดมีคุณสมบัติทางกายภาพและความที่บร้งสีแตกต่างกัน มีขนาดอนุภาค 5 ถึง 60 ไมครอน วัสดุกลุ่มนี้มีข้อด้อย คือ อัตราการสึกเหตุขัดถู (abrasive wear) สูง เนื่องจากการหลุดของวัสดุอัดแทรกที่มีขนาดใหญ่จากพื้นผิวของวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต
- ข. ไมโครฟิล (microfill) คือ วัสดุอัดแทรกขนาดเล็ก เช่น คอลลอยดอลซิลิกา มีขนาดอนุภาค 0.01-0.1 ไมครอน เนื่องจากวัสดุอัดแทรกมีขนาดเล็กทำให้ไม่มีส่วนของวัสดุอัดแทรกที่ยื่นออกมาจากพื้นผิวของวัสดุเรซินคอมโพสิต และขัด

แต่งให้สวยงามได้ง่าย แต่มีข้อด้อย คือ คุณสมบัติของกำลังความแข็งแรงต่ำ และปัญหาจากการแต่งวัสดุ (handling properties)

- ค. ไฮบริด (hybrid) เป็นวัสดุที่มีข้อดีร่วมกันทั้งความสวยงามและความแข็งแรง ทนทาน มีวัสดุอัดแทรกเป็นแก้ว เช่น แก้วสตรอนเตียม แก้วสังกะสี แก้วโบโรซิลิเกต ลิเทียมหรือแบเรียมอลูมิเนียมซิลิเกต ร่วมกับอนุภาคของไมโครฟิล มีขนาดอนุภาค 0.05–20 ไมครอน

ปกติไมโครฟิลและไฮบริดเรซินคอมโพสิต (microfill and hybrid composites) มี วัสดุอัดแทรกอยู่ประมาณ 60–88 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนัก (Khan และคณะ, 1992)

2. อินทรีย์วัฏภาค หรือ เรซินเมทริกซ์ (organic phase or resin matrix) ได้แก่ โมโนเมอร์ ชนิดต่างๆ แต่ที่นิยมใช้มาก คือ อะลิฟาติกไดเมธาคริเลต (aliphatic dimethacrylate) เช่น บิสฟีนอลเอไกลซีดีลไดเมธาคริเลต หรือ บิสจีเอ็มเอ (bisphenol A-glycidyl dimethacrylate หรือ Bis-GMA) และกลุ่มของยูรีเทน เช่น ยูรีเทนไดเมธาคริเลตหรือ ยูดีเอ็มเอ (urethane dimethacrylates หรือ UDMA) ซึ่งมีกลุ่มฟังก์ชัน (functional group) ต่อท้ายพร้อมทำปฏิกิริยา โดยกลุ่มยูรีเทนที่นิยมใช้มาก คือ บิสเมธาคริไลดิล-ออกซีเอธิลออกซีคาโบนอะมิโนไตรเมธิลเฮกเซน (1,6-bis(4-(methacryloyloxy-2-ethoxycarbonyl amino)-2,4,4-trimethyl hexane)

นอกจากนี้ยังนิยมใช้ไตรโธลีนไกลคอลไดเมธาคริเลต หรือ ทีอีจีดีเอ็มเอ (Triethylene glycol- dimethacrylate หรือ TEGDMA) ร่วมด้วย เพื่อเป็นตัวช่วยลดความหนืด (viscosity) ของบิสจีเอ็มเอ และช่วยเพิ่มระดับการเปลี่ยนแปลงพันธะคู่ (degree of conversion) ของวัสดุ (Asmussen, 1982 ; Ferracane และ Greener, 1986)

3. สารยึดควบคู่ (coupling agent) เนื่องจากอินทรีย์วัฏภาค และอนินทรีย์วัฏภาคไม่ยึดติดกันจึงต้องมีสารยึดควบคู่ช่วยยึดระหว่างวัฏภาคทั้งสองไว้ด้วยกัน ที่นิยมใช้มาก คือ ไวนิลไตรอิทธิออกซีซิลีน (vinyl triethoxysilane) และ เอ็นฟีนิลไกลซีนแอนด์ไกลซีดีลเมธาคริเลต (N-Phenylglycine and glycidyl methacrylate หรือ NPG-GMA)

นอกจากวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตจะมีความสวยงามใกล้เคียงฟันธรรมชาติแล้ว ยังสามารถสร้างพันธะในการยึดติดกับฟันที่แข็งแรงได้โดยยึดติดกับชั้นไฮบริด แต่ยังมีข้อเสียหลายประการ ได้แก่

- การหดตัวเมื่อวัสดุแข็งตัว (polymerization shrinkage) ซึ่งพบว่ามี การหดตัวประมาณ 2 ถึง 4 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร (Goldman, 1983 ; DeGee และคณะ, 1993) ซึ่งอาจส่งผลให้



ขอบวัสดุไม่ยึดติดกับพื้น (Davidson และคณะ, 1984) ทำให้เกิดการรื้อร้าวตามขอบ (Ferrari และ Davidson, 1996) อาจเกิดอาการเสียวฟัน และการผุซ้ำ (Freidl และคณะ, 1995)

- ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวระหว่างวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตแตกต่างจากฟันมาก (Craig, 1993) ทำให้มีโอกาสเกิดการรื้อร้าวตามขอบของวัสดุได้
- การสลายตัวเมื่อแช่น้ำหรือตัวทำลายอื่นๆ เช่น แอลกอฮอล์ โดยอาจเกิดจากการสลายตัวของเรซินเมทริกซ์ (Ferracane และ Berge, 1995 ; Ferracane และคณะ, 1998 ) หรือการสลายตัวของวัสดุอัดแทรก (Soderholm, 1990) หรือการสลายพันธะซีเมนต์ที่ยึดระหว่างเรซินเมทริกซ์กับวัสดุอัดแทรก (Ferracane และ Marker, 1992)
- ไม่สามารถทนต่อการสึกกร่อน (low resistance wear) (Craig, 1993)

คุณสมบัติของวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต ส่วนใหญ่ขึ้นกับปริมาณและขนาดของวัสดุอัดแทรก ส่วนประกอบของโมโนเมอร์และวิธีการเกิดพอลิเมอร์ และคุณภาพของรอยต่อระหว่างวัสดุอัดแทรกกับเมทริกซ์ ในปัจจุบันมีการพัฒนาปรับปรุงคุณสมบัติของวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตอย่างต่อเนื่องหลายด้าน เช่น

- การลดปัญหาเรื่องการหดตัวเมื่อแข็งตัว (Eick และคณะ, 1993 ; Krenkel และคณะ, 1999 ; Kaufman และคณะ, 1999 ; Chappelow และคณะ, 1999)
- การเพิ่มระดับการเปลี่ยนแปลงของพันธะคู่ (degree of conversion) (Peutzfeldt, 1997 ; Farrell และคณะ, 1999 ; Freiberg และ Ferracane, 1998)
- การใช้วัสดุเรซินคอมโพสิตบูรณะฟันหลัง โดยเพิ่มความแข็งและความหนืดของเรซินให้สามารถกดอัดได้ซึ่งสามารถทำได้หลายวิธีแล้วแต่บริษัทผู้ผลิต
- การเพิ่มการต้านการสึกกร่อน โดยใช้วัสดุอัดแทรกอินทรีย์เพื่อช่วยยึดวัสดุอัดแทรกกับเรซินเมทริกซ์ ป้องกันการหลุดของวัสดุอัดแทรกซึ่งทำให้เกิดการสึกกร่อนได้ (Suzuki และคณะ, 1996)

- ชนิดต่างๆ ของวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิต

ในปัจจุบันมีวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตที่ใช้กันอยู่ในท้องตลาดมากมายหลายชนิด แต่ละชนิดก็มีส่วนประกอบและคุณสมบัติแตกต่างกันไป วัสดุที่จะนำมาใช้ในการวิจัยครั้งนี้ คือ พี60 และเมทาฟิล ซึ่งเป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมใช้กันทั่วไปในปัจจุบัน

พี60 (Filtek P60 , 3M Dental Products) เป็นวัสดุบูรณะฟันหลังที่มีส่วนประกอบของ วัสดุอุดแทรก คือเซอริโคเนียมซิลิกา อยู่ 83 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนัก หรือ 61 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร ขนาดวัสดุอุดแทรกตั้งแต่ 0.01 – 3.5 ไมครอน ขนาดโดยเฉลี่ย 0.6 ไมครอน และมีสารโมโนเมอร์ เป็น บีสจีเอ็มเอ, ทีอีจีดีเอ็มเอ, บีสอีเอ็มเอ 6 และยูดีเอ็มเอ แตกต่างจากแซด 100 (Z100, 3M Dental Products) ซึ่งมีสารโมโนเมอร์เพียง 2 ตัว คือ บีสจีเอ็มเอและทีอีจีดีเอ็มเอ พบว่าการใส่ ยูดีเอ็มเอทำให้พี60 มีความเหนียวน้อยกว่าและมีความว่องไวต่อการก่อตัวด้วยแสงมากกว่าแซด100

เมทาฟิล (Metafil CX , Sun Medical Co.,Ltd) เป็นวัสดุบูรณะคอมโพสิตชนิดใหม่ที่มี วัสดุอุดแทรกเป็นอินทรีย์สาร คือโมเลกุลของไตรเมไธลอลโพรเพนไตรเมธาคริเลต หรือ ทีเอ็มพีที (trimethylol-propane-trimethacrylate หรือ TMPT) อยู่ 40 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนักหรือ 37 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร และคอลลอยดอลซิลิกาอยู่ 26 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนักหรือ 17 เปอร์เซ็นต์ โดยปริมาตร รวมมีวัสดุอุดแทรกทั้งหมด 66 เปอร์เซ็นต์โดยน้ำหนักหรือ 54 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร ขนาดวัสดุอุดแทรกโดยเฉลี่ย 20 ไมครอน และมีเรซินเมทริกซ์ส่วนใหญ่เป็นยูดีเอ็มเอ เมทาฟิล สามารถใช้บูรณะฟันหน้า บริเวณคอฟันได้ดี และอาจใช้บูรณะฟันหลังได้ด้วยในบริเวณที่ไม่ต้องรับ แรงมาก คุณสมบัติเด่นของเมทาฟิลคือ ด้านการสึกกร่อนสูง (high wear resistance) เนื่องจาก วัสดุอุดแทรกทีเอ็มพีที มีพันธะคาร์บอนคู่สามารถทำปฏิกิริยากับส่วนเรซินเมทริกซ์ ทำให้เกิด พันธะเคมีที่แข็งแรงป้องกันการหลุดของวัสดุอุดแทรก สามารถป้องกันการสึกกร่อนของวัสดุได้ดี (Suzuki และคณะ, 1996) เมื่อเทียบกับวัสดุบูรณะเรซินคอมโพสิตชนิดอื่นโดยเฉพาะชนิดที่ใช้ บูรณะฟันหลังที่มีวัสดุอุดแทรกเป็นเซอริโคเนียมซิลิกา หรือควอตซ์ จะมีอัตราการสึกสูงเนื่องจาก วัสดุอุดแทรกสามารถหลุดจากเรซินเมทริกซ์ได้ง่าย (Suzuki และคณะ, 1996) นอกจากนี้ยังมีการ ศึกษาการใช้งานในคลินิกเป็นเวลา 1 ปี พบว่าเมทาฟิลมีการสึกเพียง 8 ไมครอน ซึ่งน้อยมาก และ ไม่ทำอันตรายต่อโพรงประสาทฟันหรือ ก่อให้เกิดการอักเสบต่อเนื้อเยื่อ (Suzuki และคณะ, 1995)

ศูนย์วิทยุทรัพยากร  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย