บทความปริทัศน์
Review Article

ปัจจัยที่ควรพิจารณาในการบูรณะฟันด้วยแกนเดือยฟันร่วมกับครอบฟัน

Consideration Factors for Post and Core with Crown Restorations

วีรนุช ทองงาม[1], อิศราวัลย์ บุญศิริ[2], ศิริพร อรุณประดิษฐ์กุล[2]
[1]ภาควิชาทันตกรรมบูรณะและปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่,
[2]ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
Weeranuch Thong-ngarm[1], Issarawan Boonsiri[2], Siriporn Arunpraditkul[2]
[1]Department of Restorative Dentistry and Periodontology, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
[2]Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

ชม.ทันตสาร 2554; 32(1) : 15-28
CM Dent J 2011; 32(1) : 15-28

บทคัดย่อ

ปัจจัยที่ควรพิจารณาในการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากด้วยแกนเดือยฟันร่วมกับครอบฟัน ประกอบไปด้วยหลายปัจจัย เช่น วัสดุเดือยฟัน แกนฟัน ครอบฟัน และซีเมนต์ฉาบยึด เดือยฟันที่ใช้อยู่ในปัจจุบันมีทั้งรูปแบบของเดือยฟันที่สร้างขึ้นเฉพาะรายและเดือยฟันสำเร็จรูปที่ผลิตจากวัสดุต่างๆ เดือยฟันที่ใช้ส่งผลต่อการเลือกชนิดของซีเมนต์ฉาบยึดและวัสดุแกนฟันด้วยเช่นกัน ดังนั้นการบูรณะฟันด้วยแกนเดือยฟันและครอบฟันให้ประสบความสำเร็จควรมีการเลือกใช้วัสดุและวิธีการที่เหมาะสม

คำสำคัญ: เดือยฟัน แกนฟัน ครอบฟัน ซีเมนต์ฉาบยึด

Abstract

Many factors should be considered for restoration of root-canal-treated teeth using posts and cores with crowns, such as materials of posts, cores and luting cements. The posts using now, there are the form of custom made and prefabricated posts made of various materials. The kind of posts affected to the choosing of luting cement and also core material. So that the restoration of teeth with posts and cores with crowns to be accomplished should have the choosing of suitable materials and techniques.

Keywords: post, core, crown, luting cement

Corresponding Author:

วีรนุช ทองงาม
อาจารย์ ภาควิชาทันตกรรมบูรณะและปริทันตวิทยา
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Weeranuch Thong-ngarm
Lecturer, Department of Restorative Dentistry
and Periodontology, Faculty of Dentistry,
Chiang Mai University, Chiang Mai 50200, Thailand.
E-Mail: fuang_057@hotmail.com

บทนำ

ฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันแล้วมักมีความแข็งแรงลดลง เนื่องจากเนื้อฟันส่วนตัวฟันถูกทำลายจากฟันผุ ฟันแตก การเปิดทางเพื่อรักษาคลองรากฟัน และการกรอเตรียมฟันหลักเพื่อการบูรณะ[1] ส่งผลให้ฟันที่รักษาคลองรากฟันแล้วเกิดการแตกหักของตัวฟัน รากฟัน หรือวัสดุบูรณะภายใต้แรงบดเคี้ยวของผู้ป่วย ความสำเร็จในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันขึ้นกับผลของการรักษาคลองรากฟันและการเลือกวัสดุและวิธีการบูรณะฟันอย่างเหมาะสม

บางการศึกษาพบว่าการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันแล้วด้วยเดือยฟัน (post) เป็นการเพิ่มความแข็งแรงหรือเสริมแรงให้กับรากฟัน[2-4] แต่อย่างไรก็ตามมีการศึกษาอีกมากมายพบว่าการบูรณะโดยใช้เดือยฟันทำให้รากฟันอ่อนแอลง เนื่องจากการสูญเสียเนื้อฟันในขั้นตอนเตรียมคลองรากฟันเพื่อเป็นที่อยู่ของเดือยฟันเป็นสาเหตุให้เกิดการแตกหักของรากฟันตามมาได้[5-7] จึงแนะนำให้ใช้เดือยฟันในกรณีที่ฟันรักษาคลองรากฟันแล้วเหลือเนื้อฟันส่วนตัวฟันไม่เพียงพอสำหรับรองรับครอบฟัน[8] ดังนั้นหน้าที่หลักของเดือยฟันคือทำให้เกิดการยึดติดกับแกนฟัน (core) เพื่อรองรับครอบฟัน (crown) ต่อไป การบูรณะฟันด้วยแกนเดือยฟันร่วมกับครอบฟันมีหลายปัจจัยที่ควรพิจารณา เพื่อให้เกิดความสำเร็จในการรักษาอย่างสูงสุด โดยปัจจัยต่างๆ ที่นำมาพิจารณามีรายละเอียดดังนี้

ความยาวของเดือยฟัน

ความยาวของเดือยฟันมีผลต่อแรงยึดติดระหว่างเดือยฟันกับรากฟัน เดือยฟันที่สั้นมักให้แรงยึดติดกับคลองรากฟันได้น้อยกว่าเดือยฟันที่ยาว และยังมีผลต่อการกระจายแรงเค้นลงสู่รากฟันโดยมีขอบกระดูกรอบรากฟันเป็นจุดหมุนและมีแรงเค้นสะสมที่ปลายของเดือยฟันที่สั้น จึงเกิดการแตกหักของรากฟันบริเวณปลายเดือยฟันได้ มีผู้เสนอความยาวของเดือยฟันที่เหมาะสมไว้ต่างๆ กัน ได้แก่[9,10] [1] ความยาวของเดือยฟันควรเท่ากับ 2/3 ของความยาวรากฟัน หรือ [2] ความยาวของเดือยฟันควรเท่ากับความยาวของตัวฟันที่สร้างขึ้น หรือการเหลือความยาววัสดุอุดคลองรากฟันจากปลายรากฟันถึงปลายเดือยฟันประมาณ 4-6 มิลลิเมตร เพื่อป้องกันการรั่วซึมบริเวณปลายราก[11,12]

ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟัน

เดือยฟันควรมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่เหมาะสมกับคลองรากฟัน ถ้าเดือยฟันมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กเกินไป ความแข็งแรงของเดือยฟันจะลดลง ทำให้เกิดการหักหรือบิดงอของเดือยฟันได้ แต่ถ้าเดือยฟันขนาดใหญ่เกินไป ทำให้สูญเสียเนื้อฟันส่วนผนังคลองรากฟันไปมาก และลดความแข็งแรงของรากฟัน

มีการศึกษาเกี่ยวกับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเดือยฟัน แนะนำให้ใช้เดือยฟันที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1/3 ของเส้นผ่านศูนย์กลางของรากฟัน[13,14] หรือมีความหนาของเนื้อฟันรอบเดือยอย่างน้อย 1 มิลลิเมตร[15]

ชนิดของเดือยฟัน

1. เดือยฟันที่สร้างขึ้นเฉพาะราย (custom post and core) มักทำด้วยโลหะหล่อผสม (casting alloys) หรือคอมโพสิตเสริมเส้นใย (fiber-reinforced composites) เดือยฟันที่ทำจากโลหะหล่อผสมเจือทอง (gold casting alloys) มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเหตุความร้อน (coefficient of thermal expansion) ใกล้เคียงกับเคลือบฟัน และมีค่าความทนแรงอัด (compressive strength) ภายใต้แรงบดเคี้ยวดี[16] ส่วนเดือยฟันที่ทำจากโลหะผสมพื้นฐาน (base metal casting alloys) มีความแข็งมากกว่าเนื้อรากฟัน[8] รูปร่างเดือยฟันชนิดนี้มีปลายเรียวและสอบลงไปทางปลายรากเหมือนกับรูปร่างของคลองรากฟัน ทำให้เกิดสภาวะลิ่ม (wedging effect) กับรากฟันได้[17-19] ดังนั้นเมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวอย่างรุนแรงจึงมีโอกาสเกิดการแตกหักของรากฟันได้ การสร้างเดือยฟันชนิดนี้ต้องใช้เวลาในการส่งงานให้ห้องปฏิบัติการทันตกรรมจึงไม่สามารถทำให้เสร็จได้ภายในครั้งเดียว แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากการสร้างเดือยฟันชนิดนี้มีการใช้โลหะผสมสร้างเดือยและแกนฟันเป็นเนื้อเดียวกัน ทำให้เดือยฟันชนิดนี้มีความแข็งแรงและมีการเชื่อมต่อระหว่างเดือยและแกนฟันได้ดี จึงไม่ค่อยพบการ

แตกหักระหว่างแกนและเดือยฟัน

2. เดือยฟันสำเร็จรูป (prefabricated post) เป็นเดือยฟันที่บริษัทผลิตขึ้นสำเร็จรูปมีหลายขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและรูปร่าง

รูปร่างของเดือยฟันสำเร็จรูป มีการผลิตออกมาหลายรูปร่างได้แก่ รูปร่างขนาน รูปร่างสอบ พื้นผิวเรียบหรือเกลียว ฯลฯ เดือยฟันสำเร็จรูปที่มีรูปร่างขนานและพื้นผิวเรียบทำให้เกิดการกระจายแรงบดเคี้ยวสู่เนื้อฟันโดยรอบได้ดีและเกิดแรงเค้น (stress) กับรากฟันน้อยแต่มีการยึดติดกับผนังคลองรากฟันน้อยที่สุด ในทางกลับกันเดือยฟันที่มีลักษณะปลายเรียวและพื้นผิวเป็นเกลียวให้การยึดติดที่ดีกว่าแต่เกิดแรงเค้นกับรากฟันมากกว่าเนื่องจากส่วนที่เป็นเกลียวมีการหมุนลึกเข้าไปในส่วนเนื้อฟันโดยรอบ และยังมีโอกาสทำให้เกิดสภาวะลิ่มได้สูงขณะได้รับแรงบดเคี้ยว[17-19]

ถ้ามองในแง่ของการอนุรักษ์เนื้อฟันแล้ว การใช้เดือยฟันรูปร่างปลายเรียวมีการตัดเนื้อฟันในคลองรากฟันออกน้อยกว่าเดือยฟันรูปร่างเกลียวหรือขนาน ซึ่งการเตรียมพื้นที่สำหรับเดือยฟันรูปร่างขนานเกิดการสูญเสียเนื้อฟันส่วนปลายของรากฟันไปมากกว่าปลายเรียวทำให้เนื้อฟันส่วนนี้มีความบางและอ่อนแอ[8]

วัสดุที่ใช้ทำเดือยฟันสำเร็จรูป มีหลายชนิดคือ

- เดือยฟันโลหะสำเร็จรูป ได้แก่ เหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) ไทเทเนียม (titanium) โลหะผสมไทเทเนียม (titanium alloy) โลหะผสมแพลตินัมทองพัลเลเดียม (platinum-gold-palladium alloy) โลหะผสมโครเมียม (chromium-containing alloy) และทองเหลือง (brass) พบว่าเดือยฟันโลหะมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่สูงกว่าเนื้อฟันมากจนเกินไป ทำให้เกิดการแตกหักของรากฟันได้ และมักเกิดการผุกร่อนบริเวณพื้นผิวของเดือยฟัน[9,19,20] มีการศึกษาพบว่าเดือยฟันโลหะสำเร็จรูปที่ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิมและไทเทเนียมทำให้เกิดรูปแบบการแตกหักของฟันที่ไม่สามารถบูรณะใหม่ได้[21,22]

- เดือยฟันสำเร็จรูปที่ทำจากกระเบื้องเคลือบ (porcelain) หรือเซอร์โคเนีย (zirconia) เดือยฟันชนิดนี้ผลิตขึ้นมาเพื่อใช้ในกรณีที่ต้องการความสวยงามสูง เป็นวัสดุที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) มีค่าความทนแรงดัด (flexural strength) ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นและการทนความเค้นต่อการแตกหัก (fracture toughness) สูง[23] แต่อย่างไรก็ตามเดือยฟันชนิดนี้ยังคงต้องมีการศึกษาถึงผลของการใช้งานในระยะยาวต่อไป

- เดือยฟันสำเร็จรูปคอมโพสิตเสริมเส้นใย (fiber-reinforced composite) เส้นใยที่นำมาเสริมความแข็งแรงได้แก่ เส้นใยของคาร์บอน (carbon) ควอตซ์ (quartz) หรือแก้ว (glass) ที่ฝังลงในเรซินอีพ็อกซี (epoxy resin) หรือเมทาไครเลตเรซิน (methacrylate resin)[6] เส้นใยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางตั้งแต่ 7 ถึง 10 ไมโครเมตร และมีความแตกต่างกันของปริมาณเส้นใย เดือยฟันชนิดนี้มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน (ตารางที่ 1)[24-27] จึงลดความเสี่ยงต่อการแตกหักของรากฟัน[25,28,29] และเมื่อเกิดความล้มเหลวในการรักษาคลองรากฟันสามารถรื้อเดือยฟันเพื่อทำการรักษาใหม่ได้ง่าย[30]

ปัจจุบันแนวโน้มในการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากที่เหลือเนื้อฟันมากด้วยเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยแทนแกนเดือยฟันโลหะเหวี่ยงมากขึ้น เนื่องจากเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน จึงเกิดการกระจายแรงจากเดือยฟันไปสู่เนื้อฟันได้ดี แตกต่างกับเดือยฟันโลหะเหวี่ยงที่มีมอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นมากกว่า เมื่อมีแรงมากระทำจึงเกิดความเครียดสะสมบริเวณรอยต่อระหว่างเดือยฟันกับเนื้อฟันมาก ทำให้เกิดการแตกหักของรากฟันได้[31] จากการศึกษาทางคลินิกพบว่าการใช้เดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยไม่ทำให้เกิดการแตกหักของรากฟัน จึงมีความสำเร็จในการบูรณะสูง[32]

จากการศึกษาของ Coelho Santos และคณะ[33] พบว่ากลุ่มที่ใช้เดือยฟันสำเร็จรูปคอมโพสิตเสริมเส้นใยให้ค่าความทนแรงดึงในแนวเส้นผ่านศูนย์กลาง (diametral tensile strength) มากกว่ากลุ่มที่ใช้เดือยฟันโลหะสำเร็จรูป ความล้มเหลวที่เกิดขึ้นของกลุ่มเดือยฟันสำเร็จรูปคอมโพสิตเสริมเส้นใยเป็นการเชื่อมแน่นล้มเหลว (cohesive failure) ภายในเนื้อคอมโพสิต ในขณะที่กลุ่มเดือยฟันโลหะสำเร็จรูปเป็นการยึดไม่ติด (adhesive failure) ระหว่างพื้นผิวเดือยฟันและเรซินซีเมนต์

ตารางที่ 1 *ส่วนประกอบและคุณสมบัติเชิงกลของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยบางชนิด*[24-27]

Table 1 *Compositions and mechanical properties of some fiber-reinforced composite posts.*

Post	Content (% by weight)	Flextural modulus (GPa)	Flextural strength (MPa)	Elastic Modulus (GPa)
Dentin		17.5±3.8	212.9±41.9	17.4-18
D.T. LIGHT-POST®, RTD	Quartz fiber 60%, epoxy	46	1,400	32.1±2
Luscent®, Dentatus	Quartz fiber 70%, polyester	40	890	22.41
ParaPost® Fiber White, Coltene/Whaledent	Glass fiber 42%, filler 29%, methacrylate resin 29%	29	990	20-30
FRC Postec®, Ivoclar Vivadent	Glass fiber 61.6%, urethane dimethacrylate 18.3%, triethylene glycol dimeth-acrylate 7.6%	45	1,390	*
Fibrekleer®, Pentron	Glass fiber 81-84%, resin 16-19%	23	1,423	*
Reforpin®, Angelus	Glass fiber 87%, epoxy	*	856	40
Evolution Fiber Post, Innotech	Glass fiber, *	*	*	*

*Data not found

การบูรณะฟันที่มีการรักษาคลองรากฟันแล้วและมีคลองรากฟันขนาดใหญ่หรือคลองรากฟันผายมากกว่าปกติ เช่น ฟันตัดบนซี่กลาง (upper central incisors) หรือในฟันเด็กที่เจริญไม่เต็มที่ รวมไปถึงฟันที่มีรูปร่างหน้าตัดของคลองรากฟันไม่เป็นรูปกลม[34] เช่น ฟันกรามน้อย (premolars) หรือฟันตัดบนซี่ข้าง (upper lateral incisors) การใช้เดือยฟันสำเร็จรูปเพียงชิ้นเดียวมีปัญหาความไม่แนบสนิทของเดือยฟันและผนังคลองรากฟัน จึงมีการผลิตเดือยฟันสำเร็จรูปคอมโพสิตเสริมเส้นใยในรูปแบบของเดือยฟันขนาดเล็ก (accessory post) เพื่อใช้ร่วมกับเดือยฟันขนาดปกติ เป็นการเพิ่มความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟัน และเสริมความแข็งแรงให้กับเดือยฟัน ช่วยลดความเสี่ยงต่อการแตกหักของฟัน[27] และลดความหนาของชั้นซีเมนต์

ชนิดของวัสดุแกนฟัน (core material)

วัสดุแกนฟันมีหลายชนิด ซึ่งแต่ละชนิดมีคุณสมบัติที่แตกต่างกันดังนี้ (ตารางที่ 2)[35]

1. แกนฟันโลหะหล่อผสม (cast post and core) แกนฟันที่ทำจากโลหะเหวี่ยงถูกใช้มาเป็นเวลานาน มักใช้ในกรณีที่มีเนื้อฟันส่วนตัวฟันเหลืออยู่น้อย แกนฟันชนิดนี้สร้างขึ้นมาเป็นชิ้นเดียวกับเดือยฟันและให้การรองรับครอบฟันได้ดี แต่เป็นวัสดุที่มีความแข็งมากกว่าเนื้อฟัน

2. แกนฟันอะมัลกัม (amalgam core) อะมัลกัมเป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงสูง มีการละลายตัวต่ำ และมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเหตุความร้อนใกล้เคียงกับฟัน แต่ใช้เวลาในการแข็งตัวนานจึงไม่สามารถกรอเตรียมฟันได้ทันทีหลังสร้างแกนฟัน การยึดติดกับเนื้อฟันเป็นการยึดติดทางมหกลศาสตร์ (macromechanical bond) การใช้แกนฟันอะมัลกัมไม่เหมาะสมในกรณีที่เนื้อฟันถูกทำลายไปมาก[8]

3. แกนฟันกลาสไอโอโนเมอร์ หรือเรซินโมดิ-ฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ (glass ionomer or resin-modified glass ionomer core) กลาสไอโอโนเมอร์เป็นวัสดุที่สามารถนำมาใช้เป็นวัสดุแกนฟันได้เนื่องจากมีคุณสมบัติที่ดีคือ การเกิดการยึดทางเคมีได้กับเนื้อฟันและเคลือบฟัน สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้ และมีการขยายตัวเหตุความร้อนใกล้เคียงกับเนื้อฟัน แต่มีข้อด้อยคือความทนแรงอัดและแรงดึงต่ำ และเกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของวัสดุขณะปฏิกิริยาการแข็งตัวในบริเวณที่มีความชื้น[35] กลาสไอโอโนเมอร์เป็นวัสดุที่เกิดการขยายตัวจากการดูดซึมความชื้น[36] ซึ่งอาจทำให้เกิดการแตกหักของครอบฟันเซรามิกล้วน (all-ceramic crown)[37]

ตารางที่ 2 *การเปรียบเทียบคุณสมบัติของวัสดุแกนฟัน*[35]

Table 2 *Comparison of core material properties.*

Property	Amalgam	Composite	GI	RMGI
Cariostatic	-	-	++	++
Bonds to tooth	-	++	++	++
Compressive strength	++	++	-	+
Flexural strength	++	++	-	+
Tensile strength	++	++	-	+
Coefficient of thermal expansion	-	-	++	++
Thermal diffusivity	-	+	++	++
Dimensional stability	-	+	-	+

(-) poor; (+) satisfactory; (++) good

4. แกนฟันเรซินคอมโพสิต (resin composite core) เรซินคอมโพสิตมีข้อดีคือความสวยงาม[38] มีการยึดติดกับเนื้อฟันได้แข็งแรงเมื่อใช้ร่วมกับสารยึดติด (adhesive agents) และมีความแข็งแรงทนต่อการแตกหักสูงเมื่อเทียบกับอะมัลกัมและกลาสไอโอโนเมอร์[39-41] สามารถนำมาใช้ยึดเดือยและก่อแกนฟันให้เป็นชิ้นเดียวกัน และกรอเตรียมฟันหลักได้ในครั้งเดียว[42] ปัจจุบันมีการผลิตเรซินคอมโพสิตขึ้นมาหลายรูปแบบสำหรับใช้เป็นวัสดุแกนฟันโดยเฉพาะ บางชนิดมีการเติมสารจำพวกโลหะเข้าไปเพื่อเพิ่มความแข็งแรง ได้แก่ ไทคอร์ (Ti core®) รวมไปถึงการผลิตในรูปแบบที่มีการไหลแผ่ได้ Monticelli และคณะ[43] พบว่าแกนฟันที่ทำจากเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่เกิดความแนบสนิทกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับเรซินคอมโพสิตแกนฟันชนิดอื่น นอกจากนี้แกนฟันเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ได้สามารถใช้ยึดเดือยฟันกับผนังคลองรากฟันและก่อแกนฟันขึ้นมาเป็นชิ้นเดียวกัน หรือเกิดสภาวะที่เรียกว่า "โมโนบล็อก" (Monoblock) การบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันแล้วแบบโมโนบล็อกเป็นการรวมพื้นผิวคลองรากฟันกับวัสดุบูรณะเดือยฟันและแกนฟันร่วมกับการใช้สารยึดติดเข้าเป็นอันหนึ่งอันเดียวกัน[44] โดยวัสดุที่ใช้มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับเนื้อฟัน เพื่อให้แรงบดเคี้ยวสามารถถ่ายทอดและกระจายผ่านส่วนประกอบต่างๆ ของโมโนบล็อกได้[45] โดยเดือยฟันทำหน้าที่ในการดูดซับความเครียดเอาไว้แทนเป็นการลดความเสี่ยงต่อการแตกหักของรากฟัน[21]

5. แกนฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย (fiber-reinforced composite core) ได้แก่ แกนฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยรีฟอร์คอร์ (Reforcore®, Angelus) เป็นการฝังเส้นใยแก้วร้อยละ 80 ในอีพ็อกซีเรซินเมทริกซ์ร้อยละ 19 และสารทำให้เกิดสี (pigment) ร้อยละ 1 โดยน้ำหนัก เป็นแกนฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยสีเหมือนฟันธรรมชาติ ซึ่งแกนฟันชนิดนี้มีความทนแรงดัดสูง ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน ใช้งานง่ายและประหยัดเวลา แต่ปัจจุบันยังไม่มีการศึกษาถึงผลการใช้งานของแกนฟันชนิดนี้

ชนิดของซีเมนต์ฉาบยึด (luting cement)

ซีเมนต์ฉาบยึดมีหน้าที่ยึดชิ้นงานบูรณะที่ทำขึ้นจากห้องปฏิบัติการทันตกรรมเข้ากับฟันหลัก เพื่อให้คงอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องตลอดอายุการใช้งาน และทำหน้าที่เป็นสารเติมเต็มภายในช่องว่างเล็กๆ ระหว่างวัสดุบูรณะกับฟัน[46] กระบวนการยึดอยู่ของซีเมนต์มีหลายรูปแบบ ได้แก่ การยึดติดทางเคมี (chemical bond) การยึดติดทางกลศาสตร์ (mechanical bond) และการยึดติดทางจุลกลศาสตร์ (micromechanical bond) ซึ่งการยึดอยู่ของวัสดุบูรณะมักเกิดจากการรวม 2-3 กระบวนการเข้าด้วยกัน ทั้งนี้ขึ้นกับคุณสมบัติของซีเมนต์และวัสดุบูรณะที่ใช้[47] ชนิดของซีเมนต์ฉาบยึดจำแนกตามวิวัฒนาการของซีเมนต์ และคุณสมบัติของซีเมนต์แต่ละชนิด ได้แก่ (ตารางที่ 3)[19]

ตารางที่ 3 *การเปรียบเทียบคุณสมบัติของซีเมนต์ฉาบยึด*[19]

Table 3 *Comparison of luting cement properties.*

Property	Ideal material	Zinc phosphate	Poly-carboxylate	Glass ionomer	Resin ionomer	Composite	Adhesive resin
Film thickness (μm)	Low	<25	<25	<25	>25	>25	>25
Working time (min)	Long	1.5-5	1.75-2.5	2-3.5	2-4	3-10	1-15
Setting time (min)	Short	5-14	6-9	6-9	2	3-7	1-15
Compressive strength (MPa)	High	62-101	67-91	122-162	40-141	194-200	179-255
Elastic modulus (GPa)	Dentin= 13.7 Enamel= 84-130	13.2	Not test	11.2	Not test	17	4.5-9.8
Pulp irritation	Low	Moderate	Low	High	High	High	High
Solubility	Very low	High	High	Low	Very low	Very low	Very low
Microleakage	Very low	High	High to very high	Low to very high	Very low	High to very high	Very low to low
Removal of excess	Easy	Easy	Medium	Medium	Medium	Medium	Medium
Retention	High	Moderate	Low/ moderate	Moderate to High	Not test	Moderate	High

1. ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ (zinc phosphate cement) เป็นซีเมนต์ที่มีการใช้กันมานาน มีการยึดติดเชิงกลกับเนื้อฟันและวัสดุบูรณะ

คุณสมบัติเชิงกล ซีเมนต์ชนิดนี้มีค่ากำลังแรงอัดสูง (high compressive strength) แต่มีค่ากำลังแรงดึงต่ำ (low tensile strength)[46]

คุณสมบัติเชิงเคมี ถือได้ว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์เป็นซีเมนต์ชนิดแรกที่มีคุณสมบัติเป็นกรดกัดด้วยตนเอง (self-etch cement) ส่วนผสมของส่วนผงและส่วนเหลวมีความเป็นกรดทำให้เกิดการสูญเสียแร่ธาตุ (demineralizing) ของเนื้อฟัน[48] โดยความเป็นกรดด่าง (pH) หลังผสม 1 ชั่วโมงแรกมีค่าต่ำกว่า 4 แต่จะกลับมาเป็นกลางได้ภายใน 48 ชั่วโมง[46]

คุณสมบัติเชิงชีวภาพ เนื่องจากการเกิดปฏิกิริยากรด-ด่างของซีเมนต์ชนิดนี้จึงไม่แนะนำให้ใช้ในกรณีที่มีการเตรียมโพรงฟันที่ลึกหรือมีความเสี่ยงที่ทำให้เกิดการระคายเคืองต่อโพรงประสาทฟัน และซิงค์ฟอสเฟต-ซีเมนต์อาจเกิดการละลายตัวภายในช่องปากโดยเฉพาะอย่างยิ่งในระยะแรกหลังการแข็งตัวของซีเมนต์

แต่อย่างไรก็ตามจุดเด่นของซีเมนต์ชนิดนี้คือการเกิดความแข็งแรงสูงได้ในเวลารวดเร็วหลังการผสม ราคาถูก และขั้นตอนการทำงานไม่ยุ่งยาก ทำให้ซิงค์ฟอสเฟตยังคงเป็นซีเมนต์ที่มักถูกเลือกใช้ในทางคลินิก โดยเฉพาะในกรณีของการยึดวัสดุบูรณะชนิดโลหะล้วน หรือชนิดผสมระหว่างโลหะและเซรามิก ฟันปลอมติดแน่นบางส่วน (fixed partial denture) และแกนเดือยฟันโลหะเหวี่ยง[49]

2. ซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ (zinc polycarboxylate cement) เป็นซีเมนต์ชนิดแรกที่เกิดการยึดติดทางเคมีกับเนื้อฟัน[50]

คุณสมบัติเชิงกล ซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตมีค่ากำลังแรงดึงสูง แต่ค่ากำลังแรงอัดน้อยกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ และยังมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นต่ำ ทำให้เกิดการสูญเสียสภาพพลาสติกได้เมื่อมีแรงบดเคี้ยว[51]

คุณสมบัติเชิงเคมี การทำปฏิกิริยาในระหว่างการผสมซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลต มีความเป็นกรดสูงกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ แต่พบว่าค่าความเป็นกรด-ด่างของซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วหลังผสม[51]

คุณสมบัติเชิงชีวภาพ ซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตมีการละลายตัวภายในช่องปากมากกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ นอกจากนี้แม้ว่าการเกิดปฏิกิริยาของซีเมนต์จะทำให้เกิดความเป็นกรดสูง แต่โมเลกุลของกรดมีขนาดใหญ่จึงผ่านท่อเนื้อฟันเข้าไปได้น้อยมาก ทำให้เกิดการตอบสนองของโพรงประสาทฟันน้อยกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์[50]

เนื่องจากซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตมีคุณสมบัติเชิงกลที่ไม่ดีจึงไม่แนะนำให้ใช้ยึดฟันปลอมบางส่วนแบบติดแน่นที่มีช่วงความยาวมาก หรืออยู่ในตำแหน่งที่มีแรงบดเคี้ยวมาก[52]

3. กลาสไอโอโนเมอร์ หรือเรซินโมดิฟายด์-กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (glass ionomer or resin-modified glass ionomer cement) เป็นซีเมนต์ที่เกิดการยึดติดกับเนื้อฟันได้ทั้งทางกลและทางเคมี สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้

<u>*คุณสมบัติเชิงกล*</u> จากการทดสอบในห้องปฏิบัติการพบว่ากลาสไอโอโนเมอร์มีค่ากำลังแรงอัดมาก แต่ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นน้อยกว่าซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์[19] จึงไม่แนะนำให้ใช้ในการยึดฟันปลอมบางส่วนแบบติดแน่นที่มีช่วงความยาวมาก หรืออยู่ในตำแหน่งที่มีแรงบดเคี้ยวมาก[52]

<u>*คุณสมบัติเชิงเคมี*</u> การผสมกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นปฏิกิริยากรด-ด่าง ซึ่งควบคุมเวลาแข็งตัวและป้องกันการดูดความชื้นได้ยาก จึงมีการพัฒนาเรซินโมดิฟายด์-กลาสไอโอโนเมอร์ขึ้นเพื่อควบคุมเวลาแข็งตัวของพอลิเมอร์ด้วยการฉายแสง และเมื่อซีเมนต์แข็งตัวเร็วจึงดูดความชื้นน้อยลง

<u>*คุณสมบัติเชิงชีวภาพ*</u> กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีการละลายตัวสูงในระยะแรกหลังผสม ซึ่งสามารถป้องกันได้โดยการใช้ปิโตรเลียมเจลปิดทับบริเวณซีเมนต์ไว้ 10 นาที แต่สำหรับเรซินโมดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์เกิดปัญหานี้ลดน้อยลง[53] นอกจากนี้ซีเมนต์ชนิดนี้มีคุณสมบัติดูดน้ำทำให้เกิดการขยายตัว มีการคงเสถียรภาพเชิงมิติต่ำ และลดความแข็งแรงของชั้นซีเมนต์ ดังนั้นจึงไม่ควรใช้ยึดครอบฟันเซรามิกล้วน และยึดแกนเดือยฟัน เพราะการขยายตัวของซีเมนต์เมื่อดูดน้ำ มีผลทำให้เกิดความล้มเหลวในการบูรณะฟัน[52]

4. เรซินซีเมนต์ (resin cement) เป็นซีเมนต์ที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวางในปัจจุบัน เนื่องจากมีความแข็งแรงสูง การละลายตัวภายในช่องปากต่ำ และมีสีเหมือนฟันธรรมชาติให้ความสวยงาม เรซินซีเมนต์สามารถแบ่งกลุ่มได้อย่างหลากหลายตามเกณฑ์ที่ใช้จัดจำแนกดังนี้

- การจำแนกกลุ่มเรซินซีเมนต์ตามส่วนประกอบทางเคมี ได้แก่

  - กลุ่มไดเมทาไครเลตเรซินซีเมนต์ (dimethacrylate resin cement) ประกอบไปด้วยสารเมทาไครเลตบีส จีเอ็มเอ (Bis-GMA) ไดเมทาไครเลต หรือยูรีเทนไดเมทาไครเลต (urethane dimethacrylate) ร่วมกับวัสดุอัดแทรก (filler) เช่น ซิลิกา หรือแก้วในปริมาณร้อยละ 20 ถึง 80 โดยน้ำหนัก[54]

  - ส่วนกลุ่มของอะคริลิกเรซินซีเมนต์ (acrylic resin cement) ประกอบไปด้วยเมทิลเมทาไครเลตพอลิเมอร์ (methylmethacrylate polymer) และเมทิลเมทาไครเลตโมโนเมอร์ (methylmethacrylate monomer) ที่มีการเติมสารโฟร์เมทาไครโลซีเอทิล ไตรมิลลิเททแอนไฮไดรด์ (4-methacryloxyethyl-trimellitate anhydride) หรือโฟร์เมตา (4-META) และสารไตรเอ็น-บิวทิลบอเรน (tri-n-butyl-borane) หรือทีบีบี (TBB) ลงไป

- การจำแนกกลุ่มเรซินซีเมนต์ตามรูปแบบปฏิกิริยาการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization) ได้แก่ การเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ด้วยตัวเอง (auto-cured) การเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ด้วยแสง (light-cured) และการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ด้วยตัวเองร่วมกับแสง (dual-cured)

- การจำแนกกลุ่มเรซินซีเมนต์ตามลักษณะการใช้งาน ได้แก่ เรซินซีเมนต์ในรูปแบบแยกส่วนผงและส่วนของเหลว แบบแคปซูล หรือแบบแยกเป็นสารป้าย 2 หลอด (paste/paste) คือ ส่วนประกอบพื้นฐาน (base) และส่วนเร่งปฏิกิริยา (catalyst)

- การจำแนกกลุ่มเรซินซีเมนต์ตามระบบและขั้นตอนการใช้สารยึดติด ได้แก่ ระบบโททัลเอทช์ (total-etch) ระบบเซลฟ์เอทช์ (self-etch) และเซลฟ์แอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์ (self adhesive resin cement) ซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อการยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์กับโครงสร้างฟันต่อไป

คุณสมบัติของเรซินซีเมนต์

<u>*คุณสมบัติเชิงกล*</u> พบว่าเรซินซีเมนต์ชนิดที่มีการเติมวัสดุอัดแทรกมีค่าความทนแรงดัด ความทนแรงดึงในแนวเส้นผ่านศูนย์กลาง (diametral tensile strength) มอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น การทนความเค้นต่อการแตก

หัก และความแข็ง (hardness) สูงกว่าเรซินซีเมนต์ชนิดที่ไม่มีวัสดุอัดแทรก และซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมซึ่งได้แก่ซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ ซิงค์โพลีคาร์บอกซีเลตซีเมนต์ และกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์[48] Mezzomo และคณะ[55] พบว่าค่าความทนพันธะแรงเฉือน (shear bond strength) ของฟันที่ไม่มีเฟอร์รูล (ferrule) และยึดแกนเดือยฟันโลหะเหวี่ยงด้วยเรซินซีเมนต์มีค่ามากกว่ากลุ่มที่ยึดด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์

คุณสมบัติเชิงชีวภาพ ความเข้ากันได้ทางชีวภาพของเรซินซีเมนต์มีความสัมพันธ์กับอัตราการเกิดพอลิเมอร์ (degree of conversion)[56,57] ในกรณีที่ใช้เรซินซีเมนต์ยึดชิ้นงานในตำแหน่งความลึกที่แสงไม่สามารถส่งผ่านถึงควรใช้เรซินซีเมนต์ที่เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ด้วยตัวเอง หรือเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ด้วยตัวเองร่วมกับแสงเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์อย่างสมบูรณ์ จากการศึกษาของ Breeding และคณะ[58] พบว่าเมื่อยึดชิ้นงานที่มีความหนามากกว่า 2 มิลลิเมตรด้วยเรซินซีเมนต์ที่เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ด้วยแสงนั้นทำให้เกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ได้ไม่สมบูรณ์เมื่อฉายแสงนานกว่า 90 วินาที นอกจากนี้ White และคณะ[59,60] ได้ศึกษาการรั่วซึมขนาดเล็ก (microleakage) บริเวณขอบของครอบฟันในห้องปฏิบัติการ (in vitro) และศึกษาในสิ่งมีชีวิต (in vivo) พบว่ากลุ่มที่ใช้เรซินซีเมนต์ยึดครอบฟันพบการรั่วซึมขนาดเล็กน้อยกว่ากลุ่มที่ใช้ซิงค์ฟอสเฟต และซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตซีเมนต์

นอกจากนี้ปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อความสำเร็จของการใช้เรซินซีเมนต์ขึ้นกับกระบวนการยึดติดของเรซินซีเมนต์กับโครงสร้างของฟันและวัสดุบูรณะ[47]

การยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์กับโครงสร้างฟัน

การใช้เรซินซีเมนต์ยึดชิ้นงานบูรณะเข้ากับเนื้อฟันต้องใช้ร่วมกับสารยึดติด (ยกเว้นเรซินซีเมนต์กลุ่มเซลฟ์แอดฮีซีฟ) ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็นสองระบบ[61] ได้แก่ [1] ระบบโททัลเอทช์ มีการผลิตออกมาในสองรูปแบบ ได้แก่ โททัลเอทช์สามขั้นตอน (three-steps total-etch) ประกอบด้วยขั้นตอนการใช้กรดฟอสฟอริก (phosphoric acid) กัดพื้นผิวของฟัน (etching) เพื่อเป็นการเอาแร่ธาตุออก (demineralization) ทำให้เกิดความขรุขระที่พื้นผิวและมีการล้างกำจัดชั้นสเมียร์ (smear layer) ออกไป การทาสารไพรเมอร์ (primer) เพื่อเป็นการควบคุมความชื้นให้เส้นใยคอลลาเจน (collagen fiber) อยู่ในสภาวะที่เหมาะสมสำหรับการแทรกซึมของสารยึดติด (bonding) ซึ่งเป็นสารตัวกลางที่ทำหน้าที่ยึดระหว่างพื้นผิวของฟันกับเรซินซีเมนต์หรือเรซินคอมโพสิตต่อไป การแทรกซึมของเรซินเข้าไปบริเวณพื้นผิวฟันทำให้เกิดชั้นที่มีลักษณะการผสมผสานระหว่างเรซินกับเนื้อเยื่อฟันที่มีแร่ธาตุพอกพูน (mineralized tissue) เรียกว่า “ชั้นไฮบริด” (hybrid layer)[48] นอกจากนี้ยังมีการผลิตระบบโททัลเอทช์สองขั้นตอน (two-steps total-etch) ซึ่งรวมการทาสารไพรเมอร์และสารยึดติดเป็นขั้นตอนเดียว เป็นการลดขั้นตอนการทำงานและลดความเสี่ยงของการเกิดความล้มเหลวของการยึดติดอันเนื่องมาจากขั้นตอนการทำงานที่ยุ่งยาก (technique sensitive) [2] ระบบเซลฟ์เอทช์ มีการผลิตออกมาในสองรูปแบบ ได้แก่ เซลฟ์เอทช์สองขั้นตอน (two-steps self-etch) เป็นการรวมขั้นตอนของการใช้กรดกัดพื้นผิวและการทาสารไพรเมอร์เป็นขั้นตอนเดียว แล้วแยกสารยึดติดออกมา และเซลฟ์เอทช์หนึ่งขั้นตอน (one-step self-etch) เป็นการรวมทั้งสามขั้นตอนของการใช้กรดกัดพื้นผิว การทาสารไพรเมอร์ และสารยึดติดเป็นขั้นตอนเดียว สารยึดติดในระบบนี้จะมีความเป็นกรดสามารถกัดพื้นผิวฟันให้มีความขรุขระได้ แต่ไม่มีการกำจัดชั้นสเมียร์[47]

การยึดติดของเรซินกับเคลือบฟันและเนื้อฟันเป็นการยึดติดทางจุลกลศาสตร์และทางเคมีบนผิวฟันที่ถูกกัดด้วยกรด ซึ่งกลไกการยึดติดในชั้นเนื้อฟันมีความซับซ้อนมากกว่าชั้นเคลือบฟัน ต้องเตรียมการยึดติดหลายขั้นตอน ได้แก่ ขั้นตอนการกำจัดชั้นสเมียร์ และการละลายแร่ธาตุออกจากผิวเนื้อฟัน ตามด้วยการทาสารไพรเมอร์และสารยึดติด การติดตามผลของการรักษาทางคลินิกพบว่าสารยึดติดระบบโททัลเอทช์ซึ่งมีการกำจัดชั้นสเมียร์ออกไปทำให้เกิดภาวะเสียวฟันภายหลังการรักษา (post-operative sensitivity) ได้บ่อยครั้ง[62] จึงมีการเลือกใช้ระบบเซลฟ์เอทช์มากขึ้นเพื่อเป็นการลดความรุนแรงของการถูกกรดกัดบริเวณผิวเนื้อฟันลง ทำให้ยังคงเหลือชั้นสเมียร์ปกคลุมบริเวณท่อเนื้อฟันอยู่ ส่วนเซลฟ์แอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์เป็นเรซินซีเมนต์ที่ไม่ต้องเตรียมพื้น

ผิวฟันก่อนการยึดชิ้นงานบูรณะ ขั้นตอนการทำงานมีเพียงขั้นตอนเดียว การใช้งานไม่ยุ่งยากเช่นเดียวกันกับซิงค์ฟอสเฟตและซิงค์โพลีคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ ซีเมนต์ในกลุ่มนี้ไม่มีขั้นตอนกำจัดชั้นสเมียร์จึงไม่ทำให้เกิดอาการเสียวฟันภายหลังจากการรักษา[63] เซลฟ์แอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์ประกอบไปด้วยโมโนเมอร์ที่มีความเป็นกรดจึงสามารถนำแร่ธาตุออกจากผิวฟันและเรซินแทรกเข้าสู่ชั้นเคลือบฟันและเนื้อฟันที่มีความขรุขระได้ แต่จากหลายการศึกษาพบว่าความแข็งแรงในการยึดติด (bond strength) ทั้งในชั้นเคลือบฟันและเนื้อฟันของเซลฟ์แอดฮีซีฟเรซินซีเมนต์มีค่าต่ำกว่าเรซินซีเมนต์ที่ต้องใช้ร่วมกับการกัดผิวฟันด้วยกรดฟอสฟอริก[64,65]

การยึดติดระหว่างเรซินซีเมนต์กับชิ้นงานบูรณะ

• การยึดติดกับชิ้นงานบูรณะที่ทำด้วยโลหะ พบว่าบริเวณพื้นผิวของโลหะผสมพื้นฐาน (base metal alloys) มีชั้นออกไซด์ของโลหะที่หนาจึงเกิดปฏิกิริยาการยึดติดกับเรซินซีเมนต์ได้ดีกว่าโลหะผสมมีสกุล (noble alloys)[51] ชั้นออกไซด์นี้มีลักษณะพื้นผิวที่ขรุขระเล็กน้อยจึงทำให้เกิดการยึดติดทางจุลกลศาสตร์ และการทาสารยึดติดทำให้เกิดการยึดติดทางเคมีกับเรซินซีเมนต์ได้[55] การเตรียมพื้นผิวโลหะก่อนยึดติดด้วยเรซินซีเมนต์นั้นได้มีการศึกษาแนะนำหลายวิธีการ วิธีเพิ่มการยึดติดทางจุลกลศาสตร์ได้แก่ การกัดพื้นผิวโลหะด้วยสารเคมี (chemical gel etching) การเป่าทราย (airborne-particle abrasion) วิธีเพิ่มการยึดติดทางจุลกลศาสตร์ร่วมกับทางเคมี เช่น การเคลือบพื้นผิวด้วยดีบุก (tin plating) การเคลือบพื้นผิวด้วยผงซิลิกอน (silicoating) และวิธีเพิ่มการยึดติดทางเคมีและเพิ่มการซึมแผ่ของเรซินซีเมนต์บนผิวของโลหะได้แก่ การใช้กาวไพรเมอร์ (metal primer) โครงสร้างของกาวไพรเมอร์มีปลายข้างหนึ่งเป็นกลุ่มทำงานที่ยึดกับพื้นผิวโลหะและปลายอีกข้างหนึ่งมีกลุ่มทำงานที่เชื่อมกับเรซินซีเมนต์ กาวไพรเมอร์จึงทำหน้าที่ปรับสภาพพื้นผิวของโลหะให้มีความเหมาะสมและเพิ่มการยึดติดกับเรซินซีเมนต์[66]

• การยึดติดกับเซรามิก ควรเตรียมพื้นผิวของชิ้นงานบูรณะให้เกิดความขรุขระโดยเลือกใช้วิธีที่เหมาะสมกับชนิดขององค์ประกอบในเซรามิก ถ้าชิ้นงานบูรณะนั้นทำด้วยกลุ่มอะลูมินาออกไซด์เซรามิกควรใช้วิธีการเป่าทราย ถ้าชิ้นงานบูรณะทำด้วยกลุ่มกลาสเซรามิกส์ (glass ceramics) ควรใช้กรดไฮโดรฟลูออริก (hydrofluoric acid) กัดบริเวณพื้นผิวร่วมกับใช้สารคู่ควบไซเลน (silane coupling agent) ซึ่งเป็นสารที่มีโครงสร้างปลายข้างหนึ่งสามารถจับกับกลุ่มไฮดรอกซี (OH group) บนพื้นผิวของเซรามิกและปลายอีกข้างหนึ่งมีกลุ่มทำงานที่เชื่อมสารยึดติดหรือเรซินซีเมนต์ได้[47]

• การยึดติดกับเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย มีการศึกษาแนะนำวิธีเตรียมผิวของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยเพื่อเพิ่มการยึดติดกับเรซินซีเมนต์หลายวิธี ได้แก่

- การกัดผิวเดือยฟันด้วยสารเคมี เช่น กรดไฮโดรฟลูออริก ไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (hydrogen peroxide) โซเดียมเอทธ็อกไซด์ (sodium ethoxide) โพแทสเซียมเปอร์แมงกาเนต (potassium permanganate) เพียงอย่างเดียว หรือโพแทสเซียมเปอร์แมงกาเนตร่วมกับกรดไฮโดรคลอริก (hydrochloric acid)

- การเป่าทรายบริเวณพื้นผิวเดือยฟัน หรือเคลือบผิวเดือยฟันด้วยวิธีไตรโบเคมิคอล (tribochemical coating) ตามด้วยการทาสารคู่ควบไซเลน[43,67]

- การทาผิวเดือยฟันด้วยสารเคมี โดยการใช้สารคู่ควบไซเลนเป็นวิธีการที่นิยมใช้ เนื่องจากเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยประกอบไปด้วยเส้นใยควอตซ์หรือแก้ว การทำงานของสารคู่ควบไซเลนจึงเป็นหลักการเดียวกับการใช้ในวัสดุกลุ่มกลาสเซรามิกส์ อย่างไรก็ตามปัจจุบันมีการผลิตเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยหลายชนิดและมีความแตกต่างกันทั้งเส้นใยและเมทริกซ์ รวมถึงความขรุขระบริเวณพื้นผิว ดังนั้นผลของการใช้สารคู่ควบไซเลนจึงมีความแตกต่างกัน จากการศึกษาที่ผ่านมายังไม่มีความชัดเจนถึงผลของการเพิ่มความสามารถในการยึดติดกับเรซินซีเมนต์ของเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใย ที่ทาด้วยสารคู่ควบไซเลน หลายการศึกษาพบว่าการใช้สารคู่ควบไซเลนมีผลในการเพิ่มความแข็งแรงของการยึดติดระหว่างเดือยฟันคอมโพสิตเสริมเส้นใยกับเรซินซีเมนต์[68,69] แต่ก็มีอีกหลายการศึกษาที่ไม่พบความแตกต่างของการใช้และไม่ใช้สารคู่ควบไซเลน[70-72]

การบูรณะในส่วนตัวฟัน

ในฟันที่รักษาคลองรากฟันมาแล้วเหลือเนื้อฟันส่วนตัวฟันอยู่มากอาจบูรณะโดยการอุดปิดช่องเปิดของโพรงประสาทฟันด้วยวัสดุที่มีการยึดติดที่ดี ในฟันที่มีการสูญเสียเนื้อฟันส่วนตัวฟันไปมากจำเป็นต้องได้รับการบูรณะส่วนตัวฟันด้วยครอบฟัน[6,20] Oliveira และคณะ[73] สรุปว่าปัจจัยที่มีความสำคัญต่อความแข็งแรงของฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากมาแล้วคือปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่

ข้อบ่งชี้ในการบูรณะฟันที่รักษาคลองรากฟันมาแล้วด้วยแกนเดือยฟันร่วมกับครอบฟันไม่เพียงแต่ขึ้นอยู่กับปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่เท่านั้นแต่ต้องพิจารณาถึงแผนการรักษาทางทันตกรรมประดิษฐ์ทั้งหมดด้วย[74] ในกรณีที่จะต้องใช้เป็นฟันหลักของฟันเทียมบางส่วนถอดได้ การบูรณะส่วนตัวฟันด้วยครอบฟันเป็นส่วนสำคัญที่ช่วยให้ประสบความสำเร็จในการรักษา[75]

สรุป

ปัจจัยที่มีผลต่อความสำเร็จในการบูรณะฟันที่ได้รับการรักษาคลองรากมาแล้วนั้นมีหลายประการ ทั้งคุณภาพของการรักษาคลองรากฟัน ปริมาณเนื้อฟันส่วนตัวฟันที่เหลืออยู่ อัตราส่วนระหว่างความยาวส่วนตัวฟันต่อรากฟัน การออกแบบลักษณะและชนิดของแกนเดือยฟันและครอบฟัน เป็นต้น ดังนั้นการมีความรู้ความเข้าใจและมีการวางแผนการรักษาที่เหมาะสมเป็นสิ่งสำคัญในการเลือกใช้วัสดุและวิธีการบูรณะฟันให้กับผู้ป่วยแต่ละรายเพื่อผลสำเร็จของการรักษา

เอกสารอ้างอิง

1. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont* 2001;14: 355-363.
2. Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts--why, when and how. *Dent Clin North Am* 1976; 20: 299-311.
3. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 2006; 22: 477-485.
4. Hajizadeh H, Namazikhah MS, Moghaddas MJ, Ghavamnasiri M, Majidinia S. Effect of posts on the fracture resistance of load-cycled endodontically-treated premolars restored with direct composite resin. *J Contemp Dent Pract* 2009; 10: 10-17.
5. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res* 1989; 68: 1540-1544.
6. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent* 2001; 29: 427-433.
7. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res* 2006; 85: 364-368.
8. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005; 136: 611-619.
9. Sivers JE, Johnson WT. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 1992; 36: 631-650.
10. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part II. Maintaining the apical seal. *J Prosthodont* 1995; 4: 51-53.
11. Wu MK, Pehlivan Y, Kontakiotis EG, Wesselink PR. Microleakage along apical root fillings and cemented posts. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 264-269.
12. Abramovitz L, Lev R, Fuss Z, Metzger Z. The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endod* 2001; 27: 292-295.

13. Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 162-165.
14. Tilk MA, Lommel TJ, Gerstein H. A study of mandibular and maxillary root widths to determine dowel size. *J Endod* 1979; 5: 79-82.
15. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 32-36.
16. Bergman B, Lundquist P, Sjogren U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 10-15.
17. Trabert KC, Cooney JP. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am* 1984; 28: 923-951.
18. Rolf KC, Parker MW, Pelleu GB. Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a photoelastic study. *Oper Dent* 1992; 17: 86-92.
19. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. 2nd ed. St Louis: Mosby; 1995: 278-283.
20. Kane JJ, Burgess JO. Modification of the resistance form of amalgam coronal-radicular restorations. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 470-474.
21. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 360-367.
22. Al-Wahadni AM, Hamdan S, Al-Omiri M, Hammad MM, Hatamleh MM. Fracture resistance of teeth restored with different post systems: in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106: e77-e83.
23. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 322-326.
24. Watanabe T, Miyazaki M, Inage H, Kurokawa H. Determination of elastic modulus of the components at dentin-resin interface using the ultrasonic device. *Dent Mater J* 2004; 23: 361-367.
25. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 369-376.
26. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007; 23: 1129-35.
27. Moosavi H, Maleknejad F, Kimyai S. Fracture resistance of endodontically-treated teeth restored using three root-reinforcement methods. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9: 30-37.
28. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 262-269.
29. Freedman GA. Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin North Am* 2001; 45: 103-116.
30. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001; 10: 26-36.
31. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23: 2667-2682.

32. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000; 13: 15B-18B.
33. Coelho Santos GJr, El-Mowafy O, Rubo JH. Diametral tensile strength of a resin composite core with nonmetallic prefabricated posts: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 335-341.
34. Peters OA. Current challengers and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004; 30: 559-567.
35. Wilson PHR, Fisher NL, Bartlett DW. Direct core materials. *Dent Update* 2003; 30: 362-368.
36. Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. Volumetric dimensional change of six direct core materials. *Dent Mater* 2004; 20: 345-351.
37. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, El Moneim Zaki A. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 624-631.
38. Suzuki MM. Recent commercial composite formulations. *Oper Dent Suppl* 2001; 6:145-151.
39. Cohen BI, Condos S, Deutsch AS, Musikant BL. Fracture strength of three different core materials in combination with three different endodontic posts. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 178-182.
40. Zalkind M, Shkury S, Stern N, Heling I. Effect of prefabricated metal post-head design on the retention of various core materials. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 483-487.
41. Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS, Musikant BL. In vitro evaluation of five core materials. *J Prosthodont* 2007; 16: 25-30.
42. Ricketts DNL, Tait CM, Higgins AJ. Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. *Br Dent J* 2005; 198: 533-541.
43. Monticelli F, Osorio R, Sadek FT, Radovic I, Toledano M, Ferrari M. Surface treatments for improving bond strength to prefabricated fiber posts: a literature review. *Oper Dent* 2008; 33: 346-355.
44. Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996; 20: s50-s56.
45. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 2007; 33: 391-398.
46. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am* 2007; 51: 643-658.
47. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007; 51: 453-471.
48. Nakabayashi N, Pashley DH. *Hybridization of dental hard tissues*. Chicago: Quintessence; 1998: 13-15.
49. Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20: 197-219.
50. Smith DC. A new dental cement. *Br Dent J* 1968; 125: 381-384.
51. Power JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative dental materials*. 12th ed. St Louis: Mosby; 2002: 113-116.
52. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 135-141.

53. Cho E, Kopel H, White SN. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int* 1995; 26: 351-358.
54. O'Brien W. *Dental materials and their selection*. 4th ed. Chicago: Quintessence; 2008: 165-167.
55. Mezzomo E, Massa F, Libera SD. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. *Part I. Quintessence Int* 2003; 34: 301-306.
56. Caughman WF, OíConnor RP, Williams HA, Rueggeberg FA. Retention strengths of three cements using full crown preparations restored with amalgam. *Am J Dent* 1992; 5: 61-63.
57. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 43-47.
58. Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 512-518.
59. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 333-338.
60. White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod* 1995; 21: 9-12.
61. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28: 3757-3785.
62. Christensen GL. Has the "total-etch" concept disappeared? *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 817-820.
63. Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *Eur J Oral Sci* 2008; 116: 557-563.
64. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt KL, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004; 20: 963-971.
65. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007; 23: 71-80.
66. Sen D, Nayir E, Pamuk S. Comparison of the tensile bond strength of high-noble, noble, and base metal alloys bonded to enamel. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 561-566.
67. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent* 2007; 20: 353-360.
68. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. *J Dent* 2004; 32: 443-450.
69. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res* 2008; 87: 1122-1126.
70. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E. Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent* 2003; 5: 153-162.
71. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. Bond strengths of resin cements to fiber-reinforced composite posts. *Am J Dent* 2006; 19: 138-142.
72. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 2006; 22: 752-758.
73. Oliveira FC, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1987; 115: 57-60.

74. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores: a review. *Quintessence Int* 2005; 36: 737-746.

75. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 780-784.