ว ทันต จุฬาฯ 2554;34:141-154
CU Dent J. 2011;34:141-154

บทความปริทัศน์
Review Article

แนวคิดโมโนบลอคในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้ว

อัมพาภรณ์ นิธิประทีป ท.บ.[1]
เฉลิมพล ลี้ไวโรจน์ ท.บ., M.S.D., ABOD, FRCDT[2]

[1]นิสิตบัณฑิตศึกษา ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
[2]ภาควิชาทันตกรรมหัตถการ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

การบูรณะฟันภายหลังการรักษาคลองรากฟันเป็นสิ่งสำคัญต่อความสำเร็จของการรักษาคลองรากฟัน จากความก้าวหน้าในการพัฒนาวัสดุบูรณะจึงมีการนำเสนอแนวคิดโมโนบลอคมาใช้อธิบายการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้วด้วยการใช้เดือยฟันเส้นใยสำเร็จรูป แนวคิดโมโนบลอค คือ ความพยายามให้เกิดการประสานเสมือนเป็นหน่วยเดียวกันทางเชิงกลของฟันและวัสดุบูรณะ ด้วยการใช้วัสดุบูรณะที่สามารถยึดกันได้ดีและยึดติดกับเนื้อฟันได้อย่างสมบูรณ์ มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงเนื้อฟัน เมื่อมีแรงกระทำต่อฟัน วัสดุจะมีการบิดตัวไปพร้อมกับเนื้อฟันทำให้มีการกระจายแรงที่เท่า ๆ กัน บทความปริทัศน์นี้กล่าวถึงแนวคิดโมโนบลอคในฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้ว ในแง่ของคำจำกัดความ การจำแนกประเภท ปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลให้เกิดลักษณะโมโนบลอค รวมทั้งข้อจำกัดหรือปัญหาที่พบในแนวคิดโมโนบลอคนี้

(ว ทันต จุฬาฯ 2554;34:141-154)

คำสำคัญ: *การเป็นหน่วยเดียวกันทางเชิงกล; ฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้ว; โมโนบลอค*

บทนำ

ฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้วจะมีความแข็งแรงของฟันลดลง เนื่องจากการสูญเสียเนื้อฟันจากพยาธิสภาพที่เป็นสาเหตุของการรักษาคลองรากฟัน เช่น รอยผุ หรือการแตกหักของฟัน และจากขั้นตอนการรักษาคลองรากฟัน[1] การบูรณะฟันภายหลังการรักษาคลองรากฟันจึงเป็นปัจจัยหนึ่งในความ สำเร็จของการรักษาคลองรากฟัน โดยชนิดของการบูรณะฟันนั้นขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ เช่น เฟอร์รู (ferrule) ปริมาณและคุณภาพของเนื้อฟันที่เหลืออยู่ ตำแหน่งและการรับแรงของฟัน ความสวยงาม รวมทั้งคุณภาพของการรักษารากฟัน โดยในกรณีที่มีเนื้อฟันเหลืออยู่เพียงพอ การบูรณะอาจเป็นการปิดรูเปิดจากการรักษาคลองรากฟัน (access closure) หรือทำแกนฟัน (core) ร่วมกับการบูรณะด้วยการคลุมปุ่มฟัน (cuspal coverage) ทั้งหมด ส่วนกรณีที่ฟันมีเนื้อฟันเหลืออยู่ไม่เพียงพอ การบูรณะจะใช้เดือยฟัน (post) ร่วมกับการทำครอบฟัน

ในอดีตเชื่อว่าเดือยฟันมีหน้าที่เสริมสร้างความแข็งแรงให้กับฟัน แต่ปัจจุบันเป็นที่ยอมรับกันว่าเดือยฟันมีหน้าที่ช่วยในการยึดอยู่ของแกนฟัน และช่วยกระจายแรงบดเคี้ยวจากส่วนตัวฟันไปยังรากฟัน แต่อาจส่งผลให้รากฟันแตกจนไม่สามารถเก็บฟันซี่นั้นไว้ได้[2,3] เดือยฟันอาจแบ่งได้เป็น เดือยฟันโลหะชนิดเหวี่ยง (cast metal post) และเดือยฟันสำเร็จรูป (prefabricated post) ซึ่งมีทั้งชนิดโลหะและไม่ใช่โลหะ ในปัจจุบันเดือยฟันสำเร็จรูปได้รับความนิยมเพิ่มมากขึ้นเนื่องจากมีขั้นตอนและระยะเวลาในการทำงานลดลง และชนิดไม่ใช่โลหะที่มีสีคล้ายฟันสามารถนำมาใช้ในกรณีที่ต้องการความสวยงามได้ นอกจากนี้ได้มีการพัฒนาเดือยฟันสำเร็จรูป เช่น เดือยฟันเส้นใยแก้ว (glass fiber post) ให้มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (modulus of elasticity) ใกล้เคียงกับเนื้อฟัน เพื่อช่วยกระจายแรงจากตัวฟันไปยังรากฟัน ลดความเสี่ยงในการแตกหักของรากฟันลง[4-6] การบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยจะยึดติดกับผนังคลองรากฟันด้วยการใช้เรซินซีเมนต์ร่วมกับสารยึดติด ทำให้เกิดการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาค (micromechanical retention) ซึ่งให้การยึดอยู่ที่ดี และส่วนประกอบของเดือยฟันเส้นใยที่เป็นเรซินในเมทริกซ์สามารถทำปฏิกิริยาทางเคมีกับเรซินในเรซินซีเมนต์ได้[7] ในส่วนแกนฟันนิยมใช้เป็นเรซินคอมโพสิต เนื่องจากมีความแข็งแรง ให้ความสวยงาม สามารถยึดติดกับเนื้อฟันและช่วยเสริมความแข็งแรงให้กับฟันได้ จากความก้าวหน้าในการพัฒนาวัสดุบูรณะต่างๆ ดังกล่าว จึงมีการนำแนวคิดโมโนบลอค (monoblock) มาใช้ในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้ว โดยเชื่อว่าหากใช้เดือยฟันและแกนฟันที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันยึดกับผนังคลองรากฟันจะเกิดการประสานเป็นหน่วยเดียวกัน (homogeneous unit) ของฟัน เดือยฟัน และแกนฟัน เมื่อมีแรงมากระทำต่อฟันจะเกิดการถ่ายทอดแรงที่เท่าๆ กันในทุกบริเวณ

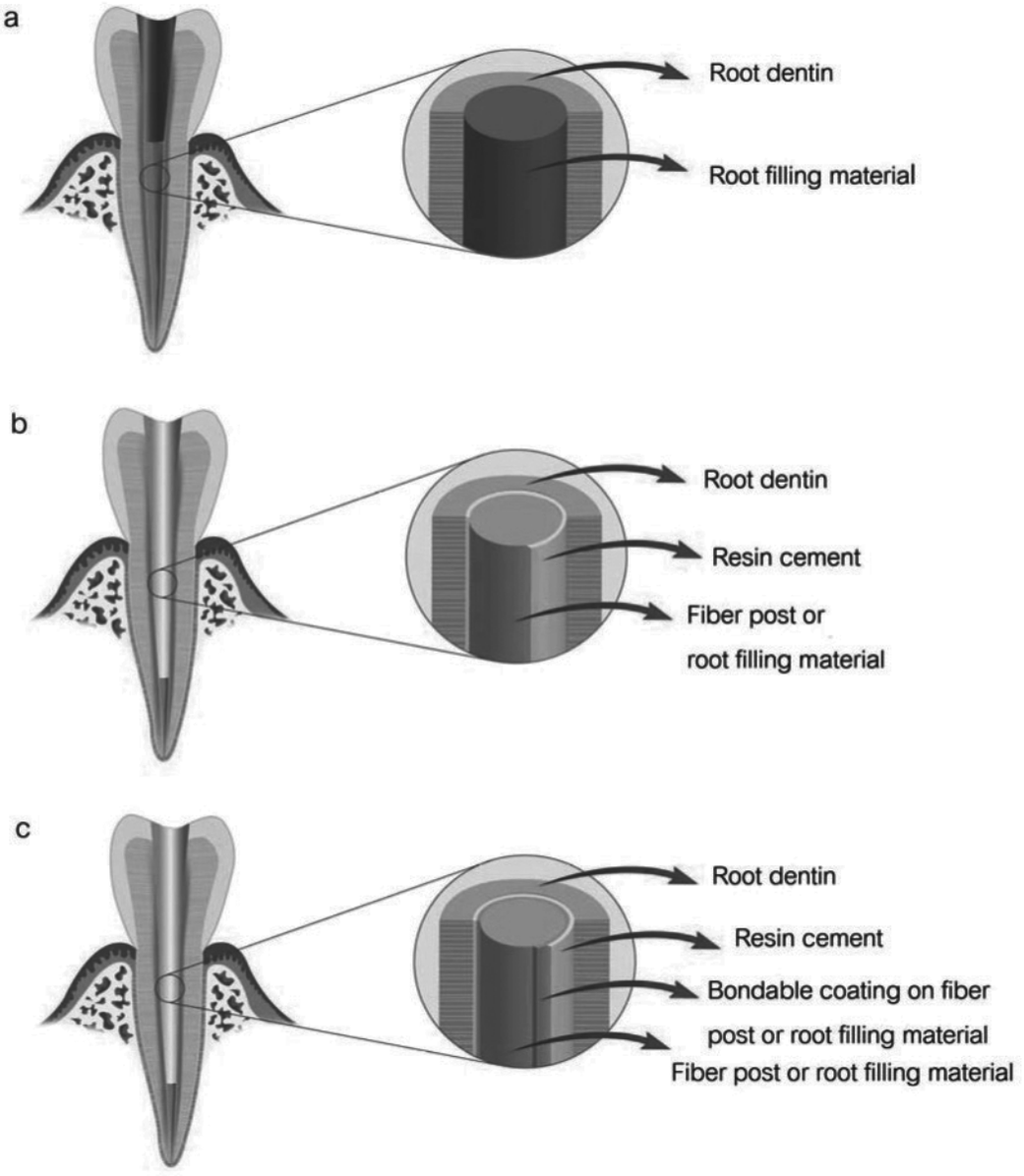
บทความปริทัศน์นี้รวบรวมข้อมูลเกี่ยวกับแนวคิดโมโนบลอคในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้ว ในแง่ของคำจำกัดความ การจำแนกประเภท ปัจจัยต่างๆ ที่มีผลให้เกิดโมโนบลอค รวมทั้งข้อจำกัดหรือปัญหาที่พบในแนวคิดโมโนบลอคนี้

คำจำกัดความและประเภทของลักษณะโมโนบลอค

โมโนบลอค ในความหมายตามตัวอักษร หมายถึงหน่วยเดียว (single unit)[8] แต่ในฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้วการทำให้เกิดโมโนบลอค คือ การนำวัสดุบูรณะที่ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟันมายึดติดกับเนื้อฟันที่เหลืออยู่ ทำให้เนื้อฟันและวัสดุบูรณะมีการประสานหรือยึดเป็นหน่วยเดียวกัน[8] เมื่อมีแรงกระทำต่อฟัน วัสดุบูรณะจะเสมือนมีการบิดตัวไปพร้อมกับเนื้อฟัน ทำให้มีการกระจายแรงที่เท่าๆ กันในทุกบริเวณ ลดการสะสมแรงเค้นที่รากฟันและลดความเสี่ยงต่อการแตกหักของรากฟัน[4-6] ดังนั้น วัสดุบูรณะที่นำมาใช้เพื่อให้เกิดลักษณะโมโนบลอคต่อเนื้อฟันบริเวณรากฟัน จึงควรจะมีคุณสมบัติที่สามารถยึดกันได้ดีและยึดติดกับเนื้อฟันบริเวณรากฟันได้อย่างสมบูรณ์ อีกทั้งมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงเนื้อฟัน ซึ่งค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของเนื้อฟันมีค่าประมาณ 18.6 จิกกะปาสคาล[8]

การจำแนกประเภทของลักษณะโมโนบลอค สามารถจำแนกตามจำนวนรอยต่อระหว่างวัสดุต่อวัสดุ[8] (รูปที่ 1) ได้แก่

1. โมโนบลอคแบบปฐมภูมิ (primary monoblock) คือ มีรอยต่อหนึ่งตำแหน่ง ระหว่างวัสดุบูรณะรากฟัน (root filling material) และเนื้อฟันบริเวณรากฟัน



รูปที่ 1 ประเภทของโมโนบลอคแบ่งตามจำนวนรอยต่อระหว่างวัสดุต่อวัสดุ (a) โมโนบลอคแบบปฐมภูมิ (b) โมโนบลอคแบบทุติยภูมิ (c) โมโนบลอคแบบตติยภูมิ

ดัดแปลงจาก Tay and Pashley, 2007[8]

Fig. 1 Classification of Endodontic Monoblocks Depending on Number of Interfaces (A) Primary Monoblock (b) Secondary Monoblock (c) Tertiary Monoblock

Modified from Tay and Pashley, 2007[8]

2. โมโนบลอคแบบทุติยภูมิ (secondary monoblock) คือ มีรอยต่อสองตำแหน่ง ระหว่างซีเมนต์และเดือยฟันเส้นใยหรือวัสดุบูรณะรากฟัน และระหว่างซีเมนต์และเนื้อฟันบริเวณรากฟัน

3. โมโนบลอคแบบตติยภูมิ (tertiary monoblock) คือ มีรอยต่อสามตำแหน่ง ระหว่างซีเมนต์และเนื้อฟันบริเวณรากฟัน ระหว่างซีเมนต์และสารเคลือบบนพื้นผิวของเดือยฟันเส้นใยหรือวัสดุบูรณะรากฟัน เพื่อช่วยเพิ่มการยึดติด และระหว่างเดือยฟันเส้นใยหรือวัสดุบูรณะรากฟันและสารเคลือบดังกล่าว

ในฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้วบูรณะด้วยเดือยฟันนั้นจะทำให้เกิดลักษณะโมโนบลอคแบบทุติยภูมิและตติยภูมิ

ปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดลักษณะโมโนบลอคในฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้วร่วมกับการใช้เดือยฟัน

เดือยฟัน

ในแนวคิดโมโนบลอคเดือยฟันที่นำมาใช้ควรมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน เพื่อให้เกิดการกระจายแรงไปตามรากฟัน ลดการสะสมแรงเค้น โดยตำแหน่งที่มีการสะสมแรงเค้นสูงนี้จะเป็นจุดเริ่มต้นให้เกิดรอยร้าวระดับจุลภาค (microcrack) ซึ่งจะเป็นสาเหตุให้เกิดการแตกหักต่อไปได้[9,10]

จากการศึกษาการกระจายแรงเค้น (stress distribution) ด้วยวิธีไฟไนท์อิลิเมนท์ (finite element analysis) ในแบบจำลองฟันหน้าบนที่บูรณะด้วยเดือยฟันเหล็กกล้าปลอดสนิม (stainless steel post) ที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นสูงกว่าเนื้อฟัน เปรียบเทียบกับเดือยฟันเส้นใยแก้วที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน โดยไม่มีครอบฟันสวมทับส่วนแกนฟันเพื่อเป็นการจำลองสถานะการณ์ที่ด้อยที่สุดของฟันในการรับแรง พบว่ามีการสะสมแรงเค้นสูงบริเวณรอยต่อระหว่างเดือยฟัน ซีเมนต์ และเนื้อฟัน เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นต่างกันระหว่างเดือยฟัน ซีเมนต์และเนื้อฟัน ส่วนในเดือยฟันเส้นใยแก้วจะไม่พบการสะสมแรงเค้นสูงที่ตำแหน่งดังกล่าว[5] ซึ่งให้ผลคล้ายกับการศึกษาการกระจายแรงเค้น ในแบบจำลองฟันหน้าบนที่บูรณะด้วยเดือยฟันโลหะชนิดเหวี่ยง เดือยฟันเส้นใยแก้ว เดือยฟันเส้นใยคาร์บอน เปรียบเทียบกับฟันธรรมชาติ แต่ในการศึกษานี้แบบจำลองฟันจะมีครอบฟันร่วมด้วย โดยพบว่าในเดือยฟันโลหะชนิดเหวี่ยงเมื่อมีแรงกระทำจะมีการสะสมแรงเค้นสูงในบริเวณรอยต่อระหว่างเดือยฟัน ซีเมนต์และเนื้อฟัน และในบริเวณส่วนปลายของเดือยฟัน ส่วนในเดือยฟันเส้นใยแก้วจะมีการกระจายแรงเค้นที่ค่อนข้างใกล้เคียงกับฟันธรรมชาติ ยกเว้นในบริเวณคอฟันที่มีการสะสมแรงเค้นมากกว่า[11] ทั้งนี้เนื่องจากเมื่อมีแรงกระทำต่อฟันหน้าบนทางด้านลิ้น บริเวณคอฟันด้านแก้มใกล้กับยอดกระดูกเบ้าฟัน (crest of alveolar bone) จะเป็นจุดหมุน (fulcrum) จึงเป็นบริเวณที่มีการสะสมแรงเค้นสูง[3]

นอกจากพิจารณาในด้านการกระจายแรงเค้นแล้ว เดือยฟันที่ดีควรมีความแข็งแรงและช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหัก (fracture resistance) ของฟัน โดยจากการศึกษาพบว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยจะทำให้ฟันมีความต้านทานต่อการแตกหักสูงกว่าการบูรณะด้วยเดือยฟันไททาเนียม เดือยฟันเซอร์โคเนีย และเดือยฟันโลหะชนิดเหวี่ยง[6,12,13] ซึ่งเป็นเดือยฟันมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นมากกว่าเนื้อฟัน จึงมีความแข็งสูงและมีการเปลี่ยนรูป (deformation) ได้ยาก เมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวจะเกิดการสะสมแรงเค้นที่ปลายเดือยฟันและถ่ายทอดแรงเค้นนี้ไปสู่เนื้อฟันที่แข็งน้อยกว่า ทำให้มีโอกาสเกิดการแตกหักของรากฟันได้[3,6,14] และลักษณะของการแตกหักที่เกิดขึ้นมักจะรุนแรงไม่สามารถบูรณะใหม่ได้ ในขณะที่เดือยฟันเส้นใยจะมีการกระจายแรงไปตามความยาวของเดือยฟันและรากฟันได้ดี ทำให้ฟันมีความต้านทานต่อการแตกหักที่สูงกว่า และลักษณะของการแตกหักที่เกิดขึ้นพบว่าจะมีความรุนแรงน้อยกว่า สามารถบูรณะใหม่ได้ เนื่องจากการแตกหักมักจะเกิดขึ้นที่ส่วนบนของรากฟัน[5,6,12]

การติดตามผลทางคลินิกของการใช้เดือยฟันเส้นใยในการบูรณะฟัน พบว่าฟันในกลุ่มที่มีการบูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยมีอัตราความสำเร็จสูงกว่าฟันในกลุ่มที่ไม่ได้บูรณะด้วยเดือยฟัน[15] ทั้งนี้การหลุดของเดือยฟันและการเกิดพยาธิสภาพที่ปลายรากนั้นเป็นความล้มเหลวที่เกิดขึ้นกับฟันในกลุ่มที่ใช้เดือยฟันเส้นใยในการบูรณะฟัน โดยไม่พบการแตกหักของรากฟัน[15,16]

ในส่วนขนาดของเดือยฟันที่จะเลือกใช้ เนื่องจากขนาดของเดือยฟันเส้นใยไม่มีผลต่อการกระจายแรงเค้น[17,18] ดังนั้นควรคำนึงถึงขนาดของคลองรากฟันที่ต้องการทำการบูรณะเป็นสิ่งสำคัญ ควรเลือกเดือยฟันที่มีขนาดใกล้เคียงกับขนาดของคลองรากฟัน เดือยฟันที่มีขนาดใหญ่ขึ้นแม้จะมีความแข็งแรงมากขึ้น[19] แต่ถ้านำไปใส่ในคลองรากที่มีขนาดเล็กจะต้องทำการกรอเนื้อฟันออก เกิดการสูญเสียเนื้อฟันส่วนรากฟันเพิ่มขึ้น ทำให้รากฟันอ่อนแอมีความแข็งแรงของฟันลดลง

ส่วนความยาวของเดือยฟันนั้น บางการศึกษาพบว่าความยาวของเดือยฟันเส้นใยแก้วไม่มีผลต่อการกระจายแรงเค้นในรากฟัน[17] แต่บางการศึกษาพบว่าเมื่อความยาวของเดือยฟันเส้นใยลดลงจะทำให้มีการสะสมแรงเค้นในรากฟันและซีเมนต์ที่อยู่ต่ำกว่าปลายของเดือยฟันเพิ่มขึ้น[18] อย่างไรก็ตาม ทั้งสองการศึกษาได้แนะนำให้ใช้เดือยฟันให้ยาวมากสุดเท่าที่จะทำได้ เพื่อช่วยในการยึดอยู่โดยต้องมีกัตตาเปอร์ชาเหลืออยู่ที่ปลายรากอย่างน้อย 3-5 มิลลิเมตร เพื่อให้มีความแนบสนิทที่ปลายราก

สารยึดติด

การยึดติดกับเนื้อฟันอย่างสมบูรณ์ของวัสดุบูรณะเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญที่ทำให้เกิดลักษณะโมโนบลอค ซึ่งในเดือยฟันเส้นใย เดือยฟันจะยึดติดกับเนื้อฟันได้โดยอาศัยสารยึดติดร่วมกับเรซินซีเมนต์ ทำให้เกิดการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาคขึ้น อย่างไรก็ตาม การยึดติดในคลองรากฟันนั้นพบว่ามีหลายปัจจัยที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการยึดติดได้ เช่น ลักษณะโครงสร้างของเนื้อฟันภายในคลองรากฟัน ซึ่งพบว่าการยึดติดกับเนื้อฟันภายในคลองรากฟันจะแตกต่างกับเนื้อฟันในส่วนของตัวฟัน เนื่องจากเนื้อฟันในส่วนปลายราก (apical third) จะมีความหนาแน่นของท่อเนื้อฟันที่น้อยกว่าส่วนกลางฟัน (middle third) และส่วนคอฟัน (cervical third)[20] เป็นผลให้มีการเกิดเรซินแท็ก (resin tag) ที่น้อยกว่าทำให้ความแข็งแรงการยึดติด (bond strength) กับเนื้อฟันในส่วนปลายรากไม่ดีเท่ากับเนื้อฟันส่วนตัวฟัน[21,22]

นอกจากความแตกต่างของเนื้อฟันในส่วนรากฟันกับส่วนตัวฟันแล้ว รูปร่างของคลองรากฟันที่แคบและยาวก็มีผลต่อการยึดติดเช่นกัน เนื่องจากจะมีพื้นผิวที่ไม่มีการยึดติด (unbonded surface) น้อย ทำให้มีอัตราส่วนของพื้นผิวที่มีการยึดติดต่อพื้นผิวที่ไม่มีการยึดติด หรือค่าคอนฟิกิวเรชันแฟคเตอร์ (configuration factor) สูงมาก ซึ่งบ่งชี้ว่าวัสดุเรซินจะเกิดแรงเค้นจากการหดตัวเมื่อเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันสูง โดยถ้าแรงในการหดตัวมีมากกว่าแรงในการยึดติดอาจทำให้สารยึดติดหรือเรซินซีเมนต์ถูกดึงหลุดออกจากเนื้อฟันเกิดช่องว่างบริเวณรอยต่อได้[23] และจากข้อจำกัดในเรื่องรูปร่างนี้ยังส่งผลให้การเข้าทำงานในส่วนปลายรากฟันทำได้ยาก การปรับสภาพฟัน ทาสารไพร์มเมอร์ และสารบอนดิงเรซินทำได้ไม่ทั่วถึง อาจมีตัวทำละลายในสารไพร์มเมอร์ เช่น อะซิโทน หรืออัลกอฮอล์ หรือมีความชื้นหลงเหลืออยู่ไปขัดขวางการเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันของสารบอนดิงเรซินได้[24] นอกจากนี้การกรอเตรียมคลองรากฟันเพื่อใส่เดือยฟันจะเกิดชั้นสเมียร์ (smear layer) ซึ่งประกอบไปด้วยเส้นใยคอลลาเจนที่ถูกตัด ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ รวมทั้งเศษของกัตตาเปอร์ชาและสารยึดผนึกคลองรากฟัน (root canal sealer) มาอุดตันท่อเนื้อฟัน ซึ่งจะขัดขวางการยึดติดระหว่างเนื้อฟันและสารยึดติดได้[25] และหากสารยึดผนึกคลองรากฟันที่ใช้มีส่วนประกอบของยูจินอลร่วมด้วย ยูจินอลที่หลงเหลืออยู่จะยับยั้งการเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันของเรซินและส่งผลต่อการยึดติดของเดือยฟัน[26] อย่างไรก็ตามในบางการศึกษาพบว่าการใช้สารยึดผนึกคลองรากฟันที่มีส่วนประกอบของยูจินอลนั้นไม่ได้มีผลต่อความแข็งแรงการยึดติดของเดือยฟัน ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการกรอเตรียมคลองรากฟันสำหรับการใส่เดือยฟัน และการใช้กรดกัดเนื้อฟันก่อนการยึดด้วยสารยึดติด สามารถกำจัดสารยึดผนึกคลองรากฟันที่อยู่ตามผนังคลองรากฟันออกได้[21]

จากปัจจัยต่างๆ ดังกล่าวข้างต้น ทำให้มีข้อจำกัดของการเกิดการยึดติดอย่างสมบูรณ์ภายในคลองรากฟัน เมื่อทำการศึกษาทั้งทางห้องปฏิบัติการและทางคลินิกจึงพบการหลุดของเดือยฟันเส้นใยออกจากคลองรากฟัน ซึ่งเกิดจากความล้มเหลวในการยึด (adhesive failure) ระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์ได้มากกว่าความล้มเหลวในลักษณะอื่น[16,22]

สารยึดติดที่ใช้ร่วมกับเรซินซีเมนต์ แบ่งได้เป็น 2 ระบบหลัก คือ ระบบโททอลเอทช์ (total-etch) ซึ่งเป็นระบบที่ใช้กรดฟอสฟอริกปรับสภาพผิวฟันแล้วล้างออกเพื่อกำจัดชั้นสเมียร์ แบ่งตามขั้นตอนการใช้งานได้เป็นระบบโททอลเอทช์ 3 ขั้นตอน และ 2 ขั้นตอน ส่วนอีกระบบ คือ ระบบเซลฟ์เอทช์ (self-etch) ซึ่งเป็นระบบที่ใช้กรดมอนอเมอร์เพื่อลดขั้นตอนในการทำงาน มีการละลายชั้นสเมียร์เข้าเป็นส่วนหนึ่งของชั้น

ไฮบริด แบ่งตามขั้นตอนการใช้งานได้เป็นระบบเซลฟ์เอทช์ 2 ขั้นตอน และ 1 ขั้นตอน ซึ่งจากการศึกษาพบว่าการใช้สารยึดติดระบบโททอลเอทช์มีการรั่วซึมระดับจุลภาค (microleakage) น้อยกว่า พบการเกิดชั้นไฮบริดที่สม่ำเสมอกว่าและมีเรซินแท็กที่ยาวกว่าในระบบเซลฟ์เอทช์ ทำให้ค่าความแข็งแรงการยึดติดของระบบโททอลเอทช์สูงกว่าระบบเซลฟ์เอทช์[27] อย่างไรก็ตาม เนื่องจากระบบเซลฟ์เอทช์ไม่มีขั้นตอนในการล้างกรดออกจึงไม่มีปัญหาในเรื่องของความชื้นการทำงานจึงมีขั้นตอนที่ซับซ้อนน้อยกว่า นอกจากนี้ยังพบว่าความแตกต่างในลักษณะทางโครงสร้างของเนื้อฟันในส่วนต่าง ๆ ของคลองรากฟันจะไม่มีผลต่อความแข็งแรงการยึดติดของระบบเซลฟ์เอทช์ แต่ในระบบโททอลเอทช์จะมีค่าความแข็งแรงการยึดติดกับคลองรากฟันที่ต่างกันระหว่างเนื้อฟันส่วนตัวฟันและเนื้อฟันส่วนปลายรากฟัน ซึ่งแสดงว่าความแข็งแรงการยึดติดในระบบโททอลเอทช์มีความสัมพันธ์กับความหนาแน่นของท่อเนื้อฟัน[28,29]

ในการใช้สารยึดติดระบบโททอลเอทช์ 2 ขั้นตอน และระบบเซลฟ์เอทช์ 1 ขั้นตอน ควรคำนึงถึงปัญหาความไม่เข้ากัน (incompatibility) เมื่อใช้กับเรซินคอมโพสิตหรือเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยตัวเอง (self-cured) หรือชนิดบ่มตัวสองรูปแบบ (dual-cured) บางชนิด ซึ่งมีสารตั้งต้นในการเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันเป็นเทอเทียรีเอมีน (tertiary amine) ทั้งนี้เนื่องจากสารยึดติดทั้งสองระบบนี้มีสารไพร์มเมอร์ที่มีความเป็นกรด ซึ่งจะไปทำลายเทอเทียรีเอมีนทำให้การเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันไม่สมบูรณ์ ส่งผลให้มีค่าความแข็งแรงการยึดติดต่ำ ในบางผลิตภัณฑ์ได้มีการเพิ่มสารกระตุ้น (activator) บางชนิด เพื่อแก้ปัญหาความไม่เข้ากันดังกล่าว การที่สารยึดติดระบบเซลฟ์เอทช์ 2 ขั้นตอน มีการทาสารแอดฮีซีฟทำให้สารไพร์มเมอร์ที่มีความเป็นกรดไม่ได้สัมผัสโดยตรงกับเรซินคอมโพสิตจึงไม่เกิดปัญหาความไม่เข้ากัน นอกจากนี้ยังพบว่าสารไพร์มเมอร์ในระบบโททอลเอทช์ 2 ขั้นตอน และระบบเซลฟ์เอทช์ 1 ขั้นตอน มีความชอบน้ำสูง (hydrophilic) จึงประพฤติตนเป็นเยื่อกึ่งซึมผ่านได้ (semi-permeable membrane) เมื่อใช้กับเรซินคอมโพสิตชนิดบ่มตัวด้วยตัวเองซึ่งมีการเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันช้า ๆ มีผลให้ความชื้นจากเนื้อฟันสามารถผ่านไปถึงบริเวณรอยต่อของเรซินคอมโพสิตได้ ส่งผลให้ไม่เกิดการยึดติดที่ดี[30,31]

ซีเมนต์ยึด (luting cement)

ในเดือยฟันเส้นใยจะใช้เรซินซีเมนต์ยึดกับผนังคลองรากฟัน ทำให้เกิดการยึดติดเชิงกลระดับจุลภาค ซึ่งให้การยึดอยู่ที่ดีกว่าและมีการรั่วซึมน้อยกว่าการใช้ซีเมนต์ชนิดอื่น[27] และส่วนประกอบของเดือยฟันเส้นใยที่เป็นเรซินในเมทริกซ์สามารถทำปฏิกิริยาทางเคมีกับเรซินในเรซินซีเมนต์ได้[7]

ชนิดของเรซินซีเมนต์ จำแนกตามชนิดของสารยึดติดที่ใช้ร่วมด้วยได้เป็น 3 ชนิด คือ เรซินซีเมนต์ชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบโททอลเอทช์ (total-etch resin cement) เรซินซีเมนต์ชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทช์ (self-etch resin cement) และเรซินซีเมนต์ชนิดที่ไม่ต้องใช้สารยึดติดร่วมด้วย (self-adhesive resin cement) ซึ่งพบว่าเรซินซีเมนต์ชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบโททอลเอทช์และชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทช์จะมีการยึดติดกับเนื้อฟันที่ดีกว่าเรซินซีเมนต์ชนิดที่ไม่ต้องใช้สารยึดติดร่วมด้วย[32-35] เนื่องจากเมื่อดูด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนชนิดส่องกราด (Scanning electron microscopy) และกล้องจุลทรรศน์อิเลคตรอนชนิดส่องผ่าน (Transmission electron microscopy) ไม่พบลักษณะของชั้นไฮบริดที่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อฟันกับซีเมนต์ แต่จะพบลักษณะผิวรอยต่อที่ขรุขระ (irregular interaction) ระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟัน และยังพบส่วนของชั้นสเมียร์และสเมียร์พลัคอุดปิดท่อเนื้อฟันอยู่[33,35] การศึกษาผลของการยึดติดของเรซินซีเมนต์กับเนื้อฟันในคลองรากฟัน Gorraci และคณะ[36] พบว่าเรซินซีเมนต์ชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบโททอลเอทช์ ผลิตภัณฑ์แวริโอลิงค์ทู (Variolink II) ให้ค่าความแข็งแรงการยึดติดที่มากกว่าอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเทียบกับเรซินซีเมนต์ชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทช์ ผลิตภัณฑ์พานาเวีย 21 (Panavia 21) และเรซินซีเมนต์ชนิดที่ไม่ต้องใช้สารยึดติด ผลิตภัณฑ์รีไลเอ็กซ์ยูนิเซม (Rely-X Unicem) ซึ่งมีค่าความแข็งแรงการยึดติดที่ใกล้เคียงกัน และเมื่อดูด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดส่องผ่าน พบว่าผลิตภัณฑ์แวริโอลิงค์ทูมีการกำจัดชั้นสเมียร์ออกทั้งหมด และเกิดชั้นไฮบริดที่มีความหนา 8-10 ไมโครเมตร ส่วนผลิตภัณฑ์พานาเวีย 21 มีการละลายชั้นสเมียร์ออกเพียงบางส่วน และยังคงมีสเมียร์พลัคหลงเหลืออยู่ และผลิตภัณฑ์รีไลเอ็กซ์ยูนิเซมไม่มีการกำจัดชั้นสเมียร์และไม่พบชั้นไฮบริด ทั้งนี้เนื่องจาก

มอนอเมอร์ที่เป็นกรดในผลิตภัณฑ์พานาเวีย 21 และรีไลเอ็กซ์ยูนิเซมไม่สามารถกำจัดชั้นสเมียร์ที่หนาซึ่งเกิดจากการกรอเตรียมคลองรากฟันเพื่อใส่เดือยฟันออกไปได้ สอดคล้องกับการศึกษาของ Huber และคณะ[37] พบว่าเรซินซีเมนต์ชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบโททอลเอทช์ ผลิตภัณฑ์ซุปเปอร์บอนด์ (Superbond) ให้ค่าความแข็งแรงการยึดติดที่สูงกว่าเรซินซีเมนต์ชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทช์ ผลิตภัณฑ์พานาเวียเอฟ (Panavia F) ผลิตภัณฑ์พาราโพสซีเมนต์ (Parapost Cement) และเรซินซีเมนต์ชนิดที่ไม่ต้องใช้สารยึดติด ผลิตภัณฑ์รีไลเอ็กซ์ยูนิเซม

การศึกษาผลของความหนาของเรซินซีเมนต์ต่อการยึดติดในคลองรากฟันนั้น ในบางการศึกษาพบว่าเมื่อความหนาของซีเมนต์ที่อยู่ล้อมรอบเดือยฟันเพิ่มขึ้นจะไม่มีผลต่อความแข็งแรงการยึดติดกับเนื้อฟัน[37,38] แต่ในบางการศึกษาพบว่ามีผลทำให้ความแข็งแรงการยึดติดของเรซินซีเมนต์ลดลง เนื่องจากมีการเกิดฟองอากาศหรือรูพรุนในชั้นซีเมนต์ เป็นจุดเริ่มต้นในการเกิดรอยร้าว นำไปสู่การแตกหักได้[39]

เมื่อพิจารณาการเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันจะแบ่งเรซินซีเมนต์ออกเป็นชนิดบ่มตัวด้วยตัวเอง ชนิดที่มีการบ่มตัวด้วยแสง (light-cured) และชนิดบ่มตัวสองรูปแบบ การใช้เรซินซีเมนต์ชนิดที่บ่มตัวด้วยแสงมีข้อดีที่มีระดับการเกิดพอลิเมอร์ (degree of conversion) สูง ซึ่งมีผลดีต่อคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ แต่การใช้งานในคลองรากฟันแม้เดือยฟันเส้นใยบางชนิดยอมให้แสงผ่านได้ แต่เนื่องจากคลองรากฟันมีความยาวมากหรือคุณภาพของเครื่องฉายแสงและตำแหน่งการวางปลายหลอดนำแสงที่ไม่ถูกต้อง ทำให้ในส่วนที่ลึกลงไปทางปลายรากจะเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันไม่สมบูรณ์ในบริเวณที่แสงลงไปไม่ถึงได้[40] ส่วนเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยตัวเองมีข้อจำกัดในเรื่องเวลาในการก่อตัวที่นาน แต่เนื่องจากมีการเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันอย่างช้า ๆ จึงมีแรงเค้นจากการหดตัวที่น้อยกว่าและมีการไหลแผ่ (flow) ที่ดีกว่าเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสง[37] และจากขั้นตอนในการผสมซีเมนต์อาจทำให้มีฟองอากาศเกิดขึ้นในเนื้อซีเมนต์ ซึ่งอาจมีผลต่อคุณสมบัติเชิงกลและการยึดติดของวัสดุได้ ในขณะที่เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวสองรูปแบบจะลดข้อจำกัดที่เกิดในเรซินซีเมนต์ทั้งสองชนิดลง

การที่เดือยฟันเส้นใยประกอบด้วยเส้นใยที่ถูกล้อมรอบด้วยเรซินเมทริกซ์แบบเชื่อมโยงข้าม (cross-linked) ซึ่งมีระดับการเกิดพอลิเมอร์สูง จึงเหลือส่วนที่จะเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันกับมอนอเมอร์ในเรซินซีเมนต์น้อย ทำให้การยึดระหว่างเดือยฟันเส้นใยและเรซินซีเมนต์ไม่ได้ผลดีเท่าที่ควร[41] ดังนั้นจึงมีการศึกษาเพื่อเพิ่มการยึดติดโดยการเตรียมผิวเดือยฟันก่อน เช่น การทาสารไซเลน (silane coupling agent) การเป่าด้วยอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ (aluminum trioxide particle, Al_2O_3) หรืออะลูมิเนียมออกไซด์ที่เคลือบด้วยซิลิกา (aluminum trioxide modified with silica, SiO_2) หรือการเตรียมผิวเดือยฟันด้วยสารเคมีบางชนิดก่อนทาสารไซเลน

ในการทาสารไซเลน ไซเลนจะเข้าไปทำปฏิกิริยากับหมู่ไฮดรอกซี (-OH group) ที่อยู่ในสารอนินทรีย์ เช่น ในแก้วหรือควอตซ์ หรือในเมทริกซ์ของวัสดุที่มีเรซินเป็นส่วนประกอบ ทำให้เกิดพันธะทางเคมีระหว่างเดือยฟันเส้นใยและเรซินซีเมนต์ นอกจากนี้การใช้สารไซเลนทาที่ผิวเดือยฟันเส้นใยก่อนการยึดติดจะทำให้วัสดุที่มายึดมีการเกาะติดกับพื้นผิวได้ดี[42] การเป่าด้วยอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์จะทำให้ผิวเดือยฟันขรุขระเป็นการเพิ่มพื้นที่ผิว เพื่อให้เกิดการยึดติดเชิงกลกับเรซินซีเมนต์[43] ส่วนการเป่าด้วยอะลูมิเนียมออกไซด์ที่เคลือบด้วยซิลิกา นอกจากเพิ่มการยึดติดเชิงกลให้แก่เดือยฟันแล้วยังทำให้เกิดปฏิกิริยาทางเคมีกับเรซินซีเมนต์ได้ดียิ่งขึ้น[44] ในขณะที่การใช้สารเคมี เช่น ไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ โซเดียมเอทอกซายด์ (sodium ethoxide) หรือโปแทสเซียมเปอร์แมงกาเนต (potassium permanganate) เตรียมผิวเดือยฟันก่อนทาสารไซเลน เพื่อเป็นการกำจัดเรซินเมทริกซ์ที่ผิวของเดือยฟันออกทำให้มีพื้นที่ผิวเพิ่มขึ้น เกิดการเผยของเส้นใยโดยไม่ทำให้เส้นใยเสียสภาพไปและพร้อมที่จะจับกับสารไซเลนได้มากขึ้น[45,46] อย่างไรก็ตาม การเตรียมผิวด้วยสารเคมีนั้นไม่ควรใช้สารเคมีที่มีฤทธิ์รุนแรง เช่น กรดไฮโดรฟลูออริก (hydrofluoric acid) เนื่องจากอีพ็อกซีเรซิน (epoxy resin) และเส้นใยจะถูกทำลายมากทำให้คุณสมบัติของเดือยฟันเสียไป ส่วนการทากรดฟอสฟอริกความเข้มข้นร้อยละ 32 ที่ผิวเดือยฟันเป็นเวลา 1 นาทีพบว่าไม่ได้ช่วยให้การยึดติดดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ[47]

การศึกษาด้วยวิธีไฟไนท์อิลิเมนท์ในเรื่องชนิดของซีเมนต์ต่อการกระจายแรงเค้น พบว่าในฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟัน

เส้นใยร่วมกับการทำครอบฟันเซรามิก ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นของเรซินซีเมนต์ไม่ได้มีผลต่อการกระจายแรงเค้น นั่นคือสามารถใช้กับเรซินซีเมนต์ที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นมากกว่าหรือน้อยกว่าเนื้อฟันก็ได้[10] แต่อีกการศึกษาพบว่าในฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใยร่วมกับเรซินคอมโพสิต การใช้เรซินซีเมนต์ที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นน้อยกว่าเนื้อฟัน จะช่วยลดแรงเค้นในรากฟันได้ดีกว่า[48]

เนื้อฟันและวัสดุสร้างแกนฟัน

ในฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้ว ปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่ โดยเฉพาะบริเวณคอฟันเป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความสำเร็จของการรักษา การมีเฟอร์รูสูงอย่างน้อย 2 มิลลิเมตรจะช่วยเพิ่มความสามารถในการรับแรงและเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักของฟันได้[49] จากการศึกษาทางคลินิกในฟันกรามน้อยที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันเป็นเวลา 2 ปี พบว่าการใส่เดือยฟันเส้นใยช่วยลดความเสี่ยงในการเกิดความล้มเหลว และความล้มเหลวจะเพิ่มขึ้นเมื่อมีการสูญเสียเนื้อฟันไปทุกด้าน[15] และจากการศึกษาทางคลินิกเป็นเวลา 3 ปีของ Cagidiaco และคณะ[50] พบว่าปริมาณเนื้อฟันที่เหลืออยู่และการใส่เดือยฟันเส้นใยมีผลต่อการคงอยู่ของฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้ว

วัสดุสร้างแกนฟันที่ใช้กับเดือยฟันเส้นใยนิยมใช้เป็นเรซินคอมโพสิต เนื่องจากมีความแข็งแรงสูงให้ความสวยงาม สามารถยึดติดกับเนื้อฟันและช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงให้กับฟัน เรซินคอมโพสิตที่นำมา ใช้เป็นแกนฟัน ได้แก่ เรซินคอมโพสิตชนิดทั่วไป (conventional resin composite) เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ (flowable resin composite) และเรซินคอมโพสิตที่ผลิตขึ้นมาเพื่อเป็นวัสดุสร้างแกนฟันโดยเฉพาะ จากการศึกษาพบว่าการใช้เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่มีการเกิดฟองอากาศ หรือรูพรุนบริเวณรอยต่อระหว่างผิวของเดือยฟันกับเรซินคอมโพสิตน้อย ทำให้มีความแนบสนิทกับผิวเดือยฟันได้ดีกว่าเมื่อเทียบกับวัสดุเรซินคอมโพสิตชนิดอื่น ทั้งนี้เนื่องจากวัสดุมีความหนืดต่ำจึงไหลแผ่ได้ดี[51] มีการศึกษาทางคลินิกติดตามผลการบูรณะฟันด้วยเดือยฟันเส้นใยร่วมกับการใช้เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ เป็นวัสดุสร้างแกนฟันในระยะเวลา 2-3 ปี พบว่าเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่ให้การรองรับที่ดีในการบูรณะด้วยครอบฟัน[16] แต่เมื่อศึกษาถึงการยึดติดพบว่าเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่มีค่าความแข็งแรงการยึดติดต่ำกว่าเรซินคอมโพสิตชนิดไฮบริด และเรซินคอมโพสิตที่ผลิตขึ้นเพื่อเป็นวัสดุสร้างแกนฟันโดยเฉพาะ เนื่องจากเรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่มีปริมาณเรซินเมทริกซ์มาก แต่มีปริมาณของวัสดุอัดแทรกน้อยทำให้มีแรงในการหดตัวเมื่อเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันสูง จึงมีผลต่อความแข็งแรงการยึดติดกับเดือยฟันได้ และการที่วัสดุมีคุณสมบัติเชิงกลที่ค่อนข้างต่ำจึงมีความทนทานต่อแรงบดเคี้ยวได้ไม่ดีพอ[52] ปัจจุบันได้มีการนำเอาเรซินคอมโพสิตที่ผลิตขึ้นมาเพื่อเป็นวัสดุสร้างแกนฟันมาใช้ร่วมกับสารยึดติดเพื่อใช้แทนเรซินซีเมนต์ โดยมีการศึกษาพบว่าความแข็งแรงการยึดติดขึ้นกับชนิดของสารยึดติดที่ใช้[53,54] และพบว่าถึงแม้คุณสมบัติเชิงกลของของเรซินคอมโพสิตที่ผลิตขึ้นมาเพื่อเป็นวัสดุสร้างแกนฟันในแต่ละยี่ห้อจะแตกต่างกัน แต่ก็ไม่มีผลต่อการยึดติดกับเนื้อฟันในส่วนรากฟัน[54] เพื่อเป็นการลดความเสี่ยงในการเกิดความเสื่อมของการยึดติดระหว่างเดือยฟันกับวัสดุสร้างแกนฟัน ควรให้วัสดุสร้างแกนฟันคลุมทับส่วนบนของเดือยฟัน มีความหนาอย่างน้อย 1 มิลลิเมตร[55]

เมื่อศึกษาการกระจายแรงเค้นด้วยวิธีไฟไนท์อิลิเมนท์ พบว่าในส่วนแกนฟันวัสดุที่นำมาใช้ควรมีค่า มอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน หากวัสดุส่วนแกนฟันมีความแข็งมาก การสะสมแรงเค้นบริเวณรอยต่อจะอยู่ไปทางปลายรากมากยิ่งขึ้น[9]

บทวิจารณ์และสรุป

ในฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้วการทำให้เกิดลักษณะโมโนบลอคมีปัจจัยสองประการที่ต้องคำนึงถึง ประการแรก คือ วัสดุบูรณะต้องสามารถยึดกันได้ดีและยึดติดกับเนื้อฟันบริเวณรากฟันได้อย่างสมบูรณ์ และประการที่สอง คือ วัสดุบูรณะต้องมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงเนื้อฟัน เพื่อให้เกิดการประสานเสมือนเป็นหน่วยเดียวกันทางเชิงกลกับเนื้อฟัน[8] เมื่อมีแรงมากระทำกับฟัน วัสดุบูรณะจะมีการบิดตัวไปพร้อมกับเนื้อฟันเกิดการกระจายแรงที่เท่า ๆ กัน ลดการสะสมแรงเค้นที่รากฟันและลดความเสี่ยงต่อการแตกหักของรากฟันลง[4-6]

เดือยฟันที่นำมาใช้ให้เกิดลักษณะโมโนบลอคควรเลือกชนิดที่มีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเนื้อฟัน และช่วยเพิ่มความต้านทานต่อการแตกหักของฟันได้ เช่น

เดือยฟันเส้นใย แต่จากการศึกษาทางคลินิกพบว่าความล้มเหลวที่เกิดขึ้นในฟันที่บูรณะด้วยเดือยฟันเส้นใย ส่วนใหญ่คือ การหลุดของเดือยฟัน[15,16] ซึ่งเกิดจากความล้มเหลวในการยึดติดระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์[16] ปัญหาการยึดติดที่ไม่ดีระหว่างเนื้อฟันและเรซินซีเมนต์เกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ ได้แก่ ลักษณะโครงสร้างของเนื้อฟันภายในคลองรากฟันที่มีความหนาแน่นของท่อเนื้อฟันในส่วนปลายรากฟันน้อยกว่าส่วนกลางฟัน และส่วนคอฟัน[20] ทำให้ค่าความแข็งแรงการยึดติดในส่วนปลายรากฟันไม่ดีเท่ากับส่วนตัวฟัน[21,22] หรือเกิดจากข้อจำกัดในเรื่องขนาดและรูปร่างของคลองรากฟันที่แคบและยาวทำให้มีค่าคอนฟิกิวเรชันแฟคเตอร์สูง ส่งผลให้เกิดแรงเค้นจากการหดตัวเมื่อเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันได้มาก นอกจากนี้ยังมีปัญหาการเข้าทำงานในส่วนปลายรากฟัน การทาสารยึดติดทำได้ไม่ทั่วถึงและอาจมีตัวทำละลายในสารไพร์มเมอร์ หรือมีความชื้นหลงเหลืออยู่ไปขัดขวางต่อการยึดติด การแก้ไขอาจทำได้โดยการใช้แปรงที่มีขนาดเล็ก (microbrush) ในการทาสารยึดติดแทนการใช้แปรงธรรมดา และการใช้กระดาษซับรูปกรวยแหลม (paper point) ซับความชื้นหรือสารไพร์มเมอร์ส่วนเกินที่เหลืออยู่ในคลองรากฟันออก[56,57]

การเลือกใช้สารยึดติดและเรซินซีเมนต์นับเป็นปัจจัยที่สำคัญในการทำให้เกิดการยึดติดที่ดีในคลองรากฟัน การใช้เรซินซีเมนต์ที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบโททอลเอทช์จะให้ค่าความแข็งแรงการยึดติดที่ดี เมื่อเทียบกับการใช้เรซินซีเมนต์ชนิดที่ใช้ร่วมกับสารยึดติดระบบเซลฟ์เอทช์และชนิดที่ไม่ต้องใช้สารยึดติด[36,37] เนื่องจากคลองรากฟันมีความยาวมาก การใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยแสงอาจไม่ใช่ทางเลือกที่ดีในการบูรณะ แม้ว่าเดือยฟันเส้นใยบางชนิดยอมให้แสงผ่านไปได้ แต่ในส่วนที่ลึกลงไปทางปลายรากวัสดุอาจเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันไม่สมบูรณ์ได้[40] ส่วนการใช้เรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวด้วยตัวเองมีข้อจำกัดในเรื่องเวลาการก่อตัวที่นาน ดังนั้นจึงแนะนำให้ใช้เป็นเรซินซีเมนต์ชนิดบ่มตัวสองรูปแบบ การผสมเรซินซีเมนต์อาจทำให้เกิดฟองอากาศภายในเนื้อซีเมนต์และบริเวณรอยต่อระหว่างซีเมนต์กับเนื้อฟันได้ เพื่อเป็นการลดฟองอากาศที่เกิดขึ้นอาจใช้เลนทูโลสไปรัล (lentulo spiral) ปั่นซีเมนต์ในคลองรากฟันก่อนการใส่เดือยฟัน[2] หรือใช้เรซินซีเมนต์ในรูปแบบบรรจุภัณฑ์หลอดฉีดพร้อมผสมแทนการผสมด้วยมือ[58]

เพื่อเพิ่มการยึดระหว่างเดือยฟันเส้นใยและเรซินซีเมนต์ควรมีการเตรียมผิวเดือยฟันก่อนการยึดติด เช่น การทาสารไซเลน การเป่าด้วยอนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ หรืออนุภาคอะลูมิเนียมออกไซด์ที่เคลือบด้วยซิลิกา ซึ่งพบว่าการทาสารไซเลนเป็นวิธีที่ให้ผลการยึดติดดี ทำได้ง่ายและรวดเร็ว และพบว่าการเป่าด้วยลมที่อุณหภูมิ 38 องศาเซลเซียสช่วยให้ตัวทำละลายในสารไซเลนระเหยได้เร็ว เพิ่มการยึดติดได้ดีขึ้น[59]

ในส่วนแกนฟันไม่แนะนำให้ใช้เรซินคอมโพสิตชนิดไหลแผ่เป็นวัสดุสร้างแกนฟัน เนื่องจากวัสดุจะมีค่าความแข็งแรงการยึดติดกับเดือยฟันน้อย และมีคุณสมบัติเชิงกลค่อนข้างต่ำจึงทำให้วัสดุมีความทนทานต่อแรงบดเคี้ยวได้ไม่ดี[52] ส่วนการใช้เรซินคอมโพสิตชนิดทั่วไปเป็นวัสดุสร้างแกนฟันจะมีข้อจำกัดที่ต้องอุดวัสดุเป็นชั้น ๆ เพื่อให้วัสดุเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชันอย่างเต็มที่ทำให้สิ้นเปลืองเวลาในการทำงาน ปัจจุบันจึงมีการใช้เรซินคอมโพสิตที่ผลิตขึ้นมาเพื่อเป็นวัสดุสร้างแกนฟันมากขึ้น เพราะนอกจากเป็นวัสดุสร้างแกนฟันแล้วยังสามารถใช้แทนเรซินซีเมนต์ได้ ซึ่งในการเลือกใช้ควรเลือกเป็นชนิดบ่มตัวสองรูปแบบที่มีความหนืดต่ำเพื่อให้วัสดุมีการไหลแผ่ได้ดี และมีการผสมด้วยเครื่องช่วยผสมแล้วฉีดผ่านกระบอกฉีดที่มีหัวฉีดขนาดเล็กเพื่อลดการเกิดฟองอากาศจากการผสมด้วยมือ และช่วยให้วัสดุสามารถไหลแผ่เข้าไปในคลองรากฟันได้

การทำให้เกิดลักษณะโมโนบลอคในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้วนั้น ในเรื่องของวัสดุบูรณะพบว่าในปัจจุบันมีการผลิตวัสดุบูรณะทั้งเดือยฟัน เรซินซีเมนต์ เรซินคอมโพสิตให้มีคุณสมบัติเชิงกลและมีค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นใกล้เคียงเนื้อฟันมากขึ้น เพื่อให้เกิดการกระจายแรงที่ดีลดการสะสมแรงเค้น แต่ในการทำให้เกิดการยึดติดอย่างสมบูรณ์กับเนื้อฟันบริเวณรากฟันนั้นยังคงมีข้อจำกัดอยู่หลายประการ ทั้งจากข้อจำกัดในเรื่องของลักษณะโครงสร้างและรูปร่างของคลองรากฟันที่ไม่เอื้อต่อการยึดติดและการเข้าทำงาน ข้อจำกัดจากวัสดุเรซินที่ยังคงมีการหดตัวเมื่อเกิดปฏิกิริยาพอลีเมอไรเซชัน ซึ่งอาจมีผลต่อการยึดติดของวัสดุได้ รวมทั้งความผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากขั้นตอนการทำงานของทันตแพทย์ จากข้อจำกัดดังกล่าวทำให้การใช้เดือยฟันเส้นใย สารยึดติด เรซินซีเมนต์ และเรซินคอมโพสิตในการบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคลองรากฟันแล้วนั้น ยังไม่สามารถทำให้เกิดลักษณะโมโนบลอคขึ้นได้อย่างสมบูรณ์

เอกสารอ้างอิง

1. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1992;67:458-67.
2. Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. J Am Dent Assoc. 1990;120:558, 60, 62 passim.
3. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1994;71:565-7.
4. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. J Prosthet Dent. 2003;89:360-7.
5. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. Oper Dent. 2006;31:47-54.
6. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent. 2002;87:431-7.
7. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. Quintessence Int. 1996;27:93-7.
8. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. J Endod. 2007; 33:391-8.
9. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. Dent Mater. 2007;23:983-93.
10. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dent Mater. 2005; 21:709-15.
11. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. Biomaterials. 2002;23: 2667-82.
12. Gu XH, Kern M. Fracture resistance of crowned incisors with different post systems and luting agents. J Oral Rehabil. 2006;33:918-23.
13. 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.
14. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro-and macrostructure alterations. Quintessence Int. 2007;38:733-43.
15. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. J Dent Res. 2007; 86:729-34.
16. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. Int J Prosthodont. 2003; 16:593-6.
17. Rodriguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. J Oral Rehabil. 2007;34:141-52.
18. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. J Oral Rehabil. 2006;33:690-7.
19. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. Dent Mater. 2004;20:29-36.
20. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC,

Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. Am J Dent. 2000;13:255-60.

21. Kurtz JS, Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS, Bowles WR. Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. Am J Dent. 2003;16 Spec No:31A-6A.
22. Perdigao J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths offiber posts. J Prosthodont. 2007;16:154-64.
23. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. J Endod. 2005;31:584-9.
24. Schwartz RS. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. J Endod. 2006;32:1125-34.
25. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2004;97: 381-7.
26. Ngoh EC, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF. Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin. J Endod. 2001;27:411-4.
27. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. J Prosthet Dent. 2001; 85:284-91.
28. De Goes MF, Giannini M, Foxton RM, Nikaido T, Tagami J. Microtensile bond strength between crown and root dentin and two adhesive systems. J Prosthet Dent. 2007;97:223-8.
29. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. J Prosthet Dent. 2006;95:368-78.
30. Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. J Adhes Dent. 2003;5:27-40.
31. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive. J Adhes Dent. 2003;5:91-105.
32. 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.
33. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. Dent Mater. 2007;23:829-39.
34. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. Eur J Oral Sci. 2004;112:353-61.
35. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. Dent Mater. 2004;20:963-71.
36. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. Oper Dent. 2005;30:627-35.
37. Huber L, Cattani-Lorente M, Shaw L, Krejci I, Bouillaguet S. Push-out bond strengths of endodontic posts bonded with different resin-based luting cements. Am J Dent. 2007;20:167-72.
38. Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF, et al. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? Int J Prosthodont. 2006;19:606-9.

39. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. J Prosthet Dent. 2007;98:193-8.
40. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. Eur J Oral Sci. 2003;111:277-9.
41. Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu P. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. J Adhes Dent. 2004;6:319-25
42. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. Dent Mater. 2005;21:437-44.
43. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. J Prosthet Dent. 2006;95:218-23.
44. Magni E, Mazzitelli C, Papacchini F, Radovic I, Goracci C, Coniglio I, et al. Adhesion between fiber posts and resin luting agents: a microtensile bond strength test and an SEM investigation following different treatments of the post surface. J Adhes Dent. 2007;9:195-202.
45. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. Dent Mater. 2006;22:602-9.
46. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. J Endod. 2006;32:44-7.
47. Valandro LF, Yoshiga S, de Melo RM, Galhano GA, Mallmann A, Marinho CP, et al. Microtensile bond strength between a quartz fiber post and a resin cement: effect of post surface conditioning. J Adhes Dent. 2006;8:105-11.
48. Spazzin AO, Galafassi D, de Meira-Junior AD, Braz R, Garbin CA. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. Oper Dent. 2009;34:223-9.
49. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod. 2004;30:289-301.
50. Cagidiaco MC, Garcia-Godoy F, Vichi A, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. Am J Dent. 2008;21:179-84.
51. Monticelli F, Goracci C, Grandini S, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Scanning electron microscopic evaluation of fiber post-resin core units built up with different resin composites. Am J Dent. 2005;18:61-5.
52. Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. Bond strength performance of different resin composites used as core materials around fiber posts. Dent Mater. 2007;23:95-9.
53. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. Dent Mater. 2002;18:596-602.
54. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. Dent Mater. 2007;23:226-34.
55. Grandini S, Balleri P, Ferrari M. Scanning electron microscopic investigation of the surface of fiber posts after cutting. J Endod. 2002;28:610-2.
56. Ferrari M, Grandini S, Simonetti M, Monticelli F, Goracci C. Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical condi-

tions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2002;94:627-31.

57. Souza RO, Lombardo GH, Michida SM, Galhano G, Bottino MA, Valandro LF. Influence of brush type as a carrier of adhesive solutions and paper points as an adhesive-excessremover on the resin bond to root dentin. J Adhes Dent. 2007;9:521-6.

58. Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. Dent Mater. 2008;24:1512-7.

59. Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Ferrari M. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. Dent Mater. 2006;22:1024-8.

Restoration of endodontically treated teeth: The monoblock concept

Ampaporn Nithipratheep D.D.S.[1]
Chalermpol Leevailoj D.D.S., M.S.D., ABOD, FRCDT[2]

[1]Graduate student, Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
[2]Department of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Abstracts

The restoration of endodontically treated teeth is one of the most important factors of the endodontic treatment success. Due to the potential of currently available restorative materials, the monoblock concept has been introduced for the restoration of endodontically treated teeth using pre-fabricated fiber post. The attempt of this concept is to achieve mechanically homogeneous unit of root dentin and restorative materials by using materials that are able to bond mutually and strongly to the dentin and have the modulus of elasticity that is similar to that of the dentin. When the load is applied on the teeth, the material together with dentin will flex leading to the homogeneous stress distribution. This review demonstrates the monoblock concept in endodontically treated teeth in terms of definition, classification, factors inducing monoblock, and the limitation and problems occurring with this concept.

(CU Dent J. 2011;34:141-154)

***Key words**: words: endodontically treated teeth; mechanically homogeneous unit; monoblock*