

การรั่วซึมของวัสดุคอกลาสไอโอโนเมอร์ในคลองรากฟันที่เนื้อฟันบางและมีรอยทะลุ
หลังจากการบูรณะฟันนั้นด้วยฟันเดือยและครอบฟันเมื่อได้รับแรง



นางสาว พิศเพลิน ชนาเทพพร

สถาบันวิทยบริการ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

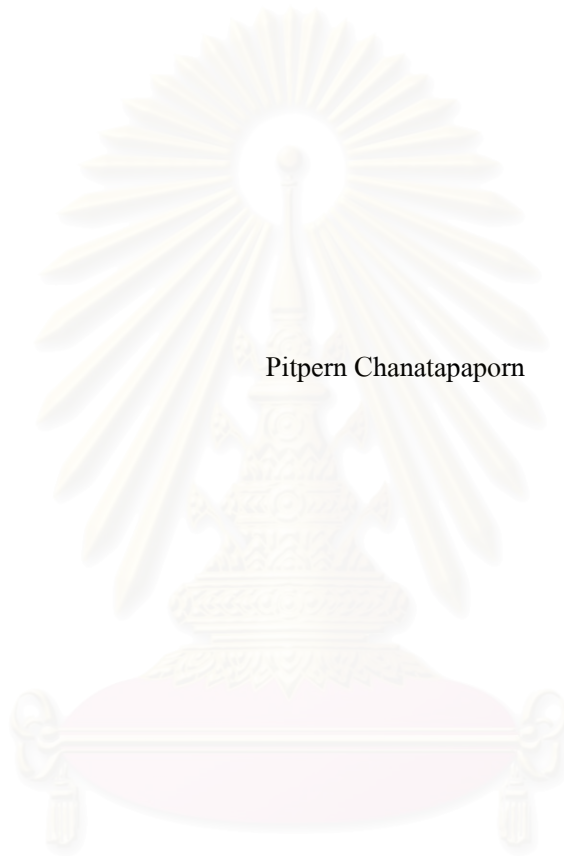
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2543

ISBN 974-346-398-4

ลิขสิทธิ์ของ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

THE LEAKAGE OF GLASS IONOMER CEMENT THAT RESTORED THE PERFORATED
AND THIN WALL ENDODONTICALLY TREATED TEETH AFTER TREATED BY POST
AND CORE CROWNS AND APPLIED LOAD



Pitpern Chanatapaporn

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of Master of Sciences in Prosthodontics

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry

Chulalongkorn University

Academic Year 2000

ISBN 974-346-398-4

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การรื้อซึมของวัสดุคูกกลาสไอโอโนเมอร์ในคลองรากฟันที่เนื้อฟันบาง
และมีรอยทะลุ หลังจากการบูรณะฟันนั้นด้วยฟันเดือยและครอบฟันเมื่อ
ได้รับแรง

โดย นางสาว พิศเพลิน ชนาเทพพร

ภาควิชา ทันตกรรมประดิษฐ์

อาจารย์ที่ปรึกษา อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. ปิยะมล ศาสนรักกิจ

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สุรสิทธิ์ เกียรติพงษ์สาร)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ไร่ไพโรจน์กิจ)

.....อาจารย์ที่ปรึกษา
(อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. ปิยะมล ศาสนรักกิจ)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ไพฑูรย์ สังวรินทะ)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ มโน กูรัตน)

พิศเพลิน ชนาเทพพร : การรั่วซึมของวัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์ในคลองรากฟันที่เนื้อฟันบาง และมีรอยทะลุ หลังจากการบูรณะฟันนั้นด้วยฟันเดือยและครอบฟันเมื่อได้รับแรง

(THE LEAKAGE OF GLASS IONOMER CEMENT THAT RESTORED THE PERFORATED AND THIN WALL ENDODONTICALLY TREATED TEETH AFTER TREATED BY POST AND CORE CROWNS AND APPLIED LOAD) อ. ที่ปรึกษา : อ. ทพญ. ดร. ปิยะมล ศาสนรักกิจ; 132 หน้า. ISBN 974-346-398-4

ปัจจุบันมีการนำวัสดุกลาสไอโอโนเมอร์มาใช้เป็นวัสดุอุดรอยทะลุและบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน การศึกษานี้เพื่อเปรียบเทียบการรั่วซึมของวัสดุอุดต่างชนิดกันคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์และเรซินโมดิไฟด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่ใช้บูรณะผนังคลองรากฟันที่เนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุภายหลังจากการบูรณะฟันด้วยฟันเดือยและครอบฟันเมื่อได้รับแรง ด้วยกรรมวิธีในการบูรณะต่างกัน โดยใช้ฟันกรามน้อยล่างจำนวน 80 ซี่ กรอแต่งฟันให้เนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุผิวรากฟันด้วยปลายพีโซครีลเบอร์ 1 สุ่มแบบแบ่งชั้นตามลำดับเป็น 4 กลุ่ม กลุ่มที่ 1 อุดรอยทะลุด้วยไททิน อมัลกัมไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน กลุ่มที่ 2 อุดรอยทะลุด้วยวิเทรเมอร์ไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน กลุ่มที่ 3 อุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วยวิเทรเมอร์ ส่วนกลุ่มที่ 4 อุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วยกิลเทคฟิล ภายหลังรับแรงทดสอบการรั่วซึมด้วยสารละลายซิลเวอร์ไนเตรดร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก ผลการทดลองเมื่อเปรียบเทียบค่าตัวเลขความรุนแรงของการรั่วซึมระหว่างกลุ่มพบว่า กลุ่มที่ 1 มีการรั่วซึมมากกว่ากลุ่มที่ 2 , กลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 อย่างมีนัยสำคัญ ส่วนกลุ่มที่ 3 มีการรั่วซึมน้อยกว่ากลุ่มที่ 4 อย่างมีนัยสำคัญ แต่กลุ่มที่ 2 มีการรั่วซึมไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญกับกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ที่ $p < 0.05$ (Mann-Whitney Test) โดยกลุ่มที่ 3 มีระยะทางเฉลี่ยการรั่วซึมน้อยที่สุดเท่ากับ 1.76 มิลลิเมตร และกลุ่มที่ 1 มีระยะทางเฉลี่ยการรั่วซึมมากที่สุดเท่ากับ 2.92 มิลลิเมตร การใช้วิเทรเมอร์เป็นวัสดุอุดรอยทะลุไม่ว่าจะใช้วิธีไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันหรือวิเทรเมอร์หรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน ให้ผลการรักษาฟันที่เนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุได้ดีให้ฟันคงอยู่ใช้งานได้ยาวนานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์
ปีการศึกษา 2543

ลายมือชื่อนิติ.....
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม.....

PITPERN CHANATAPAPORN : THE LEAKAGE OF GLASS IONOMER CEMENT
THAT RESTORED THE PERFORATED AND THIN WALL ENDODONTICALLY
TREATED TEETH AFTER TREATED BY POST AND CORE CROWNS AND
APPLIED LOAD. THESIS ADVISOR : DR. PIYAMON SASANARUKKIG; 132 pp. ISBN 974-
346-398-4

Glass ionomer cements have been introduced as restorative materials for perforated root and thin canal wall. The aim of this study was to compare leakage of conventional glass ionomer and resin modified glass ionomer restored with different methods in endodontically-treated perforated teeth. Eighty extracted root canal perforations and thin walls were deliberately made by using peeso drill No. 1, and the roots were divided into four groups by stratified random sampling. In groups I and II, Tytin amalgam and Vitremer were used respectively to restore the perforated roots but not to the thin canal walls. In groups III and IV however, both the perforated roots and thin canal walls were restored with Vitremer and Ketac fil respectively. All groups were supplemented with posts and crowns and then subjected to a prescribed load. The extension and severity of leakages initiated from the perforation sites were assessed by silver nitrate penetration test. The study showed that both the extension and severity of leakages found in group I were significantly higher than those of the other three groups, while group III demonstrated a lower degree when compared with group IV. However, the difference in leakage severity between group II and III or group II and IV was not significant. The average distance of dye penetration was found to be lowest in group III (1.76 mm.) and highest in group I (2.92 mm.) Therefore the application of Vitremer to restore root perforation, either with or without thin canal filling, appeared to show a promising result for roots with thin canal wall and perforation.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Department.....Student's signature.....
Field of study..... Advisor's signature.....
Academic year.....Co-advisor' s signature.....

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ ทนตแพทย์หญิง ดร. ปิยะมล ศาสนรักกิจ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้ความรู้ ข้อเสนอแนะ คำแนะนำและข้อคิดเห็นต่างๆอันเป็นประโยชน์ที่จะนำมาใช้เป็นแนวคิดดำเนินการวิจัยให้สำเร็จลุล่วง ขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ สถาพร สุปรีชากร และอาจารย์ สราวุธ อาปนกะพันธ์ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ช่วยประดิษฐ์เครื่องทดสอบแรงใช้ประกอบการวิจัย ซึ่งต้องใช้แรงกระทำเป็นจังหวะอย่างต่อเนื่อง ขอขอบคุณรองศาสตราจารย์ ทนตแพทย์ ปิยวัฒน์ พันธุ์โกศล และบุคคลากรในหน่วยบูรณะช่องปากและใบหน้า ที่เอื้อเฟื้อสถานที่และอุปกรณ์ประกอบการวิจัย ให้ความสะดวกในการดำเนินงานวิจัยทุกขั้นตอน โดยเฉพาะเจ้าหน้าที่ในหน่วยงานสาว กัลยา อุดม ขอบคุณอาจารย์ ไพพรรณ พิทยานนท์ และ อาจารย์ ยุพา อ่อมท้วม นักสถิติ สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์การแพทย์ ที่ให้ความรู้และแนะนำการใช้สถิติประกอบการวิจัย

ขอขอบคุณอาจารย์ ทนตแพทย์ รัชภาส พานิชอัตรา ที่ให้การสนับสนุนวัสดุโลหะเวียงที่ใช้ในงานวิจัย อำนวยความสะดวกเรื่องสถานที่ และให้เจ้าหน้าที่ นาย สุรศักดิ์ รักษาภักดี ที่มีความเชี่ยวชาญในการเวียงโลหะช่วยเวียงฟันเดือยและครอบฟันโลหะ ตลอดจนเจ้าหน้าที่ในบริษัท สเป็ค เค็นตัล แล็บ จำกัด ทุกคนโดยเฉพาะ นาย สุทธิพันธ์ อินทร์ภักดี นางสาว จุนจิราพร เงินยาว นาง เทพศิริ บุตรวงศ์ ที่ช่วยประสานงานและอำนวยความสะดวกทุกขั้นตอนในแล็บ และขอบคุณบริษัท ยูนิตี้ เค็นตัล จำกัด และบริษัท แอคคอร์ด คอร์ปอเรชั่น จำกัด ที่ให้การสนับสนุนวัสดุประกอบการวิจัย

ท้ายที่สุดขอกราบขอบคุณพระคุณบิดามารดาผู้ให้กำเนิด ดูแลเอาใจใส่ให้ความรักและความอบอุ่นให้ลูกได้มีความรู้ ห่วงใยเรื่องสุขภาพค่าใช้จ่าย ขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ แพทย์หญิง วิภา ริชัยพิชิตกุล อาจารย์ประจำภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ช่วยให้คำปรึกษาแนะนำปรับปรุงแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์ ขอขอบคุณพี่น้องทุกคนที่รักและห่วงใยให้กำลังใจ

พิศเพลิน ชนาเทพพร

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญภาพ.....	ฉ
บทที่	
1. บทนำความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
2. แนวคิดและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	14
3. วิธีการวิจัย.....	51
4. วิเคราะห์ผลการวิจัย.....	81
5. อภิปรายผลการวิจัย.....	93
6. บทสรุปและข้อเสนอแนะ.....	108
รายการอ้างอิง.....	110
ประวัติผู้เขียน.....	127
ภาคผนวก.....	128

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
1 ลักษณะทั่วไปของพื้งตัวอย่างแบ่งตามความยาวรากพื้งและความกว้างของตัวพื้ง.....	81
2 ลักษณะทั่วไปของพื้งตัวอย่างแบ่งตามความกว้าง โพรงประสาทพื้งและความหนาของเนื้อพื้ง.....	82
3 ลักษณะพื้งตัวอย่างที่ผ่านขั้นตอนการเตรียมพื้งก่อนการรับแรงและทดสอบการรั่วซึม แบ่งตามกั้ตตาเปอร์ซาที่เหลื้และความหนาของเนื้อพื้งที่เหลื้.....	83
4 ลักษณะพื้งตัวอย่างที่ผ่านขั้นตอนการเตรียมพื้งก่อนการรับแรงและทดสอบการรั่วซึม แบ่งตามความสูงของเนื้อพื้งที่เหลื้ ตำแหน่งรูทะลุ ปริมาตรวัสดุหรือฉาบคลองรากพื้งและปริมาตรวัสดุอุดรอยทะลุผิวรากพื้ง.....	84
5 แสดงผลระยะทางการรั่วซึมของสีตั้งฉากกับแนวแกนกลางของรากพื้งของกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2.....	86
6 แสดงผลระยะทางการรั่วซึมของสีตั้งฉากกับแนวแกนกลางของรากพื้งของกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4.....	87
7 แสดงผลระยะทางการรั่วซึม แบ่งเป็นระยะทางเฉลี่ย (ส่วนเบื้ียงเบนมาตรฐาน) ระยะทางการรั่วซึมต่ำสุดและสูงสุด ในแต่ละกลุ่มโดยใช้ Oneway ANOVA.....	88
8 แสดงผลการรั่วซึมของสีตั้งฉากกับแนวแกนกลางของรากพื้งเป็นค่าตัวเลข ความรุนแรงของการรั่วซึม.....	91

สารบัญภาพ

รูปที่	หน้า
1 แสดงปฏิกิริยาการแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ (Smith, 1990).....	16
2 แสดงการขีดขีดของกลาสไอโอโนเมอร์กับไฮดรอกซีอะปาไทต์ (Wilson และคณะ, 1983).....	17
3 แสดงการเกิดปฏิกิริยากรด-ด่างของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (Wilson, 1990).....	23
4 แสดงการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (Wilson, 1990).....	23
5 แสดงแมทริกของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่ประกอบด้วยพันธะอ็อกซิเจน และพันธะโควาเลนต์ (Wilson, 1990).....	24
6 แสดงขอบเขตการเคลื่อนที่ของชากรรไกรล่างในระนาบด้านข้าง (Ash และ Ramfjord, 1995).....	34
7 แสดงขอบเขตการเคลื่อนที่ของชากรรไกรล่างในระนาบด้านหน้า (Ash และ Ramfjord, 1995).....	35
8 แสดงขอบเขตการเคลื่อนที่ของชากรรไกรล่างในระนาบด้าน (Gibbs และคณะ, 1981).....	35
9 รากฟันตัวอย่างที่ถูกตัดออกจากตัวฟัน.....	53
10 การกำหนดตำแหน่งรากฟันตัวอย่างในเบ้าแบบจำลองโลหะ.....	55
11 แสดงการกรอเตรียมช่องว่างฟันเดี่ยวในรากฟันตัวอย่าง.....	57
12 แสดงเตาเหวี่ยงโลหะ.....	60
13 ภาพวาดรากฟันตัวอย่างที่หล่อเนื้อฟันบางและมีรอยทะเล ในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (ซ้าย) และด้านแก้ม-ด้านหลัง.....	62
14 รากฟันตัวอย่างที่หล่อเนื้อฟันบางและมีรอยทะเล.....	65
15 รากฟันตัวอย่างของกลุ่มที่ 1.....	66
16 รากฟันตัวอย่างของกลุ่มที่ 2.....	66
17 รากฟันตัวอย่างของกลุ่มที่ 3.....	67

สารบัญภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
18	67
19	69
20	71
21	73
22	74
23	76
24	76
25	77
26	78
27	80
28	84
29	89
30	89
31	90
32	90
33	92
34	129
35	130
36	131
37	132

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

รอยทะเลงูหรือรอยเท้าเป็นรูเปิดที่อาจเกิดขึ้นได้จากการเจาะ แทะทะลุผ่าน การตัด หรือการละลายตัว เป็นผลให้เกิดการติดต่อระหว่างช่องโพรงประสาทฟันกับเนื้อเยื่อปริทันต์ อาจทำให้เกิดพยาธิสภาพของเนื้อเยื่อปริทันต์และสูญเสียฟันได้ (Alhhadainy, 1994) ปัจจุบันมีการรักษาคลองรากฟันที่เกิดรอยทะเลงูหรือรอยเท้าหลายวิธีแต่ไม่มีวิธีใดให้ผลสำเร็จในการรักษาในระยะยาว เนื่องจากขนาดตำแหน่งรอยทะเลงู และระยะเวลาที่พบและปิดรอยทะเลงูหรือรอยเท้ามีความแตกต่างกัน รวมทั้งวัสดุอุดรอยทะเลงูที่มีใช้อยู่ทั่วไปเช่นอมัลกัม กัดตาเปอร์ชา แควิต แคลเซียมไฮดรอกไซด์ ไตรแคลเซียมฟอสเฟต ไฮดรอกซีอะปาไทต์ ไม่เป็นวัสดุอุดรอยทะเลงูในอุดมคติ วัสดุบางชนิดมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อน้อย มีความเป็นพิษ ทำให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อ ไม่กระตุ้นให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อและกระดูกใหม่ มีความแนบสนิทกับผิวฟันน้อย ดังนั้นภายหลังจากการอุดรอยทะเลงูหรือรอยเท้าแล้วมักพบว่าการอักเสบเรื้อรังของเหงือก มีหนองและร่องลึกปริทันต์ มีการละลายกระดูกรอบรูทะเลงูหรือรอยเท้าและช่องแยกรากฟัน ทำให้ปวดเมื่อเคาะ ซึ่งเป็นอาการที่แสดงว่าวัสดุอุดมีการรั่วซึมมีการติดเชื้อจุลินทรีย์จากช่องปากเป็นผลให้ผู้ป่วยสูญเสียฟัน

การลดหรือป้องกันการเกิดรอยทะเลงูหรือรอยเท้าจึงเป็นทางหนึ่งที่จะช่วยลดการสูญเสียฟัน ซึ่งพบว่ารอยทะเลงูหรือรอยเท้าอาจเกิดได้จากพยาธิสภาพของโรคเช่น ฟันผุ การอักเสบของโพรงประสาทฟันจนกระทั่งมีทางติดต่อกับเนื้อเยื่อปริทันต์ ทำให้เกิดการละลายตัวทะเลงูหรือรอยเท้า หรืออาจเกิดจากตัวทันตแพทย์เองไม่คำนึงถึงลักษณะกายวิภาครูปร่างรากฟัน ความแปรปรวนของรากฟันและคลองรากฟันแต่ละซี่ของผู้ป่วยไม่เหมือนกัน ผู้ป่วยสูงอายุหรือผู้ป่วยที่มีการตอบสนองต่อสิ่งระคายเคืองมักพบโพรงประสาทฟันตื้นหรืออุดตัน ยอดโพรงประสาทฟันอยู่ชิดกับพื้นโพรงประสาทฟันมาก การดันหัวกรอผ่านพื้นโพรงประสาทฟัน การกำจัดยอดโพรงประสาทฟันไม่เพียงพอทำให้วางหัวกรอผิดพลาดได้ การเรียงตัวของฟันไม่อยู่ในแนวการจัดเรียงตัวปกติ การวางหัวกรอทำมุมไม่สัมพันธ์กับแนวแกนกลางของฟัน โดยเฉพาะฟันกรามน้อยล่างซี่ที่หนึ่งมักพบ

รอยทะเลสาบบนรากฟันอันเนื่องมาจากพื้นเยี่ยงด้านซิดลินของตัวฟันและความแคบในแนวใกล้ กลาง-ไกลกลางที่บริเวณคอฟัน (Grossman, 1957; Alhadainy, 1994)

เพื่อลดการเกิดรอยทะเลสาบรากฟัน Nicholls (1962) แนะนำให้เลือกใช้ริมเมอร์และไฟล์ เรียงลำดับขนาดขยายคลองรากฟันโดยไม่ใช้แรงผลักหรือดันเครื่องมือ ในกรณีคลองรากโค้งงอไม่ควรใช้หัวกรอริมเมอร์แต่ควรใช้ไฟล์ที่ปรับดัดโค้งงอได้ การรีดวัสดุอุดคลองรากฟันเพื่อเตรียมช่องว่างสำหรับฟันเดือย ต้องแน่ใจว่าพีโซคริสตัลส่วนปลายตัดกำจัดวัสดุอุดคลองรากฟันจริง Harris (1976) แนะนำให้เปิดทางเข้าหาคลองรากฟันเพียงพอ และใช้เครื่องมือที่ปรับงอได้เช่น นิเกล-ไททานเนียมไฟล์ในคลองรากที่โค้งงอและเตรียมช่องว่างสำหรับฟันเดือยด้วยริมเมอร์หรือไฟล์ร่วมกับตัวทำละลายวัสดุอุดคลองรากมากกว่าการใช้หัวกรอ

Abou-Rass และคณะ (1982) พบว่าการเตรียมช่องว่างฟันเดือยด้วยหัวกรอพีโซคริสตัลที่มีขนาดใหญ่ในคลองรากที่เหลือเนื้อฟันอาจทำให้เกิดรอยทะเลสาบรากฟัน การใช้พีโซคริสตัล เบอร์ 4 เตรียมช่องว่างฟันเดือยในฟันกรามบนและฟันกรามล่าง มีโอกาสเกิดรอยทะเลสาบใกล้ชิดแก้มด้านไกลกลางที่ระดับส่วนกลางรากฟันที่เป็นบริเวณที่มีเนื้อฟันบาง (danger zone) หลังการเตรียมช่องว่างฟันเดือยด้วยพีโซคริสตัล เบอร์ 4 พบว่ามีเนื้อฟันเหลือรอบรากใกล้ชิดแก้มด้านไกลกลางของฟันกรามบนและฟันกรามล่าง 0.49 มิลลิเมตร และ 0.51 มิลลิเมตร ตามลำดับ ถ้าทันตแพทย์ขาดทักษะและความรู้อาจทำให้เกิดรอยทะเลสาบได้ ดังนั้นจึงควรใช้พีโซคริสตัล เบอร์ 2 และ 3 เตรียมคลองรากฟันเดือยในรากด้านเพดานของฟันกรามบน และรากไกลกลางของฟันกรามล่าง

ก่อนเตรียมช่องว่างฟันเดือยควรมีภาพถ่ายรังสีเพื่อประเมินรูปร่าง ขนาด ความโค้งของรากฟันร่วมกับการประเมินทางคลินิก เพื่อกำหนดการวางหัวกรอพีโซคริสตัลขยายคลองรากฟันให้อยู่กึ่งกลางคลองราก โดยรีดกัดตาเปอร์ชาด้วยเครื่องมือร้อนเป็นระยะทางใกล้เคียงกับความยาวฟันเดือยก่อนการใช้หัวกรอพีโซคริสตัล เพื่อป้องกันการเกิดรอยทะเลสาบรากฟัน (Kvinsland และคณะ, 1989)

Molven (1976) รายงานการรักษาคลองรากฟันและการบูรณะฟันต่อด้วยฟันเดือยและครอบฟันในผู้ป่วย 481 คน พบว่าเป็นผู้ป่วยวัยกลางคนมีฟันเหลือเฉลี่ย 22.8 ซึ่งได้รับการรักษาคลองรากฟันเฉลี่ย 2.6 ซึ่ง ต่อคน ฟันบนได้รับการรักษาคลองรากฟันมากกว่าฟันล่างสองเท่า ฟัน

กรมกล้วยไม้ได้รับการรักษาคลองรากฟัน 63 เปอร์เซ็นต์ มากกว่าฟันกรมล่างและฟันหน้าล่าง ปัจจุบันแนวโน้มในการรักษาคลองรากฟันเพื่อเก็บฟันไว้ใช้งานเพิ่มมากขึ้น จึงอาจเป็นเหตุให้มีโอกาสเกิดรอยทะลุผิวรากฟันเนื่องจากความโค้งงอและความแปรปรวนของรากฟันแต่ละซี่แตกต่างกัน

Seltzer และคณะ (1967) ศึกษาความล้มเหลวการรักษาคลองรากฟันในผู้ป่วย 146 ราย พบว่าเกิดรอยทะลุฟันโพรงประสาทฟันและผิวรากฟัน 5 ราย (3.4 เปอร์เซ็นต์) เครื่องมือหักในคลองรากฟัน 6 ราย นอกจากนี้ความล้มเหลวของการรักษาคลองรากเกิดจากพยาธิสภาพปลายราก การละลายรากฟัน รากฟันผุ การแตกหักของรากฟัน Kerekes และ Tronstad (1979) ศึกษาการรักษาคลองรากฟัน ด้วยการใช้ริมเมอร์ขยายคลองรากฟันตามวิธีมาตรฐาน 501 ราย พบว่าเกิดรอยทะลุผิวรากฟันเครื่องมือทะลุผ่านเข้าไปถึงเนื้อเยื่อปริทันต์ 14 ซี่ (2.79 เปอร์เซ็นต์) Sorensen และ Martinoff (1984) รายงานการเกิดรอยทะลุผิวรากฟันจากตัวทันตแพทย์ 2 ซี่ (6.5 เปอร์เซ็นต์) ใน 31 ซี่ จากการเตรียมช่องว่างฟันเดือยโลหะเหวี่ยงทรงสอบ

Kvinnslund และคณะ (1989) ศึกษารอยทะลุผิวรากฟันในผู้ป่วย 55 รายของหน่วยรักษาคลองรากฟัน โรงเรียนทันตแพทย์ เบอร์เจน ประเทศนอร์เวย์ เป็นเวลา 11 ปี พบว่าฟันบนเกิดรอยทะลุผิวรากฟันมากกว่าฟันล่างสามเท่า โดยที่ 26 ซี่ (47 เปอร์เซ็นต์) ของรอยทะลุผิวรากฟันเกิดจากขั้นตอนการรักษาคลองรากฟัน 9 ซี่ใน 26 ซี่ เกิดรอยทะลุผิวรากฟันที่ระดับส่วนกลางรากฟัน และ 29 ซี่ (53 เปอร์เซ็นต์) ของรอยทะลุผิวรากฟันเกิดจากขั้นตอนการบูรณะฟันด้วยฟันเดือย 16 ซี่ใน 29 ซี่ เกิดรอยทะลุผิวรากฟันที่ระดับส่วนกลางรากฟัน Soikkonen (1995) ศึกษาผู้ป่วยสูงอายุ 133 คน พบว่าเกิดรอยทะลุผิวรากฟันจากขั้นตอนการเตรียมช่องว่างฟันเดือย 3 คน (2 เปอร์เซ็นต์)

การรักษารอยทะลุผิวรากฟันจะประสบความสำเร็จ เมื่อยุติรอยทะลุผิวรากฟันได้รับการอุดรักษาทันทีด้วยวิธีปิดกั้นเชื้อ Kerekes และ Tronstad (1979) พบว่า 14 ซี่ ที่เกิดรอยทะลุผิวรากฟันสามารถเก็บรักษาได้ 10 ซี่ (71.4 เปอร์เซ็นต์) ส่วน Kvinnslund และคณะ (1989) พบว่า 55 ซี่ ที่เกิดรอยทะลุผิวรากฟัน 12 ซี่ ต้องถอนฟันออก 43 ซี่ ให้การรักษาได้และประสบความสำเร็จในการรักษา 26 ซี่ (60 เปอร์เซ็นต์) 4 ซี่ ใน 26 ซี่ ต้องให้การรักษาพร้อมกับวิธีศัลยกรรมซ้ำสองครั้ง

แม้ว่าการเกิดรอยทะเลดูฟิวรากฟันจะมีโอกาสเกิดขึ้นเพียงเล็กน้อย แต่อาจเป็นสาเหตุให้สูญเสียฟัน เพราะบางครั้งทันตแพทย์อาจตรวจไม่พบรอยทะเลดูฟิวรากฟันในระหว่างการรักษาลงรากฟันหรือติดตามผลการรักษา เนื่องจากรอยทะเลดูฟิวรากฟันในช่วงแรกมักไม่แสดงอาการและตรวจไม่พบจากภาพถ่ายรังสีที่บอกรายละเอียดได้เพียงสองมิติ ทำให้วินิจฉัยผิดพลาดและให้การบูรณะฟันนั้นต่อด้วยฟันเดือยและครอบฟัน เมื่อใช้งานไประยะหนึ่งผู้ป่วยอาจมีอาการปวด บวมจากการรั่วซึมของวัสดุ มีการติดต่อกับเนื้อเยื่อปริทันต์ ติดเชื้อแบคทีเรีย เกิดพยาธิสภาพปลายรากฟัน จนไม่สามารถให้การรักษาได้ แต่ปัจจุบันมีความพยายามที่จะวินิจฉัยและอุดปิดรอยทะเลดูฟิวรากฟันที่พบว่าเกิดรอยทะเลดู แม้ไม่สามารถใช้ฟันดังกล่าวเป็นฟันหลักรับแรง แต่สามารถบูรณะเก็บฟันซึ่งนั้นใช้งานได้ตามปกติในช่องปาก ซึ่งมีการรักษารอยทะเลดูฟิวรากฟัน 2 วิธี คือวิธีศัลยกรรมและวิธีไม่ทำศัลยกรรม

การวินิจฉัยตำแหน่งและขนาดรอยทะเลดูฟิวรากฟันสามารถทำได้โดยสังเกตรอยเลือดออกถ้าออกมาจากพื้นโพรงประสาทฟันน่าจะเกิดรอยทะเลดูที่ช่องแยกรากฟัน หรือถ้ามีเลือดออกมากอย่างรวดเร็วจับด้วยกระดาษซับแห้งพบเลือดติดตลอดกระดาษซับแสดงว่าเกิดรอยทะเลดูด้านข้างผนังคลองรากฟัน (lateral stripping) แต่ถ้ามีเลือดติดเฉพาะส่วนปลายกระดาษซับแสดงว่าเกิดรอยทะเลดูที่ปลายรากฟัน เพื่อให้มั่นใจว่าเกิดรอยทะเลดูฟิวรากฟันตำแหน่งใดให้ใส่ไฟล์ที่มีขนาดเล็กแล้วถ่ายภาพรังสี ซึ่งจะวินิจฉัยได้ง่ายถ้ารอยทะเลดูอยู่ในด้านใกล้กลางหรือด้านไกลกลางแต่จะสังเกตตำแหน่งรอยทะเลดูได้ยากถ้ารอยทะเลดูอยู่ด้านแก้มหรือด้านลิ้น แม้จะมีการถ่ายภาพรังสีแบบเคลื่อนท่อรังสี (shift tube) นอกจากนั้นอาจใช้เครื่องมือไฟฟ้าบอกตำแหน่งรอยทะเลดู (electronic apex locator) หรือจากความรู้สึกเจ็บเมื่อไฟล์ทะลุผ่านในกรณีไม่ใส่ยาชา (Alhadainy, 1994)

การพยากรณ์โรคเพื่อให้การรักษารอยทะเลดูฟิวรากฟันประสบความสำเร็จขึ้นกับ ขนาดและตำแหน่งของรอยทะเลดู ระยะเวลาที่พบและให้การรักษา พบว่ารอยทะเลดูที่มีขนาดเล็กในฟันที่มีขนาดใหญ่จะตอบสนองต่อการรักษาได้ดีกว่า เนื่องจากรอยทะเลดูที่มีขนาดเล็กง่ายต่อการอุดวัสดุให้แนบสนิทโดยไม่ใช้แรงดัน จึงไม่พบส่วนเกินของวัสดุที่จะทำให้เกิดความระคายเคืองทำลายเอ็นเยื่อปริทันต์และเนื้อเยื่อรอบรากฟัน (Himmel และคณะ, 1985)

ตำแหน่งของรอยทะเลดูที่ระดับสันกระดูกเบ้าฟันใกล้กับขอบเหงือก มักจะเกิดการติดต่อกับแบคทีเรียกับช่องปากผ่านร่องเหงือกได้ง่าย ถ้ารูทะเลดูมีขนาดใหญ่และไม่ได้รับการรักษาทันที

จะทำให้เนื้อเยื่อเชื่อมต่อกับเนื้อเยื่อลงไปจนถึงตำแหน่งรอยทะเลงูเกิดรอยโรคในอวัยวะปริทันต์และร่องลึกปริทันต์ การรักษาด้วยการอุดรอยทะเลงูผ่านโพรงฟันมักจะพบวัสดุอุดเกิน เนื่องจากไม่ทราบจุดสิ้นสุดของรอยทะเลงู จึงต้องรักษาร่วมกับวิธีศัลยกรรมกำจัดวัสดุออกจากช่องว่างปริทันต์ (periodontal space) (Beavers และคณะ, 1986) เช่นรอยทะเลงูฟันโพรงประสาทฟันบริเวณช่องแยกรากฟันของฟันกรามที่ระดับสันกระดูกเบ้าฟันใกล้กับเนื้อเยื่อเชื่อมต่อกับขอบเหงือก เป็นรอยโรคที่ยากต่อการรักษา เนื่องจากมักพบการทำลายเนื้อเยื่อปริทันต์รอบช่องแยกรากฟัน แม้จะอุดปิดรอยทะเลงูทันทีแต่กลับพบการเจริญของเนื้อเยื่อเชื่อมต่อกับร่องลึกปริทันต์ การอักเสบของเนื้อเยื่อปริทันต์ การตอบสนองต่อการรักษาไม่ดีเท่ารอยทะเลงูตำแหน่งสูงกว่าหรืออยู่ในส่วนของสันกระดูกเบ้าฟันและเยื่อผิวเชื่อมต่อกัน (Seltzer และคณะ, 1970; Stromberg, 1972; Kvinnsland และคณะ, 1989)

การอุดรอยทะเลงูผิวรากฟันทันทีด้วยวิธีปิดอุดช่วยให้อเนื้อเยื่อปริทันต์มีการซ่อมสร้าง (Beavers และคณะ, 1986; Martin และคณะ, 1982) ป้องกันการติดเชื้อแบคทีเรียจากช่องปากและเนื้อเยื่อรอบรากฟัน หลีกเลี่ยงสิ่งระคายเคืองต่ออวัยวะปริทันต์ ถ้าปล่อยรอยทะเลงูผิวรากฟันไว้นานเป็นระยะเวลาหนึ่งก่อนรักษาหรือไม่อุดรอยทะเลงูจะทำให้มีการปนเปื้อนน้ำลายและเชื้อจุลินทรีย์ (Seltzer และคณะ, 1970) เพิ่มขึ้นตอนและความยากในการซ่อมแซมรอยโรคที่เกิดจากการอักเสบเรื้อรังของเนื้อเยื่อแบคทีเรียและการละลายตัวของกระดูก (Benenati และคณะ, 1986)

การรักษารอยทะเลงูผิวรากฟันด้วยวิธีศัลยกรรมคือการผ่าตัดร่นแผ่นเหงือก ให้เห็นตำแหน่งรูทะเลงู ล้างทำความสะอาด ควบคุมความชื้นและหยุดเลือด ก่อนอุดปิดรอยทะเลงูผิวรากฟันด้วยวัสดุที่มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีความเป็นพิษน้อย ไม่ก่อให้เกิดความระคายเคือง ยับยั้งการเจริญของเชื้อแบคทีเรีย มีการละลายตัวต่ำ ให้ความแนบสนิทกับผิวรากฟัน มีความทึบแสง เป็นวิธีการรักษาในกรณีที่รอยทะเลงูมีขนาดใหญ่ มองไม่เห็นรอยทะเลงูจากโพรงฟัน ไม่สามารถอุดรอยทะเลงูผ่านโพรงฟันได้ หรือเกิดความล้มเหลวมีรอยโรคอันเกิดจากการรักษาด้วยวิธีไม่ทำศัลยกรรม เช่นรอยทะเลงูฟันโพรงประสาทฟันบริเวณช่องแยกรากฟันที่ระดับสันกระดูก การอุดวัสดุผ่านเข้าทางโพรงฟันทำได้ยากเนื่องจากไม่สามารถควบคุมความชื้นจากน้ำลายและเลือด ไม่ทราบจุดสิ้นสุดของรูทะเลงู จึงอาจมีส่วนเกินของวัสดุเข้าไปทำอันตรายต่อเอ็นยึดปริทันต์และกระดูก ถ้าวัสดุที่ใช้อุดรอยทะเลงูผิวรากฟันมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อการทำลายจะกลับคืนสู่สภาพเดิมได้ แต่ถ้าวัสดุมีความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อและเซลล์จะทำให้เกิดการระคายเคืองและการอักเสบเรื้อรัง จำเป็น

ต้องรักษาด้วยการเปิดร่นแผ่นเหงือก กำจัดเนื้อเยื่อเน่าตายและวัสดุส่วนเกินในช่องว่างปริทันต์ ล้างทำความสะอาดคั่นวัสดุให้เนียบ หรืออุดรอยทะลุใหม่ (Nicholls, 1962; Stromberg และคณะ, 1972; Frank, 1974)

แต่การรักษารอยทะลุผิวรากฟันด้วยวิธีศัลยกรรมไม่สามารถรักษารอยทะลุผิวรากฟันได้ ทุกตำแหน่ง เช่นรอยทะลุรากด้านลิ้นของฟันกรามล่าง หรือรอยทะลุบริเวณช่องแยกรากฟันของ ฟันกรามบนที่มักเกิดความล้มเหลวในการรักษา จำเป็นต้องเลือกให้การรักษาด้วยการตัดแบ่งราก (bicuspidization, hemisection) หรือเลือกเก็บรากฟันบางรากไว้ ถอนรากที่มีปัญหาออก (root amputation) หรือถอนฟันออกถ้าพิจารณาพบว่ากระดูกรองรับรากฟันไม่เพียงพอ รากอยู่ชิดกัน มาก ความยาวของรากฟันที่เหลือไม่เพียงพอที่จะบูรณะฟันต่อได้ รอยทะลุส่วนกลางผิวรากฟัน ยากต่อการเข้าทำการผ่าตัดแก้ไข มีการละลายตัวของรากฟัน การดึงฟันออกจากเบ้ากระดูกอุดปิด รอยทะลุแล้วปลูกถ่ายกลับที่เดิม (intentional reimplantation) ยังเป็นที่สงสัยถึงความสำเร็จในการ รักษา (Barnett และคณะ, 1992) และการรักษาด้วยวิธีศัลยกรรมทำให้เกิดการสูญเสียเนื้อเยื่อผิว เชื่อมต่อเนื้อเยื่อปริทันต์และกระดูก จากการผ่าตัดกรอแต่งกระดูกเป็นทางเข้าให้เห็นรูทะลุจึงเกิด รอยโรคปริทันต์เรื้อรังและไม่สามารถคาดเดาความสำเร็จในการรักษาเนื่องจากรอยทะลุที่รักษาด้วย วิธีนี้อยู่ในตำแหน่งยากต่อการแก้ไขและมีขนาดใหญ่

การรักษารอยทะลุผิวรากฟันด้วยวิธีไม่ทำศัลยกรรมเป็นการรักษาแบบอนุรักษ์ ด้วยการอุด วัสดุผ่านเข้าโพรงฟันที่มีทางเข้าทำการรักษาเพียงพอ โดยเลือกวัสดุที่มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) ชักน้ำให้เกิดการสร้างกระดูก (bioactive) มีความแนบสนิท (sealing ability) มีความต้านทานแรง (resistance occlusion force) โดยแบ่งการรักษาสัมพันธ์กับตำแหน่งรอยทะลุ รอยทะลุที่อยู่สูงกว่าสันกระดูกเบ้าฟันง่ายต่อการรักษาด้วยการอุดหรือบูรณะฟันด้วยครอบฟันให้ ขอบครอบฟันครอบคลุมรอยทะลุ รอยทะลุส่วนปลายรากฟันรักษาด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ให้ เกิดเนื้อเยื่อแข็งกึ่งกลางก่อนการอุดคลองรากฟัน ส่วนรอยทะลุที่ระดับสันกระดูกเบ้าฟันเป็น ตำแหน่งที่ยากต่อการรักษาอาจเลือกให้การรักษาร่วมระหว่างการรักษาคคลองรากฟันและการจัด ฟัน รอยทะลุช่องแยกรากฟันที่ระดับสันกระดูกเบ้าฟันอาจต้องให้การรักษาร่วมกับวิธีศัลยกรรม เนื่องจากไม่ทราบจุดสิ้นสุดรอยทะลุ และมักพบเศษวัสดุส่วนเกินในช่องว่างปริทันต์ (Frank, 1974; Simon และคณะ, 1978; Cohen และ Burns, 1980)

การศึกษาความเข้ากันได้ของวัสดุกับเนื้อเยื่อของ Nicholls (1962) พบว่ายูจินอลจากวัสดุอุดซิงค์ออกไซด์-ยูจินอล ซิเมนต์ทำให้เกิดความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อ Harris (1976) Jew และคณะ (1982) พบว่าการอุดรอยทะเลลูฟิวรากฟันด้วยแควิททำให้เกิดรอยโรคปริทันต์ มีการอักเสบและสร้างเนื้อเยื่อเส้นใยหุ้มล้อมรอบวัสดุอุด EIDeeb และคณะ (1982) พบว่าไม่มีการตอบสนองต่อการรักษาเมื่อใช้ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ อมัลกัม แควิทอุดรอยทะเลลูฟิวรากฟันในสุนัข

Himel และคณะ (1985) พบว่าการใช้เทปลอนหรือไตรแคลเซียมฟอสเฟต (tricalcium phosphate) อุดรอยทะเลลูฟิวรากฟันโพรงประสาทฟันช่วยให้เกิดการหายของเนื้อเยื่อได้ดีกว่าการใช้แคลเซียมไฮดรอกไซด์ อย่างไรก็ตาม Balla และคณะ, 1991 พบว่าการใช้ไตรแคลเซียมฟอสเฟตไฮดรอกไซด์อะปาไทต์ อมัลกัม อุดรอยทะเลลูฟิวรากฟันโพรงประสาทฟันในฟันกรามน้อยและฟันกรามของลิง 6 ตัว จำนวน 120 ซี่ ติดตามผลการรักษาเป็นเวลา 6 เดือน ไม่พบเนื้อเยื่อแข็งกั้นกลาง มีการอักเสบบริเวณช่องแฉกรากฟัน เนื่องจากวัสดุไม่มีความเนบสนิท

Peterson และคณะ (1985) รักษาอุดรอยทะเลลูฟิวรากฟัน 131 ซี่ ในสุนัข 5 ตัว หลังการติดตามผลเป็นเวลา 1 ปี พบว่าการอุดรอยทะเลลูฟิวรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชา กัตตาเปอร์ชาอุดร่วมกับเอเฮช-26 (AH-26) อุดด้วยเอเฮช-26 อย่างเดียว อุดด้วยเศษเนื้อฟันที่ส่วนล่างสุดของรูทะเลลูฟิวรากฟัน อุดด้วยเอเฮช-26 หรืออุดด้วยแคลเซียมไฮดรอกไซด์กั้นกลางใต้วัสดุอุดเอเฮช-26 ทำให้เกิดการเจริญของเนื้อเยื่อบุผิวเชื่อมต่อลงหารอยทะเลลูฟิวรากฟันปริทันต์และมีการอักเสบ Benenati และคณะ (1986) ศึกษาการรักษาอุดรอยทะเลลูฟิวรากฟันที่เกิดจากขั้นตอนการรักษาคลองรากฟันในผู้ป่วย 57 คน ของโรงเรียนทันตแพทย์ มหาวิทยาลัยโอคลาโฮมา ให้การรักษาด้วยกัตตาเปอร์ชา 33 ซี่ และให้การรักษาด้วยอมัลกัม 24 ซี่ ประเมินผลทางคลินิกและภาพถ่ายรังสี 3 เดือนและ 6 ปี พบว่าการรักษาอุดรอยทะเลลูฟิวรากฟันด้วยกัตตาเปอร์ชาเกิดความล้มเหลว 57.6 เปอร์เซ็นต์ และการรักษาด้วยอมัลกัมเกิดความล้มเหลว 26 เปอร์เซ็นต์ โดย 70 เปอร์เซ็นต์ของความล้มเหลวพบที่เกิดจากวัสดุอุดหลุดออกจากผิวรากฟัน ซึ่งเป็นวัสดุอุดกัตตาเปอร์ชาหลุดมากถึง 83 เปอร์เซ็นต์

รอยทะเลลูฟิวรากฟันโพรงประสาทฟันที่ระดับสันกระดูกเบ้าฟันไม่ว่าจะอุดด้วยวัสดุใดมักพบวัสดุส่วนเกิน จึงมีแนวความคิดใช้ตัวกั้นกลาง (internal matrix concept) ด้วยวัสดุปลอดเชื้อมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ วางปิดรอยทะเลลูฟิวรากฟันโดยมีรู้ออกเพื่อให้เลือดหยุดไหลควบคุมความชื้นและต้านทานแรงอุดป้องกันส่วนเกินของวัสดุ (Lemon, 1992) วัสดุที่ใช้เช่น แผ่นอินเดียม (indium foil)

(Aguirre และคณะ, 1986) เศษเนื้อฟัน (dentin chip) และแคลเซียมไฮดรอกไซด์กึ่งกลางใต้วัสดุอุดอีพอกซี เรซิน ที่ใช้คือเฮเซช-26 (Petersson และคณะ, 1985) แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Trope และ Tronstad, 1985) แคลเซียมไฮดรอกไซด์ใช้ร่วมกับแผ่นเทฟลอน (teflon disk, fluorinated ethylene propylene) (Beavers และคณะ, 1986) กระดูกแช่แข็ง (decalcified freeze-dried bone) (Hartwell และ England, 1993) ไฮดรอกซีอะปาไทต์ กึ่งกลางใต้วัสดุอุดอมัลกัมหรือกลาสไอโอโนเมอร์ (Lemon, 1992) ไฮดรอกซีอะปาไทต์หรือไตรแคลเซียมฟอสเฟต (Balla และคณะ, 1991) แต่พบว่าวัสดุดังกล่าวข้างต้นกระตุ้นให้เกิดเนื้อเยื่อแข็งกึ่งกลาง (hard tissue barrier) ไม่มีการสร้างเนื้อเยื่อปริทันต์และกระดูกใหม่แทนที่ มีการเจริญของเนื้อเยื่อบุผิวเชื่อมต่อกับอาหารทะเลที่เกิดร่องลึกปริทันต์และมีการอักเสบ ไม่พบการตอบสนองการรักษาของเนื้อเยื่อปริทันต์

ปัจจุบันมีการใช้วัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์เป็นวัสดุอุดรอยทะเลผิวรากฟันเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ กระตุ้นชักนำให้เกิดการสร้างกระดูก มีความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อน้อย ให้ความแนบสนิทโดยสร้างพันธะเคมีและพันธะเชิงกล แต่พบว่าคอนเวเนชันนัลกลาสไอโอโนเมอร์มีความไวต่อการสัมผัสความชื้น ทำให้คุณสมบัติการยึดติดลดลง มีความต้านทานการแตกหักและการสึกกร่อนน้อย จึงมีการพัฒนาเป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งาน สามารถควบคุมการแข็งตัวได้ทันทีด้วยการฉายแสง ลดความไวต่อการสัมผัสความชื้น เพิ่มความแข็งแรง

Zmener และ Dominguez (1983) ศึกษาความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและกระตุ้นชักนำให้เกิดการสร้างกระดูกของวัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์ที่ผสมเสร็จใหม่ฝังในกระดูกหน้าขาของสุนัข 12 ตัว พบว่ามีการอักเสบเพียงเล็กน้อยใน 10-30 วันแรก และการอักเสบลดลงเกิดการสร้างกระดูกหลังฝังวัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์ 90 วัน Zmener และ Cabrini (1986) พบโมโนไซต์และลิมโฟไซต์ (human blood monocytes และ lymphocytes) ประมาณ 70 เปอร์เซ็นต์ เจริญยึดติดบนผิววัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์ (ASPA) Zettlerqvist และคณะ (1987) พบว่าการใช้กลาสไอโอโนเมอร์อุดปลายรากฟันทำให้เกิดเนื้อเยื่อแกรนูเลชันที่ประกอบด้วยลิมโฟไซต์ พลาสมาเซลล์ (plasma cell) โพลิมอร์โฟนิวเคลียร์ เซล (PMN's) ล้อมรอบกลาสไอโอโนเมอร์และถูกแทนที่ด้วยกระดูกอ่อนและกระดูกหลังติดตามผลการรักษาเป็นเวลา 1 เดือน

Callis และ Santini (1987) ศึกษาการตอบสนองการหายของเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันเขียวของฟังกอนที่อุดปลายรากด้วยคีแทค ฟิล (ketac fil) ที่เป็นคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ พบว่ามีการอักเสบใน 7 วันแรก และการอักเสบลดลงมีกระดูกเจริญสมบูรณ์ติดกับกลาสไอโอโนเมอร์โดยตรงในสัปดาห์ที่ 4 ส่วนเศษเกินของกลาสไอโอโนเมอร์ในแผลของกระดูกไม่มีผลต่อการหายของแผลซ้กลง ในขณะที่การอุดปลายรากฟันด้วยกัตาเปอร์ซาร์ร่วมกับทบูลิเซิล (tubuliseal) ที่เป็นซิงค์ออกไซด์ ยูนิออลการอักเสบยังคงมีอยู่อย่างต่อเนื่อง พบชั้นเนื้อเยื่อเส้นใยแยกวัสดุอุดออกจากกระดูก สอดคล้องกับการศึกษาของ Blackman และคณะ (1989) ซึ่งศึกษาการตอบสนองการหายของเนื้อเยื่อด้วยการฝังคีแทค ซิลเวอร์ (ketac silver) ที่เป็นคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ และซิงค์ออกไซด์ยูนิออล (IRM) ในเนื้อเยื่ออ่อนและกระดูกของหนูเป็นเวลา 80 วัน พบว่ามีการอักเสบเกิดขึ้นเล็กน้อยทั้งสองกลุ่ม โดยที่ซิงค์ออกไซด์ยูนิออลพบเนื้อเยื่อเส้นใยล้อมรอบ แต่กลาสไอโอโนเมอร์พบการสร้างกระดูกใหม่ติดกับวัสดุ

DeGrood และคณะ (1995) ศึกษาเปรียบเทียบวัสดุอุดอมัลกัมและคีแทค ฟิลที่เป็นคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ในหนูเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน พบว่าวัสดุอุดทั้งสองมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ แต่แนะนำให้ใช้กลาสไอโอโนเมอร์เนื่องจากอมัลกัมเกิดการสึกกร่อน เหงือกสีคล้ำ มีโปรท้าวซึม ให้ความแนบสนิทไม่ดี Tassery และคณะ (1997) ทดลองฝังวิทริเมอร์ (vitremer) ที่เป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์และซิงค์ออกไซด์ยูนิออล (super EBA) ในกระดูกขากรรไกรล่างของกระต่าย 22 ตัว พบว่าในสัปดาห์ที่ 12 เรซิน-โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีความเข้ากันได้กับกระดูกดีกว่า ไม่พบการอักเสบ และมีการสร้างกระดูกสัมผัสกับวัสดุโดยตรง ส่วนซิงค์ออกไซด์ยูนิออลมีเนื้อเยื่อเส้นใยหนา มีการตอบสนองต่อสิ่งระคายเคือง แต่ไม่ขัดขวางการหายของเนื้อเยื่อ Pitt Ford และ Roberts (1990) สนับสนุนการศึกษาของ DeGrood และคณะ (1995)

Makkawy และคณะ (1998) พบว่าเซลล์เอ็นยิดปริทันต์มีการตอบสนองต่อเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (fuji duet, fuji II LC) ดีกว่าอมัลกัมเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดรอยทะลุผิวรากฟัน Caughman และคณะ (1990) พบความเป็นพิษของคอมโพสิต เรซิน จากเรซินที่ไม่พอลิเมอร์ไรเซชัน ส่วนกลาสไอโอโนเมอร์มีความเข้ากันได้กับเซลล์เนื้อเยื่อช่องปาก Leyhausen และคณะ (1998) พบว่าคีแทค ฟิลยับยั้งการเจริญของไฟโบบลาส (human primary fibroblasts attach gingiva, permanent mouse fibroblast) เล็กน้อยเพียงชั่วคราวไม่เป็นพิษต่อเซลล์

Resillez-Urioste และคณะ (1998) รายงานการใช้จีเรสตอ (geristore) ที่เป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีความทึบแสง ความแข็งแรงอัดสูง แข็งตัวด้วยตัวเองและการฉายแสง มีเสถียรภาพ หดตัวหลังเกิดพอลิเมอร์ไรเซชันต่ำ ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวต่ำ ให้ความเหมาะสมกับฟันด้วยพันธะเคมี อุดรอยทะลุผิวรากฟันที่เกิดจากการรื้อฟันเดือยสำเร็จรูปของฟันกรามแท่นซ้ายซี่ที่หนึ่ง ที่เกิดรอยทะลุในส่วนคอฟันด้านแก้มของรากด้านเพดานและด้านใกล้กลางของรากใกล้ชิดแก้ม ด้วยการใช้คอนดิชันเนอร์ ล้างและซับแห้งทาเคนทีน บอนดิง (tenure) อุดรอยทะลุและสร้างส่วนคอด้วยเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์บูรณะต่อด้วยครอบฟัน ติดตามผลการรักษา 8 สัปดาห์ พบกระดูกอ่อนรอบๆรอยทะลุและไม่พบอาการผิดปกติ ผู้ป่วยสามารถใช้ฟันซี่นั้นเคี้ยวอาหารทำหน้าที่ได้เป็นปกติหลังการรักษาเป็นเวลา 16 เดือน

คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ให้ความเหมาะสมยึดติดกับผิวฟันได้ดีกว่าวัสดุอุดรอยทะลุผิวรากฟันและวัสดุอุดปลายรากฟันที่มีใช้อยู่ทั่วไปจากการศึกษาของ Dazey และ Senia (1990) พบว่าแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่แข็งตัวด้วยการฉายแสง (prisma VLC dycal) และกลาสไอโอโนเมอร์มีการไหลแผ่เข้าช่องรูทะลุถึงขอบล่างสุด โดยไม่มีวัสดุอุดเกินที่จะทำให้เกิดความระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อปริทันต์ มีความเหมาะสมกับผิวฟัน การรั่วซึมน้อยกว่าวัสดุอุดไททิน อมัลกัม (tytin amalgam)

Alhadainy และ Himel (1993) Alhadainy และ Himel (1993) พบว่าวัสดุอุดวิทรีบอนด์ (vitrebond) ที่เป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ไหลแผ่ถึงขอบล่างสุดของรอยทะลุผิวรากฟัน แข็งตัวทันทีเมื่อฉายแสง ลดความไวต่อการสัมผัสความชื้น แม้จะมีแนวโน้มไหลแผ่ตามผิวรากฟันแต่ไม่เข้าไปในช่องว่างของกระดูก ในขณะที่แควิทและไททิน อมัลกัมพบวัสดุส่วนเกินเนื่องจากการออกแรงผลักดันวัสดุอุดให้แน่น พบว่าวิทรีบอนด์มีการรั่วซึมน้อยกว่าไททิน อมัลกัม แม้ว่าคิแทค ฟิลที่เป็นคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์จะมีการรั่วซึมมากแต่ Alhadainy และ Himel (1993) แนะนำให้ใช้คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์อุดรอยทะลุผิวรากฟันมากกว่าการใช้แคลเซียมไฮดรอกไซด์ (dycal) เพราะกลาสไอโอโนเมอร์มีการแลกเปลี่ยนประจุกับเนื้อฟันให้การยึดติดกับเนื้อฟันด้วยพันธะเคมี

Himel และ Alhadainy (1995) พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ที่แข็งตัวด้วยการฉายแสงมีการรั่วซึมน้อยกว่าคอมโพสิตเรซิน ส่วน Mannocci และคณะ (1997) พบว่าวิทรีเมอร์มีการรั่วซึมเท่ากับ 2.6 มิลลิเมตร น้อยกว่าอมัลกัมที่มีการรั่วซึมเท่ากับ 5.5 มิลลิเมตร เมื่อวัดการรั่วซึมด้วยสารละลายสีเมธิลีน บลู 2 เปอร์เซ็นต์ สอดคล้องกับการศึกษาของ Welch และคณะ (1996) ที่วัดการรั่วซึมด้วยแรงดันฟองอากาศ (fluid filtration) พบว่าไททิน อมัลกัมมีการรั่วซึมมากกว่าวิทรีเมอร์ คอมโพสิตเรซิน และกัตตาเปอร์ชา

Zetterqvist และคณะ (1988) พบว่าอมัลกัมมีการรั่วซึมมากกว่าแคมฟิล (chemfil) ที่เป็นคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์และกัตตาเปอร์ชาเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน สอดคล้องกับการศึกษาของ Schwartz และ Alexander (1988) Barkhordar และคณะ (1989) Al-Ajam และ McGregor (1993) ที่พบว่าคิแทค ฟิลมีการรั่วซึมน้อยกว่าไททิน อมัลกัม ส่วน Alhadainy และคณะ (1993) พบว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (คิแทค ซิลเวอร์) ให้ความแนบสนิทบริเวณปลายรากฟันดีกว่าอมัลกัม กัตตาเปอร์ชา ซิงค์โพลีคาร์บอกซิลเลต ซีเมนต์

Chong และคณะ (1991) พบว่าช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและอมัลกัมทำให้เกิดการรั่วซึมมากกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (แคมฟิล) และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (วิทรีบอนด์) แต่ไม่พบความแตกต่างของการรั่วซึมระหว่างคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ แม้จะพบช่องว่างขอบรอยต่อผนังอีกด้านหนึ่งของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์จากการหดตัวของปฏิกิริยาการแข็งตัว แต่เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ให้ความแนบสนิทไม่แตกต่างจากคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ แต่ Rosales และคณะ (1996) พบว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (วิทรีบอนด์) มีการรั่วซึมน้อยกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (คิแทค บอนด์ และคิแทค ซิลเวอร์) เมื่อใช้เป็นวัสดุอุดปลายรากฟัน

อมัลกัมเป็นวัสดุที่มีความนิยมนำใช้จนถึงปัจจุบัน แม้ว่าจะมีความเป็นพิษจากปรอทที่เหลืออยู่ มีการสึกกร่อน วัสดุแข็งตัวช้ายอมให้เกิดการหดตัวและเกิดการรั่วซึม แต่เนื่องจากเป็นวัสดุที่ง่ายและสะดวกในการนำวัสดุเข้าอุดรอยทะลุ มีความไวต่อความชื้นต่ำ ยับยั้งการเจริญของเชื้อแบคทีเรีย มีความทึบแสง ง่ายต่อการตรวจสอบความแนบสนิทด้วยภาพถ่ายภาพรังสี ค่าใช้จ่ายต่ำ ขั้นตอนไม่ยุ่งยาก ในขณะที่คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโน

เมอร์มีความไวต่อการสัมผัสความชื้น เทคนิควิธีการยุ่งยาก ความทึบแสงน้อย ค่าใช้จ่ายสูง แต่มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ชักนำให้เกิดการสร้างกระดูก มีความเหมาะสมกับเนื้อฟัน การรั่วซึมน้อย ลดการอักเสบของเนื้อเยื่อรอบรากฟัน ส่งเสริมให้มีการหายของแผล (DeGroot และคณะ, 1995)

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีเวลาการทำงานเพียงพอ ควบคุมการแข็งตัวด้วยการฉายแสง ลดความไวต่อการสัมผัสความชื้น แต่การปรับปรุงคุณสมบัติเชิงกลด้วยการเติมเรซินในคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ทำให้เกิดการหดตัวอย่างรวดเร็วจากพอลิเมอร์ไรด์เซชัน อาจทำให้เกิดการรั่วซึมเพิ่มขึ้น (Tay, 1995) ยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัดว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์หรือคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ให้ความเหมาะสมต่อการรั่วซึมได้ดีกว่ากันเมื่อเปรียบเทียบกับอมัลกัมเพื่อใช้เป็นวัสดุอุดรอยทะลุผิวรากฟัน ดังนั้นในการศึกษาครั้งนี้จึงเป็นการนำเสนอวิธีการรักษาคคลองรากฟันที่เนื้อฟันบางและมีรอยทะลุด้านข้างจากขั้นตอนการเตรียมช่องว่างฟันเดียว ด้วยวิธีไม่ทำศัลยกรรมอุดวัสดุทั้งสามชนิดคืออมัลกัม (ไททิน อมัลกัม) คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (คิแทค ฟิล) เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (วิทรีเมอร์) ผ่านโพรงฟันด้วยการบูรหรือฉาบคลองรากฟันกับไม่บูรหรือฉาบคลองรากฟันและบูรณะฟันต่อด้วยฟันเดียวและครอบฟัน ภายหลังได้รับแรงที่เลียนแบบแรงบดเคี้ยวจากธรรมชาติ เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความต้านทานการแตกหักและการรั่วซึม

สมมติฐานการวิจัย

1. วัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์บูรณะผนังคลองรากฟัน เพิ่มความต้านทานการแตกหัก และลดการรั่วซึมของคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุด้านข้างได้
2. การบูรณะผนังโพรงฟันด้วยวิธีบูรหรือฉาบฟันผนังโพรงฟัน จะให้ผลแตกต่างจากการอุดเฉพาะที่โดยไม่บูรหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน
3. ผนังคลองรากฟันที่ผ่านการบูรณะด้วยวิธีดังกล่าวสามารถทนทานต่อแรงบดเคี้ยวได้ ภายหลังบูรณะฟันนั้นด้วยฟันเดียวและครอบฟัน
4. วัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์ต่างชนิดกันจะให้ผลแตกต่างกัน

วัตถุประสงค์การวิจัย

1. เพื่อหาความสัมพันธ์ของการรั่วซึมของวัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์ที่ใช้บูรณะผนังคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุ ภายหลังจากการบูรณะฟันด้วยฟันเดือยและครอบฟันเมื่อได้รับแรง
2. เปรียบเทียบการรั่วซึมเมื่อใช้วัสดุต่างชนิดกันและกรรมวิธีในการบูรณะต่างกัน

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ในกรณีที่เกิดรอยทะลุด้านข้าง สามารถเลือกใช้กลาสไอโอโนเมอร์เพื่อบูรณะผนังคลองรากฟันลดการสูญเสียฟัน
2. ฟันที่ผ่านการบูรณะดังกล่าวสามารถบูรณะต่อไปด้วยฟันเดือยและครอบฟันเพื่อให้ฟันนั้นอยู่ใช้งานได้ยาวนานยิ่งขึ้น
3. ซีเมนต์บูรณะผนังคลองรากฟันกลาสไอโอโนเมอร์สามารถลดการรั่วซึมบริเวณรากฟันขณะได้รับแรงบดเคี้ยว ทำให้อัตราการอยู่รอดของคลองรากฟันเพิ่มขึ้น
4. วิธีการบูรณะผนังคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุด้านข้างสามารถประยุกต์ไปใช้งานทางคลินิกได้
5. การเลือกใช้ชนิดของกลาสไอโอโนเมอร์ที่เหมาะสมในการบูรณะผนังคลองรากฟันที่เกิดรอยทะลุ

รูปแบบงานวิจัย

งานวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (laboratory experimental research)

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

แนวคิดและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

กลาสไอโอโนเมอร์

กลาสไอโอโนเมอร์ ซีเมนต์ หรือกลาสโพลีอะคีโนเอต ซีเมนต์ (glass polyalkenoate cement) เริ่มมีการศึกษาและตีพิมพ์เป็นที่รู้จักกันในชื่อซีเมนต์ที่มีความโปร่งแสง (a new translucent cement) โดย Wilson และ Kent (1972) ด้วยการปรับปรุงคุณสมบัติจากซิลิเกต ซีเมนต์ และซิงค์ โพลีคาร์บอกซิเลต ซีเมนต์ ที่มีข้อดีสองประการคือความสวยงามและการยึดติดกับเนื้อฟัน ผลิตรุ่นแรกในชื่อ ASPA ที่ย่อมาจากอะลูมิเนียมซิลิเกตโพลีอะคริเลต (aluminosilicate-polyacrylic acid) โดยบริษัท DeTrey ในสวิสเซอร์แลนด์ มีตัวแทนจำหน่ายสองบริษัทคือบริษัท Amalgamated Dental ในอังกฤษและบริษัท Caulk ในอเมริกา ต่อมาในปีค.ศ. 1977 บริษัท GC Corp ในญี่ปุ่นผลิตออกมาในชื่อฟูจิ I (fuji I) เป็นวัสดุยึด (luting cement)

บริษัท DeTrey ปรับปรุง ASPA ด้วยการเพิ่มกรดโพลีอะคริเลต เพื่อเพิ่มความแข็งแรงยึดตัว (flexural strength) และต้านทานการสึกกร่อน แต่ทำให้ส่วนเหลวหนืดเนื่องจากกรดโพลีอะคริลิกมีน้ำหนักโมเลกุลมากผสมยากและมีอายุการใช้งานน้อย จึงผลิตแคมฟิล (chemfil) ด้วยการทำให้กรดโพลีอะคริลิกแห้งเป็นผงผสมรวมกับแก้ว (glass) ในส่วนผง เมื่อจะใช้งานให้ผสมกับส่วนเหลวที่เป็นน้ำหรือกรดทาร์ตริก เรียกว่าวัสดุตั้งกล่าววอเตอร์ ฮาร์ดเนนนิ่ง ซีเมนต์ (water hardening cement) (McLean และคณะ, 1984) ต่อมาบริษัท ESPE ในเยอรมันผลิตคีแทคฟิล (ketac fil) และซีลอนฟิล (chelon fil) ที่เป็นวอเตอร์ ฮาร์ดเนนนิ่ง ซีเมนต์เช่นเดียวกัน ส่วนบริษัท GC Corp ผลิต ฟูจิ II (fuji II) และบริษัท Shofu ในญี่ปุ่นผลิตไฮบอนด์ (hy-bond) ที่ผสมแทนนินฟลูออไรด์ (tannin fluoride) กลาสไอโอโนเมอร์ที่ผลิตในช่วงแรกใช้เป็นวัสดุอุดฟันหน้าและอุดคอฟัน ป้องกันฟันผุและลดการเสียวฟัน

วัสดุยึดฟูจิ ซีเมนต์ มีความหนาของชั้นยึดมากเนื่องจากส่วนผงทำให้ละเอียดยาก มีการผลิต ASPA IV-A เพื่อแก้ปัญหาเหล่านั้น แต่การยึดติดกับโลหะมีค่าน้อยบริษัท DeTrey จึงผลิตแคมบอนด์ (chembond) เป็นตัวใหม่ที่มีความเหมาะสมกว่า แต่ไม่มีคุณสมบัติของวัสดุยึดใน

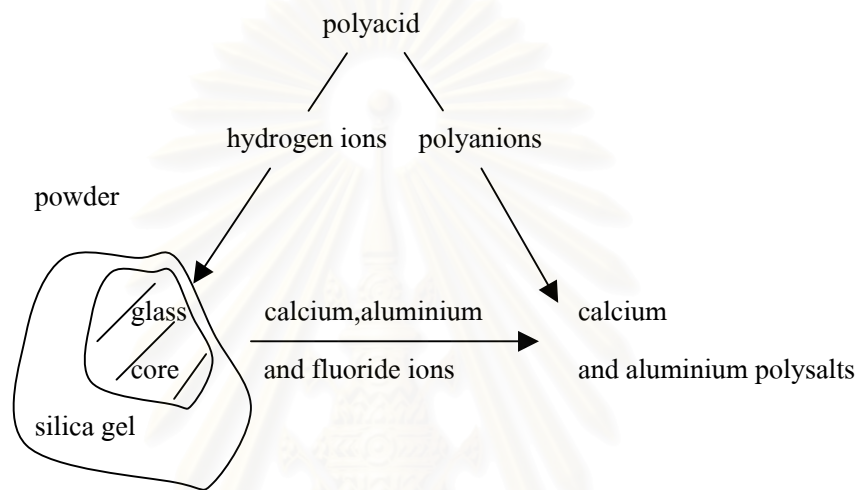
อุดมคติครบถ้วน บริษัท ESPE จึงผลิตคีแทค เซม (ketac cem) และบริษัท DeTrey ผลิตเอควอ เซม (aqua cem) ที่เป็นวอเตอร์ ฮาร์ดเนนนิ่ง ซีเมนต์มีการละลายตัวต่ำ ขึ้นการยึดติดบาง ระยะเวลาทำงานเพียงพอ แข็งตัวเร็ว ความแข็งแรงอัดและความแข็งแรงดึงสูง ด้านทานต่อการเปลี่ยนรูปร่าง ป้องกันฟันผุ ให้การยึดติดระหว่างวัสดุอุดและเนื้อฟัน โปร่งแสง มีความทึบแสง เก็บได้นาน ผสมง่าย ความหนาของชั้นการยึดอยู่น้อย และมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (McLean และคณะ, 1984) และปัจจุบันมีการผลิตออกมาในรูปแบบชูลเช่นคิทา-จีเอ็ม แมกซิแคป (keta-GM maxicap) โดยบริษัท ESPE และฟูจิ I ฟูจิ แคป (fuji I fujicap) โดยบริษัท GC Corp

กลาสไอโอโนเมอร์ ซีเมนต์ประกอบด้วยส่วนผงที่เป็นอะลูมิเนียมซิลิเกตและฟลูออไรด์ หลอมรวมกันระหว่างซิลิกา (quartz: SiO_2) อะลูมินา (alumina: Al_2O_3) แคลเซียมฟลูออไรด์ (calcium fluoride: CaF_2) ที่มีประมาณร้อยละ 70 ของผลึก กับองค์ประกอบอื่นๆเช่นคริโอไลต์ (cryolite: Na_3AlF_6) อะลูมิเนียมฟอสเฟต (aluminium phosphate: AlPO_4) และหรือโซเดียมฟลูออไรด์ (sodium fluoride: NaF) ที่อุณหภูมิ 1,100-1,300 องศาเซลเซียส ทำให้เย็นทันทีในน้ำบาดให้ได้ขนาดน้อยกว่า 45 ไมโครเมตร สำหรับเป็นวัสดุอุดบูรณะและบุหรือฉาบ ส่วนวัสดุที่ใช้สำหรับยึดมีขนาดน้อยกว่า 25 ไมโครเมตร (Barry และคณะ, 1979)

ส่วนเหลวประกอบด้วยกรดโพลีอะคีโนอิก (polyalkenoic acid) ที่เป็นโพลีอิลิกโพรไลด์ แบ่งออกเป็นสองส่วนคือ ส่วนกรดและส่วนน้ำหรือสารละลายกรดทาร์ทริกในน้ำ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับส่วนผสมของแต่ละบริษัท ซึ่งปัจจุบันมีการเตรียมกรดให้แห้งผสมในส่วนผงกรดที่เป็นตัวหลักคือกรดโพลีอะคริลิก (polyacrylic acid) หรือโคพอลิเมอร์ของกรดโพลีอะคริลิกกับกรดอิทาโคนิก (itaconic acid) หรือกรดมาลิก (maleic acid)

ปฏิกิริยาการแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ (ดังรูปที่ 1) เริ่มจากส่วนผสมของแคลเซียม อะลูมิเนียมซิลิเกตกลาสสัมผัสกับกรดโพลีอะคริลิก โดยมีน้ำเป็นตัวกลางการเกิดปฏิกิริยาเกิดการแตกตัวของกลุ่มคาร์บอกซิล (carboxyl: COOH) ให้กลุ่มคาร์บอกซิเลต (COO^-) และไฮโดรเจน อีออน (H^+) ซึ่งไฮโดรเจน อีออนจะเข้าทำปฏิกิริยากับผลึกแก้วให้อีออนของแคลเซียมและโซเดียม (Ca^{+2} , Na^+) ออกมาอยู่ในส่วนเหลว และให้อีออนของอะลูมิเนียม (Al^{+3}) ในเวลาต่อมา ส่วนนอกของผลึกอะลูมิเนียมซิลิเกตเปลี่ยนเป็นกรดซิลิซิก (silicic acid) โลหะอีออนรวมกับกรดซิลิซิกเป็นซิลิกาเจล (silica gel) ที่มีน้ำเป็นส่วนประกอบ ซิลิกาเจลจับรอบผลึกแก้วเดิมที่เหลืออยู่หลัง

ทำปฏิกิริยากับไฮโดรเจนไอออน ความเข้มข้นของไอออนของแคลเซียมและอะลูมิเนียมเพิ่มขึ้น จนถึงจุดที่มีการอิมิตัวเกิดการตกตะกอนได้เกลือที่ไม่ละลายน้ำและเกิดเป็นเจล (gelation) มีโครงสร้างแกนกลางเป็นอะลูมิโนซิลิเกตกลาสที่เหลือจากการทำปฏิกิริยาล้อมรอบด้วยซิลิเซียสไฮโดรเจล (siliceous hydrogel) หรือซิลิกาเจล และมีพื้นเป็นเกลือโพลีอะคริเลต (polysalt matrix) ของเกลือแคลเซียมและอะลูมิเนียม (Wilson, 1989)

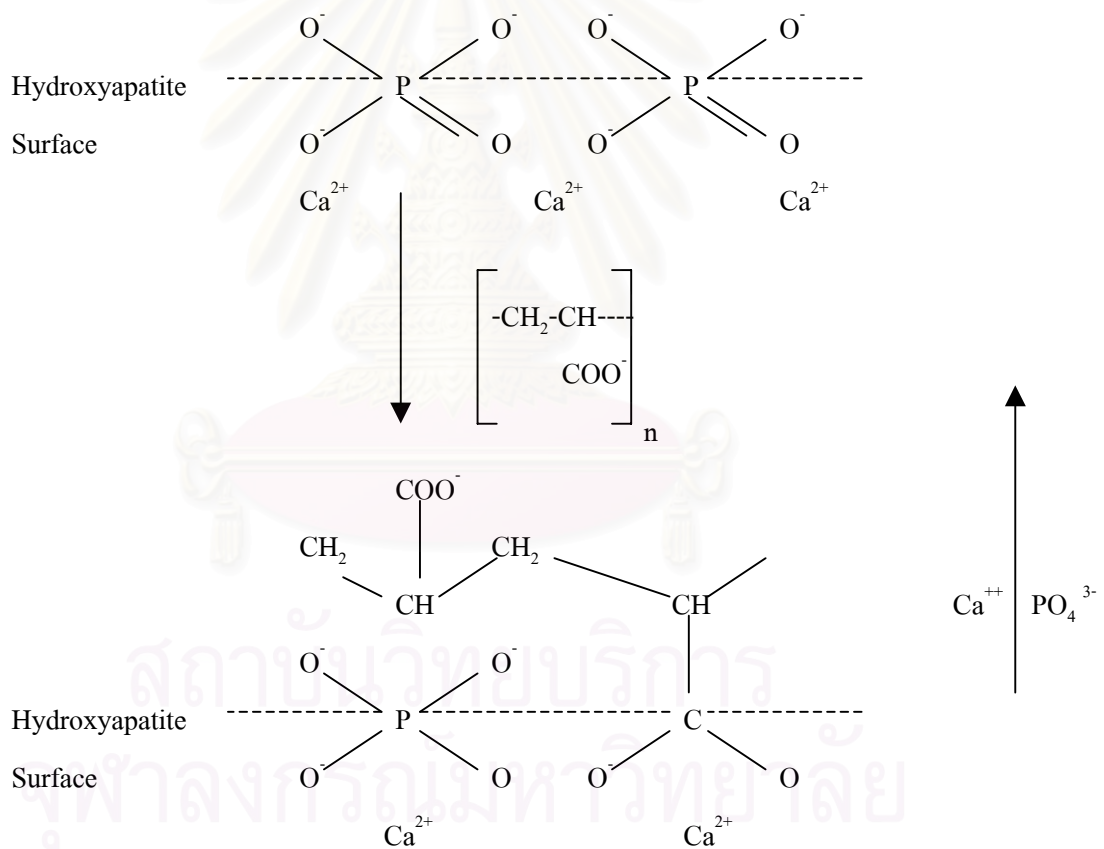


รูปที่ 1 แสดงปฏิกิริยาการแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ (Smith, 1990)

ช่วงแรกของการแข็งตัวเกิดจากเกลือแคลเซียมโพลีอะคริเลต ส่วนเกลืออะลูมิเนียมโพลีอะคริเลตจะเกิดขึ้นในเวลาต่อมา (Wilson, 1989) กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีการแข็งตัวไม่เต็มที่จะมีความไวต่อการสูญเสียและดูดซับน้ำ ถ้ากลาสไอโอโนเมอร์มีการสูญเสียน้ำในที่แห้งระหว่างกำลังเกิดปฏิกิริยาจะทำให้ปฏิกิริยาการแข็งตัวหยุดหรือลดลงทำให้เกิดการหดตัวและมีรอยร้าวในเนื้อวัสดุ ความแข็งแรงของกลาสไอโอโนเมอร์ลดลง หรือถ้าได้รับความชื้นจะมีการดูดซับน้ำอย่างรวดเร็วขณะแข็งตัว ทำให้เกิดการละลายสูญเสียไอออนผิวหน้าของกลาสไอโอโนเมอร์จู่ระบวม น้ำความแข็งแรงลดลง เนื่องจากการแข็งตัวในระยะแรกของกลาสไอโอโนเมอร์มีน้ำเป็นองค์ประกอบ 2 รูปคือน้ำที่เป็นพันธะหลวม (loosely bound water) ระเหยได้ในอากาศที่แห้งและน้ำที่เป็นพันธะแน่น (tightly bound Water) อยู่ในโครงสร้างของซีเมนต์ไม่ระเหย จำเป็นต้องรักษาสมดุลของน้ำในกลาสไอโอโนเมอร์โดยใช้เรซินเป็นสารเคลือบผิว กลาสไอโอโนเมอร์เกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวเต็มที่สมบูรณ์ใช้เวลานาน ความอ่อนนุ่ม (plasticity) ลดลง ความแข็งผิวและความแข็ง

ตัวเพิ่มขึ้นเมื่ออัตราส่วนของน้ำที่เป็นพันธะแน่นต่อน้ำที่เป็นพันธะหลวมเพิ่มมากขึ้น (Crisp และคณะ, 1974; Crisp และ Wilson, 1974; Barry และคณะ, 1979)

กลาสไอโอโนเมอร์ ซีเมนต์ให้การยึดติดกับเคลือบฟันได้แข็งแรงกว่าเนื้อฟัน เพราะผิวเคลือบฟันมีไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นส่วนประกอบร้อยละ 98 มากกว่าผิวเนื้อฟันที่มีไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นส่วนประกอบร้อยละ 70 และพบคอลลาเจนเฉพาะในเนื้อฟันเท่านั้น (McLean, 1980) เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์เกิดการยึดติดกับไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นหลัก (ดังรูปที่ 2) (Wilson, 1980) เกิดการยึดติดกับคอลลาเจนเพียงเล็กน้อย จึงพบความล้มเหลวในการยึดติดกับเนื้อฟันมากกว่าเคลือบฟัน (McLean, 1980)



รูปที่ 2 แสดงการยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์กับไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Wilson และคณะ, 1983)

การยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์เกิดจากโพลีอะคริเลตแย่งแคลเซียมอออนที่เป็นส่วนประกอบหลักของไฮดรอกซีอะปาไทต์บนผิวเคลือบฟันและเนื้อฟัน (Smith, 1968) และในการศึกษาการยึดติดด้วยอินฟราเรด สเปกโตรสโคป (infrared spectroscopy) พบว่ากลุ่มคาร์บอกซิลของกรดโพลีอะคริลิกทำปฏิกิริยากับแคลเซียมอออนของไฮดรอกซีอะปาไทต์บนผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันให้การยึดติดเฉพาะกับไฮดรอกซีอะปาไทต์เพราะคอลลาเจนไม่สามารถดูดซับกรดโพลีอะคริลิกจึงไม่เกิดพันธะกับคอลลาเจน (Beech, 1973) ขัดแย้งกับ McLean และ Wilson (1977) ที่พบว่า การยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์กับอินทรีย์สารเกิดพันธะไฮโดรเจนและพันธะไอออนิกระหว่างกลุ่มคาร์บอกซิลจากโพลีแอซิกและโมเลกุลของคอลลาเจน

Wilson และคณะ (1983) ศึกษาการยึดติดด้วยอินฟราเรด สเปกโตรสโคป พบว่ากลุ่มคาร์บอกซิลของกรดโพลีอะคริลิกแทรกเข้าแทนที่แคลเซียมและฟอสเฟตที่เป็นส่วนประกอบของแคลเซียมไฮดรอกซีอะปาไทต์บนฟัน ให้แคลเซียมอออนและฟอสเฟตอออนเกิดโครงสร้างที่ซับซ้อนของแคลเซียมฟอสเฟต อะลูมิเนียมฟอสเฟต และเกลือโพลีอะคริเลตเป็นชั้นระหว่างวัสดุกับผิวเคลือบฟัน พันธะการยึดติดกับเนื้อฟันน้อยกว่าผิวเคลือบฟัน เนื่องจากมีคอลลาเจนเป็นส่วนประกอบจำนวนมาก บางการศึกษาเชื่อว่าไม่เกิดการยึดกับเนื้อฟัน แต่บางการศึกษาเชื่อว่าเกิดพันธะการยึดติดกับเนื้อฟันที่มีกลุ่มอะมิโนและกลุ่มคาร์บอกซิล

พันธะการยึดติดระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์และตัวฟันขึ้นกับคุณสมบัติพื้นฐานของส่วนผสมในวัสดุ จำนวนไฮดรอกซีอะปาไทต์ ความสะอาดของผิวสัมผัส เริ่มมีการใช้กรดซิตริก (citric acid) ความเข้มข้นร้อยละ 50 กำจัดเศษสิ่งสกปรก (smear layer) (Hotz และคณะ, 1977) แต่พบว่ามีการทำลายผิวฟันมาก Powis และคณะ (1982) แนะนำให้ใช้ กรดโพลีอะคริลิกความเข้มข้นร้อยละ 25 กรดแทนนิก (tannic acid) ความเข้มข้นร้อยละ 25 หรือโดดิซิน (dodocin) ความเข้มข้นร้อยละ 0.9 ที่มีฟลูออไรด์ เนื่องจากสามารถเตรียมผิวได้ทั้งกับผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันให้มีความขรุขระสม่ำเสมอ เพื่อเพิ่มการยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์กับไฮดรอกซีอะปาไทต์และคอลลาเจนบนตัวฟัน ลดความเค้นในเนื้อวัสดุและลดการรั่วซึมตามขอบรอยต่อระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์กับตัวฟัน

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์

คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีใช้เริ่มแรก มีเวลาในการทำงาน (working time) 1-2 นาที เวลาการเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัว (setting time) 4-7 นาที ความไวต่อการสัมผัสความชื้นสีไม่สวย เพราะไม่แข็งแรง ค่าการยึดติด (shear bond strength) ต่ำ ค่าพลังงานแตกหัก (fracture toughness) น้อย ด้านทานต่อการสึกกร่อนน้อย (Smith, 1990; Mount, 1994)

ต่อมา มีการปรับปรุงคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ให้มีความแข็งแรงขึ้นด้วยการเพิ่มส่วนอะลูมินา สัดส่วนระหว่าง Al_2O_3/SiO_2 เพิ่มขึ้น หรือการเพิ่มกลุ่มของกลาสที่มีความแตกต่างกัน เช่น ฟลูออไรด์ (fluoride: CaF_2) คอร์รันดัม (corundum: Al_2O_3) รูไทท์ (rutile: TiO_2) ไทอิลท์ (tieilite: Al_2TiO_5) (Prosser และคณะ, 1986) โดยพัฒนาคุณสมบัติทางกายภาพด้วยการเติมอินทรีย์วัฏภาค (inorganic phase) เช่น เกลือโลหะ (metal salts) (Crips และ คณะ, 1980) อะลูมินัมออกไซด์ (aluminum oxide) (Oilo และ Ruyter, 1983) อนุภาคซิลเวอร์เคลือบด้วยเซรามิกส์ (ceramic-coated silver particle) หรือการหลอมรวมอนุภาคของซิลเวอร์และทองในกลาสไอโอโนเมอร์ (McLean and Gasser, 1985) ช่วยเพิ่มความแข็งแรง ด้านทานการสึกกร่อน นอกจากนั้น การเติมอินทรีย์วัฏภาค (organic phase) เช่น ไวนิล มอนอเมอร์ (vinyl monomer) ยังช่วยเพิ่มพลังงานแตกหัก ความเปราะน้อยลง ลดการละลาย ด้านทานการสึกกร่อน แต่เพิ่มการหดตัว ลดความแนบสนิท ลดการให้ฟลูออไรด์ และพบว่า การเติมอนุภาคของกลาสที่มีความแตกต่างกัน ทำให้กลาสไอโอโนเมอร์สีไม่สวยขุ่น ความโปร่งแสงน้อยลง แข็งตัวเร็ว Thornton และคณะ (1986) พบว่า กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีการเติมซิลเวอร์เช่น คีแทค ซิลเวอร์ (cermet cement, ketac silver) ทำให้การไหลแผ่และการยึดติดกับเคลือบฟันและเนื้อฟันน้อยกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์

ปัจจุบันยังมีปัญหาอีกมากมายที่ยังต้องการข้อสรุปเพื่อปรับปรุงคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ให้ใช้งานได้มีประสิทธิภาพ คุณสมบัติเชิงกลและคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุ จากการที่พบว่าระยะแรกของการแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์จะเกิดแกนของแคลเซียมโพลีอะคริเลตที่ละลายน้ำได้ จำเป็นต้องคงสภาพการแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ไม่ให้สัมผัสความชื้นเป็นเวลาอย่างน้อย 1 ชั่วโมง การแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ในเวลาต่อมาพบแกนของอะลูมิเนียมโพลีอะคริเลตที่มีความแข็งแรงไม่ละลายน้ำเพิ่มความแข็งแรงตัวสมบูรณ์ (mature)

ของวัสดุ จึงมีความพยายามที่จะลดข้อด้อยของกลาสไอโอโนเมอร์ด้วยการลดปริมาณแคลเซียม เพื่อให้เกิดการแข็งตัวเร็วขึ้น แต่การเกิดแกนของแคลเซียมโพลีอะคริเลตน้อยทำให้วัสดุมีความโปร่งแสงน้อยลงไม่เป็นที่นิยมใช้ ต่อมามีการใช้เรซิน เคนทีน บอนด์ (resin dentin bond) ที่แข็งตัวด้วยการฉายแสงปิดเคลือบผิวของวัสดุเป็นแผ่นฟิล์มบางๆคงอยู่เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ป้องกันการสัมผัสความชื้น โดยเรซิน เคนทีน บอนด์ต้องมีความเข้ากันได้กับกลาสไอโอโนเมอร์เพื่อให้เกิดการปิดผิวได้แบบสนิทเป็นเวลานาน (Mount, 1994)

จากแนวความคิดที่ต้องการให้เกิดการแข็งตัวทันทีเพื่อลดความไวต่อการสัมผัสความชื้น จึงเกิดกลาสไอโอโนเมอร์ที่แข็งตัวด้วยการฉายแสง ผลิตภัณฑ์ดังกล่าวเป็นที่รู้จักกันในชื่อ คูอัล-เคียว ซีเมนต์ (dual-cure cement) ที่มีการเติมเรซินในส่วนเหลวแทนที่น้ำ พบว่ามีการเติมไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลต (hydroxyethyl methacrylate: HEMA) หรือเอธิลอะคริเลตบิสฟีนอลเอไดเมทาอะคริเลต (ethoxylated bis-phenol-A-dimethacrylate:bis-GMA) ประมาณร้อยละ 18-20 ในส่วนเหลว โดยมีตัวเริ่มต้นและตัวกระตุ้นที่เหมาะสมในแต่ละระบบ ระบบที่มีการแข็งตัวจากปฏิกิริยาทางเคมีมีตัวเริ่มต้นได้แก่กรดแอสคอร์บิก (ascorbic acid) และตัวกระตุ้นได้แก่ไฮโดรเจนเปอร์ออกไซด์ (hydrogen peroxide) และคอปเปอร์ซัลเฟต (copper sulfate) ส่วนระบบที่มีการแข็งตัวด้วยการฉายแสง มีตัวเริ่มต้นและตัวกระตุ้นที่สำคัญคือแคมโฟควิโนน (camphorquinone) และเอทิลโฟ-เอ็น (ethyl 4-N) หรือไดเมทิลอะมิโนเบนโซเอต (dimethylamino benzoate) และโซเดียมพาราโทลูอินซัลเฟต (sodium p-toluenesulphate) (Wilson และคณะ, 1989; Mount, 1994)

คูอัล-เคียวเกิดการแข็งตัวเมื่อเริ่มผสมด้วยปฏิกิริยากรด-ด่างและแข็งตัวทันทีเมื่อถูกกระตุ้นด้วยการฉายแสง ความแข็งผิวที่เกิดขึ้นทันทีเพียงพอที่จะป้องกันการสูญเสียมวลของน้ำคงสภาพซีเมนต์ที่แข็งตัวและเสริมให้เกิดการแข็งตัวด้วยปฏิกิริยากรด-ด่างอย่างต่อเนื่องเพื่อให้กลาสไอโอโนเมอร์มีความแข็งตัวสมบูรณ์ แต่พบว่าไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตมีความชอบความชื้น (hydrophilic, hydrogel) ถ้าผสมส่วนเหลวมากกว่าส่วนผง สัดส่วนของไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตมากขึ้นในระยะแรกของการแข็งตัวมีโอกาสที่จะอุ้มน้ำเพิ่มขึ้นทำให้วัสดุบวมน้ำ ดังนั้นจึงควรปิดเคลือบผิวกลาสไอโอโนเมอร์เช่นเดียวกับวัสดุที่แข็งตัวได้เอง (autocure) ต่อมามีการให้คำจำกัดความกลาสไอโอโนเมอร์ที่ไม่มีการคงเหลือของไฮดรอกซีเอทิลเมทาคริเลตหรือเรซินอื่น หลังจากการเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวสมบูรณ์ว่าไตร-เคียว (tri-cure) หรือการแข็งตัวได้เองในที่มืด

(dark-cure) แต่คูอัล-เคียวก็ยังคงเป็นคำที่ใช้เรียกรวมวัสดุทุกตัวที่มีการแข็งตัวจากปฏิกิริยาทางเคมี และปฏิกิริยาการแข็งตัวด้วยการฉายแสง (Mount, 1994)

Mathis และ Ferrancane (1989) แนะนำเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่เกิดจากการเติมเรซินในคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์หรือโมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีการเติมกรดทาร์ทริกความเข้มข้นร้อยละ 10 ช่วยให้ผสมซีเมนต์เป็นเพศได้ง่าย ยืดเวลาในการทำงาน แข็งตัวเร็วโดยเร่งให้เกิดการตกตะกอนเป็นผลึกเร็วขึ้น เพิ่มความแข็งแรงให้กับกลาสไอโอโนเมอร์ด้วยโครงสร้างที่ซับซ้อนแข็งแรงของอะลูมิเนียม (Sidhu และ Watson, 1995)

แม้ว่าจะมีการปรับปรุงเป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เมื่อเทียบกับคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์แล้วมีข้อเสียคือ เกิดการหดตัวหลังจากการแข็งตัวประมาณร้อยละ 1 มีปัญหาการบ่มให้แข็งตัวได้ไม่ลึกโดยเฉพาะซีเมนต์บุหรือฉาบพื้นผนังที่มีความทึบแสงมาก คุณสมบัติเชิงกลของซีเมนต์ลดลงเมื่อปล่อยให้สัมผัสความชื้นเป็นเวลานาน และมีโมโนเมอร์ที่เหลือตกค้างทำให้เกิดการระคายเคืองในช่วงแรก แต่ข้อดีคือมีเวลาในการทำงานเพียงพอ แข็งตัวทันทีด้วยการฉายแสง ความต้านทานต่อการสัมผัสความชื้นเพิ่มขึ้น ให้ค่าความแข็งแรงอัด (compressive strength) และความแข็งแรงดึง (diametral tensile strength) สูง มีการละลายตัวต่ำให้ความทนทาน มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและกระดูกให้เกิดการสร้างกระดูก เป็นวัสดุที่มีความโปร่งแสงให้ความสวยงามมาก (Tay, 1995)

ส่วนประกอบของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีส่วนคล้ายกับส่วนผงของคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ ที่ประกอบด้วยฟลูออโรอะลูมิเนียมซิลิเกตกลาส (SiO_2 , Al_2O_3 , P_2O_5 , NH_4F , AlF_3 , Na_3AlF_6 , ZnO , MgO , SrO) กรดทาร์ทริก กรดโพลีอะคริลิก แต่ส่วนเหลวมีการแทนที่น้ำด้วย น้ำที่ผสมรวมกับไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลต หรือไฮดรอกซิลไดเมทาคริเลต กลุ่มอื่นเช่นเอทิลีนไดเมทาคริเลต (ethylene glycol dimethacrylate) และเอธิลอะซิเลตบิสฟีนอลเอไดเมทาคริเลต โดยไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลตทำหน้าที่เป็นตัวประสานระหว่างน้ำกับเอธิลอะซิเลตบิสฟีนอลเอไดเมทาคริเลต (Wilson, 1990)

เริ่มแรกผสมวัสดุจะเกิดการแข็งตัวช้าๆจากปฏิกิริยากรด-ด่างเนื่องจากมีน้ำเป็นส่วนประกอบน้อย และเกิดการแข็งตัวทันทีด้วยปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันเมื่อถูกกระตุ้นด้วยแสง

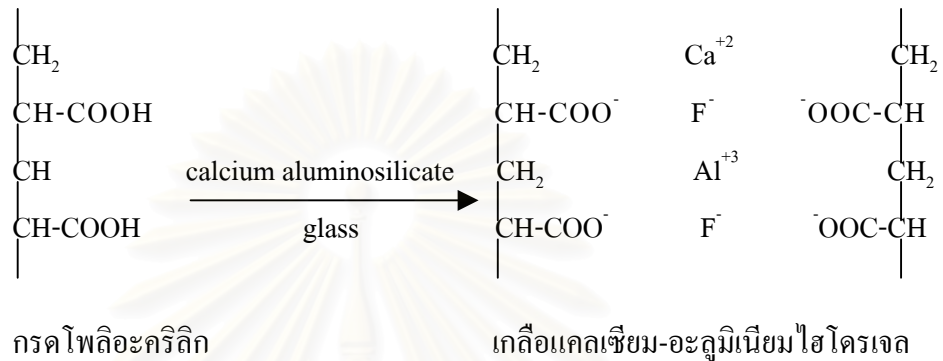
ลดความไวต่อการสัมผัสความชื้นจึงไม่จำเป็นต้องป้องกันผิวด้วยวานิช (vanish) หรืออินฟิล เรซิน (unfill resin) เนื่องจากพบว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าความแข็งแรงอัดสูงสุด (ultimate compressive strength) ทันทันที่แข็งตัว 86 เปอร์เซ็นต์ มากกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีค่าความแข็งแรงอัดสูงสุดเพียง 30 เปอร์เซ็นต์ แต่เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ใช้เวลาในการเกิดปฏิกิริยากรด-ด่างนานกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (Wilson, 1990)

การแทนที่น้ำด้วยมอนอเมอร์ที่ละลายน้ำ (water-soluble monomer) ช่วยเพิ่มเวลาการทำงานและสามารถควบคุมเวลาการแข็งตัวของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ได้ โดยที่ไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลตทำหน้าที่เป็นพอลิเมอร์ไรด์และโคพอลิเมอร์ไรด์ (polymerizes, copolymerizes) กับโมดิฟายด์ โพลีอะคริลิก แอซิด เมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยแสงอนุมูลอิสระ (free radical) จากกลุ่มเมทาคริเลตในไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลตจะเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน (Mount, 1994; Wilson, 1990)

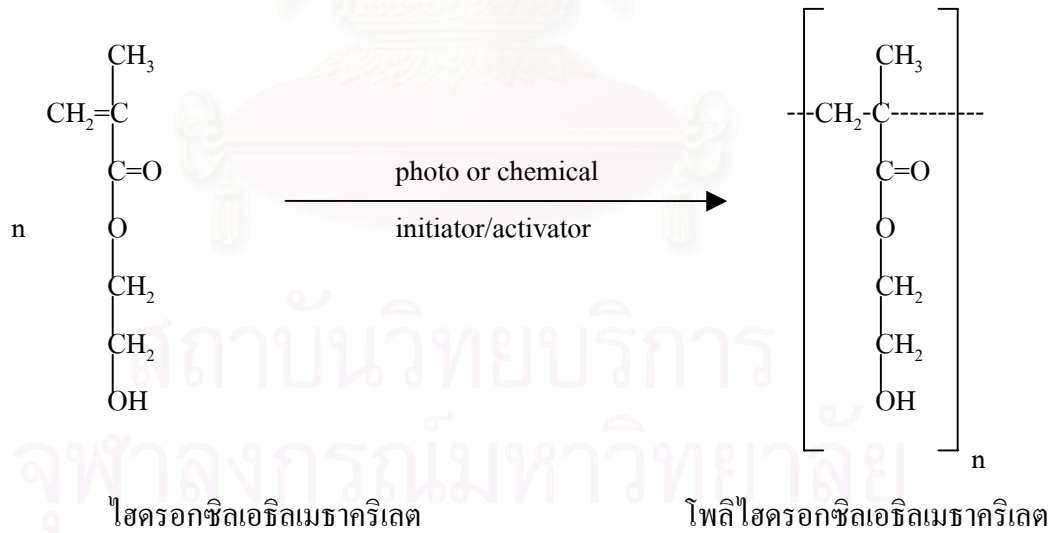
ปฏิกิริยาการแข็งตัวของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เป็นแบบควิล-เคียว ที่มีการแข็งตัวขณะผสมด้วยปฏิกิริยากรด-ด่าง และเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันเมื่อได้รับการฉายแสง คล้ายกับการแข็งตัวของคอมโพสิตเรซิน ให้เรซินร้อยละ 5 เป็นเกราะป้องกันการสูญเสียน้ำ แต่ไม่แข็งแรงเพียงพอต่ออาศัยการเกิดปฏิกิริยากรด-ด่าง โดยมีน้ำทำหน้าที่เป็นตัวเริ่มต้นในการเกิดปฏิกิริยากรด-ด่าง ซึ่งพบว่าถ้ามีน้ำเป็นส่วนประกอบน้อยปฏิกิริยากรด-ด่างจะเกิดขึ้นอย่างช้าๆ ช้ากว่ามีน้ำเป็นองค์ประกอบอย่างเดียวกันเหมือนในคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ การแข็งตัวในระยะแรกของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เป็นผลมาจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลต ไม่เกิดจากปฏิกิริยากรด-ด่างแต่ปฏิกิริยากรด-ด่างจะเป็นตัวกำหนดความแข็งผิวและความแข็งแรงของวัสดุซึ่งต้องใช้เวลาานานมากจึงจะเกิดปฏิกิริยาสมบูรณ์

ปฏิกิริยากรด-ด่าง (ดังรูปที่ 3) เกิดจากแคลเซียมอะลูมิโนซิลิเกตกลาสผสมกับกรดโพลีอะคริลิกให้เกลือโพลีแคลเซียม-อะลูมิเนียมที่ชอบน้ำ (polysalt hydrogel) อยู่ในโครงสร้างของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ ส่วนปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชัน (ดังรูปที่ 4) เกิดจากไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลตถูกกระตุ้นด้วยแสงเกิดโพลีไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลตโมดิฟายด์ โพลีอะคริลิก แอซิดที่มีกลุ่มไม่อิ่มตัวจากการเกิดปฏิกิริยากรด-ด่างทำปฏิกิริยาโคพอลิเมอร์ไรเซชันกับโพลีไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลตเกิดการเชื่อมต่อพันธะทางเคมี เพิ่มความแข็งแรงในแมทริก (matrix)

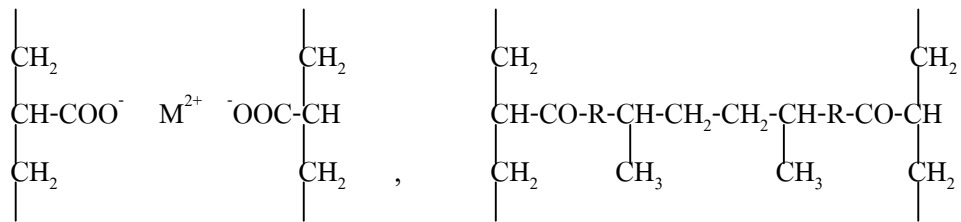
จากการแลกเปลี่ยนประจุเกิดพันธะไอออนิกและพันธะโควาเลนต์ (ionic bond, covalent bond) ดังรูปที่ 5 (Wilson, 1990)



รูปที่ 3 แสดงการเกิดปฏิกิริยากรด-ด่างของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (Wilson, 1990)



รูปที่ 4 แสดงการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (Wilson, 1990)



รูปที่ 5 แสดงเมทริกซ์ของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่ประกอบด้วยพันธะไอออนิกและพันธะโควาเลนต์ (Wilson, 1990)

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เริ่มแรกรู้จักกันในรูปวัสดุชนิดบุหรือฉาบพื้นผนัง (liners, bases) ผลิตภัณฑ์ตัวแรกที่อยู่ท้องตลาดคือวิทรีบอนด์ (vitrebond, 3M dental products, USA) ตามด้วยเอ็กซ์ไอโอโนเมอร์ (XR-ionomer, Kerr Mfg. Co, USA) ไซไอโอโนเมอร์ (zionomer, Dent-Mate Corp. , USA) ฟุจิ ไลนิง แอลซี (fujii lining LC, GC dental industrial Corp. , Japan) โฟแทค-บอนด์ (photac-bond, ESPE, Germany) (Attin และคณะ, 1995; Tay, 1995) ต่อมามีการพัฒนาใช้อย่างแพร่หลายในรูปวัสดุยึดครอบฟันและฟันเคี้ยว วัสดุอุดบูรณะคอฟันหรือบริเวณที่ไม่ได้รับแรง และเป็นวัสดุบูรณะส่วนคอร์ (core) เช่นฟุจิ ทุ แอลซี (fujii II LC, GC dental industrial Corp. , Japan) วิทรีเมอร์ (vitremer, 3M dental products division, USA) โฟแทค-ฟิล (photac-fil, ESPE/Primer Corp) (Tay, 1995)

ผลิตภัณฑ์ที่จัดว่าเป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ได้จะต้องแข็งตัวได้เองในที่มืดและเกิดปฏิกิริยากรด-ด่างตั้งแต่เริ่มผสม เมื่อแข็งตัวแล้วจะให้ฟลูออไรด์เป็นระยะเวลายาวนานและยึดติดกับผิวเนื้อฟันได้อย่างดี แต่โพลีแอซิกโมดิฟายด์คอมโพสิตเรซิน (polyacid -modified composit resins) เช่นวาริกลาส (variglass, Dentsply/Caulk) และคอมโพเมอร์ (compomer) เช่นไดแรค (dyract, Dentsply/Caulk) คอมโพกลาส (compoglass, Ivoclar/Vivadent) ไฮแทค (hytac, ESPE America) อาจเกิดความสับสนจัดโพลีแอซิกโมดิฟายด์คอมโพสิตเรซินและคอมโพเมอร์เป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ เนื่องจากมีการปรับวัสดุคอมโพสิตและรวมกลาสไอโอโนเมอร์เพื่อให้มีคุณสมบัติเชิงกลดีขึ้น ในขณะที่เดียวกันก็ต้องการคุณสมบัติที่ดีของกลาสไอโอโนเมอร์ แต่พบว่าโพลีแอซิกโมดิฟายด์คอมโพสิตเรซินและคอมโพเมอร์มีกลาสไอโอโนเมอร์เป็นส่วนผสมอยู่จำนวนน้อยมากมีน้ำไม่เพียงพอที่จะเกิดปฏิกิริยากรด-ด่าง โพลีแอซิกโมดิฟายด์คอมโพสิตเรซินและคอมโพเมอร์แข็งตัวด้วยการฉายแสงเพื่อให้เกิดพอลิเมอร์ไรเซชันเพียงอย่างเดียว และเมื่อ

แข็งตัวแล้วไม่แสดงคุณสมบัติของกลาสไอโอโนเมอร์คือไม่ให้ฟลูออไรด์และไม่ยึดติดกับเนื้อฟัน (McCabe, 1998; Tay, 1995; Barnes และคณะ, 1995)

วิทรีเมอร์

พรายเมอร์ (primer) ของวิทรีเมอร์ประกอบด้วยไฮดรอกซิลเอทิล เมธาคริเลต เอทานอล (ethanol) เป็นตัวกำจัดสิ่งสกปรกเพิ่มพื้นที่ผิวสัมผัสและทำให้เนื้อฟันเกิดสภาพเปียก (wet) ช่วยให้โพลิอะคีโนเอตเกิดพันธะเคมียึดติดด้วยการที่ไฮดรอกซิลเอทิลเมธาคริเลตที่ชอบความชื้น (hydroxygel) ไหลแผ่เข้าไปในท่อเปิดเดนทิน ตัวเริ่มต้นการเกิดปฏิกิริยาดำเนินไปเช่นแคมโฟควิโนน ตัวกระตุ้นการเกิดปฏิกิริยาดำเนินไปเช่นโซเดียมพาราโทลูอินซัลไฟเนต และตัวร่วมกระตุ้นเช่นเอทิล โฟ-เอ็นหรือเอ็นไดเมธาอะคริเลต ส่วนผงประกอบด้วยฟลูออโรอะลูมิเนียมซิลิเกตกลาส โบตัสเซียมเปอร์ซัลเฟต (potassium persulfate) และกรดแอสคอบิก ส่วนเหลวประกอบด้วยโมดิฟายด์ โพลิอะคริลิก แอซิดที่มีกลุ่มเมธาคริเลตติดอยู่กับไฮดรอกซิลเอทิลเมธาคริเลต และมีน้ำกับตัวกระตุ้นการเกิดปฏิกิริยาดำเนินไปเช่นเรซินไฮดรอกไซด์ (resin gloss) ประกอบด้วยเอทิลเอทิลเมธาอะคริเลต และไตรเอทิลลีนไกลคอลไดเมทาคริเลต (triethylene glycol dimethacrylate, TEGDMA) (Croll และ Helpin, 1995; Wilson, 1990)

วิทรีเมอร์เป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่บริษัทโฆษณาว่าเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวแบบไตร-เคียว คือเกิดปฏิกิริยากรด-ด่างตั้งแต่เริ่มผสมผงกับส่วนเหลวเข้าด้วยกัน ปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันเมื่อได้รับการฉายแสงเป็นเวลาประมาณ 40 วินาที และปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันแข็งตัวได้เองในที่มีคประมาณ 4 นาที ยังคงดำเนินปฏิกิริยากรด-ด่างต่อเป็นเวลานาน โดยบริษัทรับประกันถึงข้อดีของการเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวแบบไตร-เคียวว่าแม้วัสดุที่อยู่ลึกเกินแสงเข้าถึงก็เกิดการแข็งตัวได้เอง แต่ไม่เป็นที่ทราบแน่ชัดเกี่ยวกับการแข็งตัวแบบไตร-เคียวจึงแนะนำให้อุดแข็งตัวทีละชั้น โดยแต่ละชั้นมีความหนาของวัสดุเท่ากับ 2 มิลลิเมตร ดีกว่าการอุดวัสดุเป็นก้อนเต็มช่องว่างทีเดียวเพื่อให้ได้ค่าความแข็งแรงเนื่องและการยึดติดของวัสดุกับผิวฟันเพิ่มขึ้น สมบูรณ์ตามที่บริษัทกำหนด ลดการรั่วซึมให้วัสดุมีอายุการใช้งานนานมีประสิทธิภาพเต็มที่

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่แข็งตัวแล้วจะไม่พบโมโนเมอร์คงเหลือจากการเกิดปฏิกิริยาเหมือนกับคอมโพสิตเรซินจึงไม่เกิดความเป็นพิษต่อเซลล์เนื้อเยื่อ แต่ปัจจุบันเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ตัวใหม่ๆจะมีกลุ่มไม่อิ่มตัว (unsaturated group) ของโมดิฟายด์ โพลี

อะคริลิก แอซิกที่หลีกเลี่ยงการเกิดปฏิกิริยาไม่สมบูรณ์ ทำให้เกิดความระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อ ความโปร่งแสงของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ลดลงจากความแตกต่างของค่าดัชนีหักเหของโพลีอะคริลิก แมทริก (polyacrylic matrix) หรืออออน แมทริก (ionic matrix) ที่เกิดจากการแข็งตัวของปฏิกิริยากรด-ด่างและพอลิเมอร์ไรด์มอนอเมอร์ แมทริกที่เกิดจากการแข็งตัวของอนุภาคอิสระ และความสวยงามของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ลดลงจากการเติมสทรอนเทียม (strontium) และซิงค์ (zinc) เพื่อให้เกิดความทึบแสงรังสี (Wilson, 1990) นอกจากนี้ยังพบชั้นของแข็งในเนื้อวัสดุใกล้กับเนื้อฟันที่เรียกว่าชั้นการดูดซับ (absorption layer) เป็นชั้นที่อยู่ระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์กับไฮดรอกซิลอะปาไทต์มีการแลกเปลี่ยนประจุตลอดเวลาระหว่างกรดโพลีอะซิติกกับฟอสเฟตอออนและแคลเซียมอออนบนผิวไฮดรอกซิลอะปาไทต์ ชั้นการดูดซับเป็นชั้นที่มีผลต่อความแข็งแรงและความแนบสนิทของวัสดุเมื่อใช้เป็นเวลานาน แต่ไม่พบชั้นการดูดซับกับผิวเคลือบฟัน (Sidhu และ Watson, 1995)

ปัจจุบันมีการใช้วิธรีเมอร์อุดฟันกรามน้ำนมที่เกิดรอยผุด้านประชิดฟันที่มีการเตรียมโพรงฟันสองด้าน (class II) ให้ความแนบสนิทดี ไม่แตกต่างจากคอนเว็นชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์และคอมโพเมอร์ (Croll และ Helpin, 1995; Sepet และคณะ, 1997) และมีการใช้วิธรีเมอร์อุดรอยโรคคอฟันของฟันกรามน้ำนม (Al-Obaidi และ Salama, 1996) ซึ่ง Resillez-Urioste และคณะ (1998) รายงานความสำเร็จของการใช้ เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์บูรณะเป็นส่วนคอฟันที่ เกิดรอยทะลุผิวรากฟันก่อนการบูรณะต่อด้วยครอบฟัน

ส่วน Sepet และคณะ (1997) การติดตามผลการอุดฟันกรามน้ำนมที่เกิดรอยผุด้านประชิดฟันด้วยวิธรีเมอร์เป็นเวลา 12 เดือน พบว่าความล้มเหลวที่เกิดขึ้นเป็นความล้มเหลวในเนื้อวัสดุ (cohesive failure) เนื่องจากพบชั้นแลกเปลี่ยนประจุ (ion exchange layer) ที่ขอบรอยต่อช่องว่าง (marginal gap) ซึ่งแสดงว่าความแข็งแรงในการยึดติดระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน (adhesive strength) มากกว่าความแข็งแรงในเนื้อวัสดุ (cohesive strength)

อย่างไรก็ตามเมื่อใช้วิธรีเมอร์ โฟแทค ฟิล และฟูลิจู แอล ซีที่เป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์อุดคอฟันซี่ในผู้ป่วย 13 คน 60 ซี่ ติดตามผลการรักษาการเป็นเวลา 1 ปี (Maneenut และ Tay, 1995) และ 2 ปี (Abdalla และ Alhadainy, 1997) ไม่พบว่ามีวัสดุหลุด สอดคล้องกับการศึกษาของ Gladys และคณะ (1998) ซึ่งติดตามผลการรักษาเป็นเวลา 18 เดือนไม่พบว่ามี

หลอดของวัสดุควิเทรีเมอร์และฟลู จู แอล ซีทีที่ใช้อุดคอฟันในผู้ป่วย 86 คน แต่กลับพบว่าไดแรค (dyract) มีความสำเร็จในการรักษาเพียง 89 เปอร์เซ็นต์ มีการยึดติดน้อยกว่าคอนเวนชันนัล กลาส ไอโอโนเมอร์ และเรซิน โมดิฟายด์ กลาส ไอโอโนเมอร์

ซีเมนต์ชนิดคลองรากฟัน

ความสำเร็จในการรักษาคคลองรากฟันขึ้นกับ การล้างทำความสะอาด การขยายคลองรากฟัน และการอุดคลองรากฟัน เพื่อป้องกันการติดต่อกันของเชื้อแบคทีเรียและสารพิษระหว่างช่องปาก และเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันกับคลองรากฟัน ด้วยการอุดให้เกิดความแนบสนิททั้งส่วนบนตัวฟัน (coronal) และปลายรากฟัน ซึ่งต้องเลือกวัสดุที่มีความเฉื่อย (inert) มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มิติเสถียรภาพ (Beltes และคณะ, 1995) เนื่องจากกัตตาเปอร์ชาที่ใช้เป็นแกนกลางอุดคลองรากฟัน มีการหดตัวเมื่อแห้ง ไม่ให้ความแนบสนิทกับโพรงฟัน ต้องใช้ร่วมกับซีเมนต์ชนิดคลองรากฟัน ซึ่ง Grossman (1982) กล่าวว่าซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันในอุดมคติควรมีคุณสมบัติดังนี้คือ ให้ความแนบสนิทเมื่อแห้งตัว ยึดติดกับผนังคลองรากฟันและวัสดุอุดคลองรากฟัน ทึบแสงรังสี ไม่ทำให้เนื้อฟันดัดสี ไม่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง ผสมง่ายและสามารถนำเข้าสู่คลองรากฟันได้ง่าย รื้อออกได้ง่าย ไม่ละลายในของเหลวรอบเนื้อเยื่อปลายรากฟัน ยับยั้งการเจริญหรือฆ่าแบคทีเรีย ไม่ระคายเคืองมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีเวลาในการทำงานเพียงพอ

ปัจจุบันซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันที่มีใช้แบ่งออกเป็น ซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันชนิดที่มียูจินอล เช่น กลอสแมน ซีลเลอร์ (Grossman's sealer) ทูบลีซีล (tubliseal) ซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันชนิดที่ไม่มียูจินอล เช่น ซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันกลาสไอโอโนเมอร์ (ketac endo) ซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันอีพอกซีเรซิน (AH-26) และซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันชนิดเพื่อการรักษาที่มีส่วนผสมของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ เช่น ซีลลาเพก (sealapex) ซีอาร์ซีเอส (CRCS) เอเพกซี (apexit) โดยซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันจะทำหน้าที่เป็นตัวเชื่อมยึดระหว่างวัสดุอุดคลองรากฟันกับผนังคลองรากฟัน (Ingle และ Bakland, 1994)

ซึ่งค็อกซ์ไฮดรอกไซด์ยูจินอลซีเมนต์เป็นซีเมนต์ชนิดคลองรากฟันที่มีใช้มาเป็นเวลานาน เนื่องจากมีฤทธิ์ยับยั้งการเจริญของแบคทีเรียมากกว่าซีเมนต์ตัวอื่น (Al-Khatib และคณะ, 1990) แต่หลังเก็บ

ซึ่งคือออกไซด์ยูจีนอลซีเมนต์ไว้ในน้ำเป็นเวลานาน พบว่ามีการละลายให้ยูจีนอลไม่มากพอที่จะฆ่าเชื้อแบคทีเรีย และมีรายงานว่ายูจีนอลในซึ่งคือออกไซด์ยูจีนอลซีเมนต์ ทำให้เกิดความระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อ (Rowe, 1967) ต่อมามีการศึกษาใช้ไดแคล (dycal) ที่เป็นแคลเซียมไฮดรอกไซด์ มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและให้ความแนบสนิท อดร่วมกับกัตตาเปอร์ชาในการรักษาคลองรากฟันแต่พบว่าวัสดุแข็งเร็ว (Goldberg และ Gurfinkel, 1979) เริ่มมีการผลิตซีเมนต์ฟันคลองรากฟันที่มีแคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นส่วนผสมโดยบริษัท Kerr ในชื่อซิลลาเพล ได้รับการสนับสนุนแนวความคิดจาก Pitt Ford และ Rowe (1989) ที่พบว่าซีเมนต์ฟันคลองรากฟันตัวใหม่ที่มีแคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นส่วนผสม ให้ความแนบสนิทดีเท่ากับซีเมนต์ฟันคลองรากฟันซึ่งคือออกไซด์ยูจีนอลซีเมนต์ และมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันของฟันคิงที่ได้รับการรักษาคลองรากฟันและอุดทันที หลังติดตามผลเป็นเวลา 6 เดือน ไม่พบการอักเสบของเนื้อเยื่อรอบรากฟัน Tagger และคณะ (1988) กล่าวว่า การเติมแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในซีเมนต์ฟันคลองรากฟัน เพื่อชักนำให้เกิดการสร้างแคลเซียม (calcification) และยับยั้งการเจริญของแบคทีเรีย

แคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ใช้ในการรักษาคลองรากฟันมีค่าความเป็นด่างที่ pH เท่ากับ 12.5 ใช้ในการรักษาและหยุดขบวนการละลาย โดยการซึมผ่านไฮดรอกซิล อีออนจากเนื้อฟันสู่เนื้อเยื่อรอบรากฟัน ลดความเป็นกรดในบริเวณที่มีการละลายตัวยับยั้งการทำงานของออสติโอคลาส (osteoclasts) ดังนั้นการผสมแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในซีเมนต์ฟันคลองรากฟันจึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งเพื่อลดขั้นตอนการรักษาคลองรากฟันที่เกิดการละลายตัว แต่การให้ไฮดรอกซิล อีออน และแคลเซียม อีออนในซีเมนต์ฟันคลองรากฟันแต่ละชนิดมีความแตกต่างกัน โดยพบว่าซิลลาเพลให้ไฮดรอกซิล อีออน คล้ายๆกับการให้แคลเซียม อีออน คือมีการให้อีออนช้าๆและลดลงใน 1 ชั่วโมงแรก เป็นเวลานาน ในขณะที่ซีอาร์ซีเอสกลับพบการให้แคลเซียม อีออนน้อยกว่าและไม่ให้แคลเซียม อีออน หลัง 2 ชั่วโมง เนื่องจากยูจีนอลอิสระจับแคลเซียมไว้ (Tronstad และคณะ, 1981; Esberard และคณะ, 1996)

การละลายให้ไฮดรอกซิล อีออนทำให้เกิดสภาวะความเป็นด่างตลอดเวลา สูญเสียความแนบสนิทบริเวณปลายราก แต่เนื่องจากซีเมนต์ฟันคลองรากฟันสัมผัสกับเนื้อเยื่อรอบปลายรากเพียงเล็กน้อยการละลายตัวในช่วงแรก ด้วยการให้ไฮดรอกซิล อีออน ชักนำให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็งกั้นกลางปิดรูเปิดปลายรากฟัน การละลายตัวลดลงในเวลาต่อมา (Siqueira และคณะ, 1995) ซึ่ง Barnett และคณะ (1989) พบว่าซีเมนต์ฟันคลองรากฟันที่มีแคลเซียมไฮดรอกไซด์เป็นส่วน

ผสมมีการรั่วซึมน้อยกว่าซิงค์ออกไซด์ยูจินอลซีเมนต์ เมื่อใช้รักษากล่องรากฟันกระต่ายเป็นจำนวน 50 ซี่ ติดตามผลเป็นเวลา 90 วัน และ 1 ปี

จากความเป็นพิษต่อเซลล์ของซิลลาเพคที่ละลายให้ไฮดรอกซิล อีออน เป็นเวลานานทำให้เกิดสภาพความเป็นด่างสูง (Matsumoto และคณะ, 1989) จึงมีการผลิตซีอาร์ซีเอสที่มีส่วนผสมของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ และยูจินอลเพื่อลดความเป็นพิษจากสภาพความเป็นด่างที่มากเกินไป และเพิ่มประสิทธิภาพในการยับยั้งการเจริญของเชื้อแบคทีเรีย แต่พบว่าซีอาร์ซีเอสแสดงความเป็นพิษคล้ายซิงค์ออกไซด์ยูจินอลซีเมนต์ จากยูจินอลส่วนเกินที่ละลายออกมาในระหว่างการแข็งตัวของวัสดุ ทำให้เกิดความระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อ แต่ไฟโบรบลาสจะกลับคืนสู่สภาพเดิมหลังวัสดุแข็งตัวเป็นเวลา 3 วัน (Briseno และ Willershausen, 1992) ต่อมามีการผลิตเอเพคซีซึ่งเป็นซีเมนต์ผนึกกล่องรากฟันตัวใหม่ล่าสุด ที่บริษัทประกันว่าให้ความแนบสนิทและมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อดีกว่าซีเมนต์ผนึกกล่องรากฟันตัวอื่นในกลุ่มเดียวกัน สอดคล้องกับ Beltes และคณะ (1995) ซึ่งพบว่าเอเพคซีมีความเป็นพิษต่อเซลล์น้อยกว่าซีอาร์ซีเอสและซิลลาเพค โดยที่ Beltes และคณะ (1995) Geurtsen และคณะ (1998) พบว่าซิลลาเพคมีความเป็นพิษต่อเซลล์มากที่สุด นอกจากนี้ Limkangwalmongkol และคณะ (1992) Chailertvanitkul และคณะ (1997) พบว่าเอเพคซีมีการรั่วซึมน้อยกว่าซิลลาเพคและทูบลิซิด

การบูรณะฟันด้วยฟันเดือย

ฟันธรรมชาติมีความสามารถต้านทานรากฟันแตกได้ จากความแข็งแรงของอนินทรีย์สารในเคลือบฟันและเนื้อฟัน ความยืดหยุ่นของอินทรีย์สารที่เป็นส่วนประกอบในเคลือบฟันและเนื้อฟัน และจำนวนเนื้อฟันที่เหลืออยู่หลังการบูรณะฟัน แต่ในฟันที่รักษากล่องรากฟันแล้วมีโอกาสเกิดรากฟันแตกได้ขณะยึดฟันเดือย (cementation) เนื่องจากความชื้นและความยืดหยุ่นของเนื้อฟันที่เหลืออยู่ลดลง ความเค้นที่เกิดจากการใช้แรงดันออกข้างในการอุดกล่องรากฟัน แรงดันในกล่องราก (hydraulic pressure) จากขั้นตอนยึดฟันเดือย และความเค้นที่เกิดจากการหมุนเกลียวฟันเดือย หรือฟันเดือยที่มีขนาดไม่สัมพันธ์กับช่องว่างฟันเดือยยังคงเหลืออยู่ (Durney และ Rosen, 1977)

การเตรียมช่องว่างฟันเดี่ยวควรคำนึงถึงการสงวนรักษาเนื้อฟันไว้เท่าที่ทำได้ ให้เกิดการยึดอยู่ของฟันเดี่ยวและกระจายแรงไปตามแนวแกนกลางรากฟัน ควรเหลือกัตตาเปอร์ซ้า 3-5 มิลลิเมตร เพื่อให้เกิดความแนบสนิทบริเวณปลายราก มีส่วนคอร์ที่ให้การยึดติดกับครอบฟันและลดแรงบดเคี้ยวที่กระทำต่อฟันที่รักษาคลองรากฟัน โดยใช้เครื่องมือสนไฟให้ร้อนหรือใช้เกต กลิเดน ดริล (gates-glidden drill) ที่ไม่มีปลายตัดแหลมคมกำจัดกัตตาเปอร์ซ้า เพื่อลดการเกิดรอยทะลุผิวรากฟัน (Sorensen และ Martinoff, 1984; Burnell, 1964) อย่างไรก็ตามพบว่าความร้อนที่เกิดจากการกรอเตรียมช่องว่างฟันเดี่ยวทำให้ความยืดหยุ่นของเนื้อฟันที่เหลืออยู่ลดลง (Helfer และ คณะ, 1972)

ฟันเดี่ยวที่มีใช้ทั่วไปแบ่งออกเป็นฟันเดี่ยวโลหะเหวี่ยงและฟันเดี่ยวสำเร็จรูป เลือกใช้ตามลักษณะคลองรากฟันและเนื้อฟันที่เหลืออยู่ โดย DeSort (1983) กล่าวว่าฟันเดี่ยวโลหะเหวี่ยงที่ทำขึ้นเองให้มีขนาดพอดีกับรูปร่างคลองรากฟัน สามารถขยายความยาว เพิ่มการยึดอยู่ได้มากเท่าที่ทำได้ ไม่รบกวนความแนบสนิทบริเวณปลายราก ใช้ในคลองรากทรงสอบ (tapper) คลองรากที่มีขนาดใหญ่ รูปร่างไม่แน่นอน (irregular shape) เพื่อสงวนรักษาเนื้อฟันและลดความเค้นในคลองรากฟัน แต่ต้องใช้เวลาในคลินิกและในห้องปฏิบัติการมากกว่าฟันเดี่ยวสำเร็จรูป ส่วนฟันเดี่ยวสำเร็จรูปมีรูปแบบให้เลือกใช้มากมายเพื่อเพิ่มการยึดอยู่ ใช้ได้กับทุกคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันมากพอที่จะสร้างส่วนคอร์ด้วยอมัลกัมหรือคอมโพสิต เรซิน มีความยืดหยุ่นของเนื้อฟันมากพอที่จะต้านทานความเค้นที่เกิดจากการหมุนเกลียวหรือยึดฟันเดี่ยวด้วยซีเมนต์ ใช้ได้ดีกับรากฟันสั้น เนื่องจากพื้นผิวที่เป็นเกลียวให้การยึดอยู่ได้สูงมากกว่าพื้นผิวเรียบ อย่างไรก็ตามพบว่าส่วนคอร์ที่สร้างด้วยอมัลกัม กลาสไอโอโนเมอร์ หรือคอมโพสิต เรซิน มีความไวต่อการสัมผัสความชื้น มิติไม่เสถียรภาพ ความแข็งแรงลดลงทำให้ส่วนคอร์แตกหักได้ หรืออาจเกิดความเค้นในรากฟันจนกระทั่งรากฟันแตกได้จากความคมของมุมเกลียว

การยึดอยู่ของฟันเดี่ยวขึ้นกับความยาว รูปแบบ (design) ลักษณะพื้นผิว (surface configuration) และขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของฟันเดี่ยว พบว่าความยาวของฟันเดี่ยวเพิ่มขึ้นจาก 7 มิลลิเมตรเป็น 11 มิลลิเมตร ทำให้การยึดอยู่เพิ่มขึ้น 30 เปอร์เซ็นต์ (Johnson และ Sakamura, 1978) DeSort (1983) สนับสนุนการใช้ฟันเดี่ยวที่มีความยาวมากกว่า เพราะนอกจากจะให้การยึดอยู่เพิ่มขึ้นแล้วยังช่วยการกระจายแรงไปตามรากฟัน จากกฏของคาน (lever arm I) แรงที่กระทำกับตัวฟันทำให้เกิดจุดหมุนที่ยอดกระดูกเข่าฟัน แขนของคานลากจากด้านบดเคี้ยวผ่านจุดหมุนไปยัง

ส่วนปลายสุดฟันเดือย ถ้าฟันเดือยสั้นแกนของคานในรากฟันจะสั้นทำให้เกิดความเค้นสะสมบริเวณปลายฟันเดือยมาก เพิ่มโอกาสเกิดรากฟันแตกได้ Perel และ Muroff (1972) Standlee และคณะ (1972) กล่าวว่าฟันเดือยควรมีความยาวอย่างน้อยเท่ากับครึ่งหนึ่งของความยาวรากที่มีกระดูกล้อมรอบหรือเท่ากับความสูงของตัวฟัน (anatomic crown) เพื่อรับและกระจายความเค้นที่เกิดในคลองรากฟัน Trabert และคณะ (1978) แนะนำให้ใช้ฟันเดือยที่มีความยาวมากเท่าที่ทำได้ โดยคำนึงถึงเนื้อฟันที่เหลืออยู่ รูปร่างรากฟันและคลองรากฟัน เพื่อป้องกันการเกิดรอยทะลุผิวรากฟัน โดยเหลือกัศดาเปอร์ซามากกว่าหรือเท่ากับ 4 มิลลิเมตร ส่วน Sorensen และ Martinoff (1984) พบว่าความยาวฟันเดือยถูกจำกัดด้วยความยาวและความโค้งงอของรากฟัน แนะนำให้ใช้ฟันเดือยทรงขนานผิวเป็นร่อง (parallel-side serrated dowel) ที่ให้การยึดอยู่มากกว่า ฟันเดือยโลหะเหวี่ยงทรงสอบในรากฟันสั้น

ฟันเดือยทรงขนาน (parallel post) ด้านทานแรงดึง แรงเฉือน แรงบิด และให้การยึดอยู่สูงกว่าฟันเดือยทรงสอบ (taper post) 4.5 เท่า (Johnson และ Sakamura, 1978; Standlee และคณะ, 1978) จากการศึกษาการกระจายแรงด้วยเครื่องเปลี่ยนแสงเป็นกระแสไฟฟ้า (photoelastic model) พบว่าฟันเดือยทรงสอบทำให้เกิดแรงอัดรูปลิ้ม (wedging effect) โดยมีความเค้นสะสมสูงสุดที่บ่า (shoulder) ของฟันเดือย และความเค้นจะเพิ่มขึ้นถ้าได้บ่าฟันเดือยสัมผัสกับผิวฟันที่ไม่สม่ำเสมอหรือมีมุมแหลม ส่วนฟันเดือยทรงขนานทำให้เกิดความเค้นสะสมสูงสุดบริเวณปลายฟันเดือย (Standlee และคณะ, 1972) Assif และคณะ (1993) แนะนำให้ใช้ฟันเดือยทรงสอบเพื่อกระจายแรงไปยังรากฟัน แม้พบว่าฟันเดือยทรงสอบทำให้เกิดแรงอัดรูปลิ้มสูงที่ปลายรากฟันเดือย แต่การเหลือเนื้อฟันดีส่วนคอร์ 2 มิลลิเมตร และทำครอบฟันช่วยให้ความเค้นปลายรากฟันเดือยและที่รอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟันลดลง ด้านทานรากฟันแตกได้ สอดคล้องกับ DeSort (1983) ที่กล่าวว่าการโอบรอบหรือครอบเนื้อฟันดีส่วนคอร์ด้วยโลหะ (ferrule) และลบบวม (contrabevel) เนื้อฟันส่วนคอร์โดยรอบ ช่วยให้ใส่ฟันเดือยเข้าที่ได้ง่าย ด้านทานการหมุน (antirotation) ทำให้เกิดความแข็งแรงและป้องกันรากฟันแตกจากแรงอัดรูปลิ้มของฟันเดือย

การเตรียมช่องว่างฟันเดือยทรงขนานเพิ่มการสูญเสียเนื้อฟันและอาจทำให้เกิดรอยทะลุผิวรากฟัน ดังนั้นจึงควรรู้ลักษณะรูปร่างของรากฟันและความหนาของเนื้อฟันที่เหลือ เพื่อเลือกใช้ฟันเดือยให้เหมาะสม (Sorensen และ Martinoff, 1984) ซึ่งพบว่าฟันเดือยทรงขนานไม่เหมาะสมสำหรับคลองรากรูปกรวย (conical) คลองรากที่เป็นทางยาวคล้ายริบบิ้น (ribbon) เพราะไม่มีความ

เข้ากันของฟันเดียวกับช่องว่างฟันเดียวทำให้มีความหนาของชั้นซีเมนต์เพิ่มขึ้น (Standlee และคณะ, 1978) แต่ Sorensen และ Martinoff (1984) กล่าวว่าชั้นของซีเมนต์ทำหน้าที่เป็นตัวกันความเค้นมาปะทะ (stress buffer) การทำฟันเดียวให้แนบสนิทกับช่องว่างฟันเดียวจึงไม่มีความจำเป็น

ลักษณะพื้นผิวฟันเดียวที่หยาบ มีร่องหรือเกลียว จะให้การยึดอยู่เพิ่มขึ้นกว่าฟันเดียวผิวเรียบ (Standlee และคณะ, 1978) พื้นผิวฟันเดียวที่เป็นเกลียว (threaded) ให้การยึดอยู่มากที่สุด ส่วนฟันเดียวที่เป็นร่อง (serrated) ให้การยึดอยู่มากกว่าฟันเดียวผิวเรียบ (smooth) และพบว่าการเพิ่มพื้นที่ผิวฟันเดียวให้มีความหยาบ ทำให้การยึดอยู่ของฟันเดียวเพิ่มมากขึ้นกว่าการเพิ่มความยาวฟันเดียว (Ruemping และคณะ, 1979) โดยพบว่าฟันเดียวที่เป็นร่อง (serrated) ความยาว 3.5 มิลลิเมตร มีการยึดอยู่มากกว่าฟันเดียวผิวเรียบความยาว 7 มิลลิเมตร 2-3 เท่า (Colley และคณะ, 1968)

การเตรียมช่องว่างฟันเดียวที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางใหญ่มาก ทำให้เกิดความเค้นในรากฟัน อาจเป็นสาเหตุให้เกิดรอยทะลุผิวรากฟัน รากฟันอ่อนแอลงเนื่องจากสูญเสียเนื้อฟัน ความต้านทานรากฟันแตกลดลง เพิ่มโอกาสเกิดรากฟันแตกภายใต้แรงบดเคี้ยว (Mattison, 1982) Trabert และคณะ (1978) กล่าวว่า การเพิ่มขนาดฟันเดียวมีข้อจำกัดตามลักษณะขนาดรูปร่างของรากฟัน และพบว่าฟันเดียวที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางน้อยกว่าจะเพิ่มความต้านทานรากฟันแตกได้ดีกว่าฟันเดียวที่มีขนาดใหญ่ ดังนั้นฟันเดียวควรมีขนาดเล็กถึงขนาดที่จะสามารถต้านทานแรงได้ ซึ่ง Stern และ Hirschfeld (1973) Johnson และคณะ (1976) แนะนำให้ใช้ฟันเดียวที่มีขนาดเท่ากับหนึ่งในสามของเส้นผ่าศูนย์กลางของรากฟัน ขัดแย้งกับ Tjan และ Whang (1985) ที่พบว่าฟันเดียวที่มีขนาดใหญ่ไม่ทำให้เกิดการแตกหักเพิ่มขึ้นถ้ามีเนื้อฟันเหลือโดยรอบ 1 มิลลิเมตร

Assif และคณะ (1993) กล่าวว่าไม่มีความจำเป็นต้องทำฟันเดียว ถ้าเหลือเนื้อฟันดีมากพอ และมีเนื้อฟันส่วนคอร์เพียงพอที่จะให้การยึดอยู่กับครอบฟัน อย่างไรก็ตามควรคำนึงถึงการสงวนรักษาเนื้อฟันและเลือกใช้ฟันเดียวให้เหมาะสมกับคลองรากฟัน เนื่องจากพบว่าความเค้นที่เกิดขึ้นในคลองรากฟัน จะไปสะสมบริเวณผิวรากฟันที่มีความแข็งแรงน้อยกว่าความแข็งแรงของโลหะ ฟันเดียวทำให้รากฟันแตกได้ ซึ่ง Guzy และ Nicholls (1979) สนับสนุนความคิดที่ว่า การทำฟันเดียวไม่ช่วยเสริมให้เกิดความแข็งแรงต่อรากฟันที่รักษาคคลองรากฟันแล้ว แต่ Trabert และคณะ (1978) Hoag และ Dwyer (1982) กล่าวว่ารากฟันที่ได้รับการรักษาคคลองรากฟันแล้วมีโอกาสเกิดราก

ฟันแตกได้สัมพันธ์กับจำนวนเนื้อฟันที่กรอออก ดังนั้นจึงควรบูรณะฟันต่อด้วยครอบฟันเต็มซี่เพื่อป้องกันรากฟันแตกมากกว่าการเลือกใช้ชนิดฟันเดือย

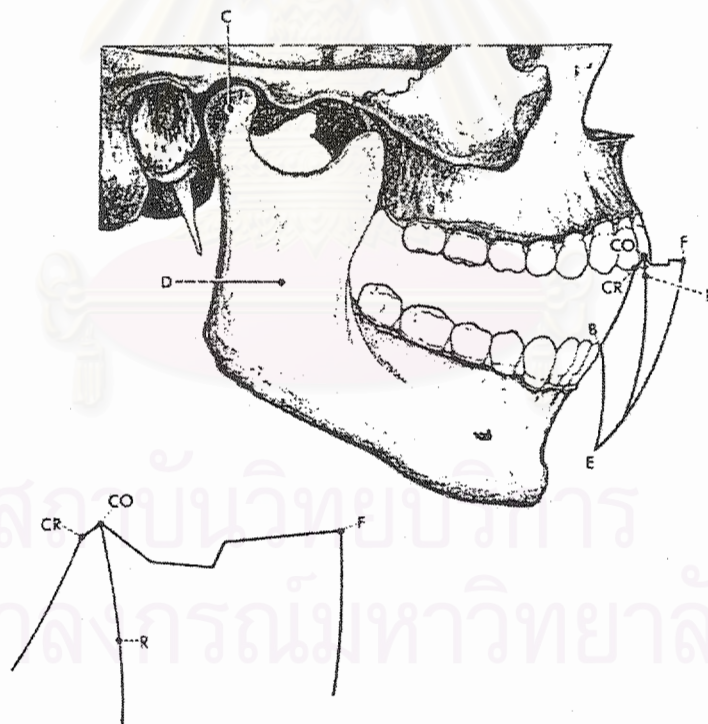
แรงบดเคี้ยว

ระบบบดเคี้ยวประกอบด้วยกระดูก กลิ้น ฟัน ทำงานเป็นระบบภายใต้การควบคุมของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ (neuromuscular system) ที่มีหน่วยรับสัมผัสในฟัน อวัยวะปริทันต์ริมฝีปาก ลิ้น กระพุ้งแก้ม เพดานปาก กล้ามเนื้อ เอ็น ข้อต่อขากรรไกร รับส่งสัญญาณให้มีปฏิกิริยาตอบสนอง (reflex action) การทำงานเพื่อป้องกันตัวเองไม่ให้ได้รับแรงบดเคี้ยวมากเกินไปจนเกิดความเสียหายของอวัยวะรับแรง ให้เกิดการเคลื่อนที่เป็นจังหวะอย่างต่อเนื่องบดอาหารให้ละเอียดก่อนกลืน (Graft, 1969)

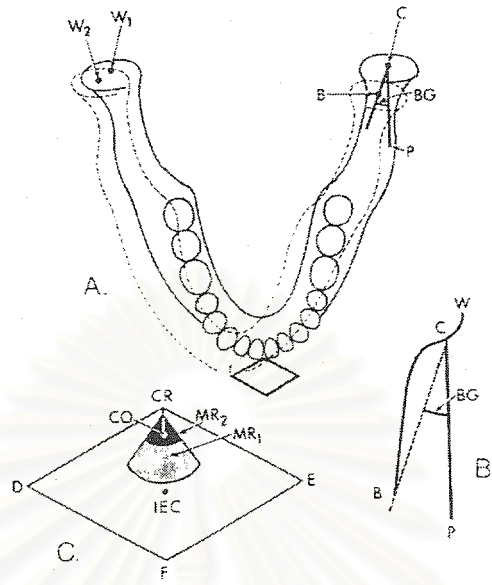
การเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างและข้อต่อขากรรไกรทำให้เกิดรูปแบบการเคลื่อนที่ 3 รูปตามระนาบการเคลื่อนที่แบ่งเป็นระนาบด้านข้าง (sagittal plane) ระนาบด้านตัดขวาง (horizontal plane) ระนาบด้านหน้า (frontal plane) โดยที่ขากรรไกรล่างมีการเคลื่อนที่ซ้ำๆ ได้เหมือนเดิมภายในขอบเขตจำกัดการเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างไปได้ไกลที่สุด (border movement) เมื่อมองการเคลื่อนที่ในระนาบด้านข้างพบว่าการเคลื่อนที่จะเป็นดังรูปที่ 6 ขากรรไกรล่างจะเคลื่อนที่ลงล่างเป็นบานพับ (hinge movement) มีจุดหมุนที่ข้อต่อขากรรไกร ปลายฟันหน้าเคลื่อนห่างกันเป็นระยะทาง 3/4-1 นิ้ว ก่อนเคลื่อนลงล่างไปข้างหน้า และจุดหมุนการเคลื่อนที่จะเปลี่ยนไปอยู่ส่วนหลังของขากรรไกรล่าง หลังจากอ้าปากได้กว้างสุดขากรรไกรล่างจะเคลื่อนขึ้นจนปลายฟันสัมผัสกันและเคลื่อนตามระยะทางความชันของด้านบดเคี้ยวกลับสู่ตำแหน่งสบฟัน (intercuspal position)

เมื่อมองการเคลื่อนที่ในระนาบด้านตัดขวางพบว่าการเคลื่อนที่จะเป็นดังรูปที่ 7 ซึ่งมีการบันทึกด้วยโกทิก อาช (gothic arch) โดยขากรรไกรล่างจะมีการเคลื่อนที่ไปด้านหลังก่อนเคลื่อนออกด้านข้างมากที่สุดแล้วเคลื่อนที่ไปข้างหน้าเข้ากลางทั้งซ้ายและขวา การเคลื่อนที่ออกข้างของขากรรไกรล่างทำให้เกิดด้านการสบทำงาน (working side) ในข้างที่ข้อต่อขากรรไกรมีการหมุนรอบแกน (rotation) และข้างตรงข้ามจะเกิดด้านการสบได้ดุล (balancing side) ที่ข้อต่อขากรรไกร

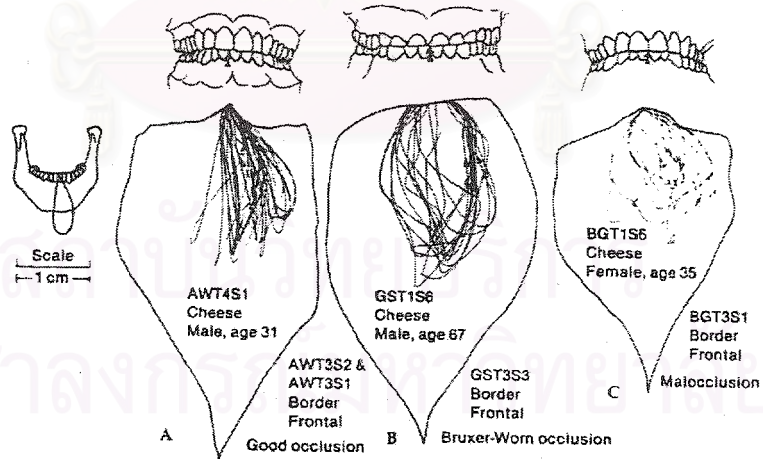
มีการเคลื่อนที่เป็น 2 ระยะคือการเคลื่อนที่ออกข้าง (immediate side shift) และขึ้นไปด้านหน้า (progressive) ทำให้เกิดมุมการเคลื่อนที่ (bennett angle) ขึ้น ร่างกายจะมีการปรับตัวตลอดเวลาให้เกิดสมดุลของแรง โดยมีแนวโน้มที่จะเอนด้านเดียวกับข้อต่อขากรรไกรที่มีความเจ็บปวด เนื่องจากการเคลื่อนที่ข้อต่อขากรรไกรน้อยกว่าข้อต่อขากรรไกรด้านตรงข้าม ส่วนการเคลื่อนที่ในระยะด้านหน้าพบว่า การเคลื่อนที่จะเป็นดังรูปที่ 8 เป็นระยะการเคลื่อนที่ที่มีรูปแบบการเคลื่อนที่แตกต่างกันชัดเจน สามารถวินิจฉัยการสบฟันของผู้ป่วยได้ ในคนทั่วไปที่มีการสบฟันปกติไม่มีการขัดขวางการเคลื่อนที่จะพบว่ามีวงเคี้ยวเป็นรูปวงรีเกิดซ้ำในตำแหน่งและทิศทางใกล้เคียงทุกครั้ง ราบรื่น (well round) ขอบเขตชัดเจน (definite borders) แต่คนไข้ที่มีการสูญเสียฟันได้รับการบูรณะปรับเปลี่ยนระยะการบดเคี้ยว ฟันสึก ข้อต่อขากรรไกรมีการเคลื่อนที่ผิดปกติ หรือมีการสบฟันผิดปกติ (malocclusion) ทำให้รูปแบบการเคลื่อนที่เปลี่ยนไป วงเคี้ยวเกิดขึ้นซ้ำๆ ไม่สม่ำเสมอ (irregular pathway) มีทิศทางไม่แน่นอน (Okeson, 1989; Ash และ Ramfjord, 1995)



รูปที่ 6 แสดงขอบเขตจำกัดการเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างในระยะด้านข้าง (Ash และ Ramfjord, 1995)



รูปที่ 7 แสดงขอบเขตจำกัดการเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างในระนาบด้านตัดขวาง(Ash และ Ramfjord, 1995)



รูปที่ 8 แสดงขอบเขตจำกัดการเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างในระนาบด้านหน้า (Gibbs และคณะ, 1981)

ซึ่งในแต่ละรอบวงเคี้ยว (chewing stroke) จะมีการเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างขึ้นลงอัดหุบเป็นรูปหยดน้ำ (teardrop) แยกเป็น 2 ส่วน คืออ้าปาก (open phase) และหุบปาก (close phase) การอ้าปากขากรรไกรล่างจะเคลื่อนที่จากตำแหน่งที่มีการสบฟันล่าง ปลายฟันหน้าเคลื่อนห่างกัน 16-18 มิลลิเมตร และเคลื่อนออกข้างประมาณ 5-6 มิลลิเมตร ก่อนเคลื่อนขากรรไกรขึ้นเข้าสู่การหุบปากที่ประกอบด้วยช่วงบดขยี้ (crushing phase) มีการเคลื่อนออกข้างประมาณ 3-4 มิลลิเมตรให้ปุ่มด้านแก้มของฟันบนและฟันล่างสัมผัสกัน และช่วงบดละเอียด (grinding phase) ปุ่มฟันจะเคลื่อนสัมผัสตามพื้นเอียงของฟันตรงข้ามเข้าสู่ตำแหน่งการสบฟันเดิมให้เกิดแรงบดอาหาร (Hildebrand, 1937; Okeson, 1989)

ในขณะที่บดเคี้ยวอาหารฟันสัมผัสกันน้อยมากโดยมีอาหารกั้นกลาง แต่เมื่ออาหารละเอียดเข้าสู่ช่วงสุดท้ายของการกลืนฟันจะสัมผัสกันมากขึ้นในช่วงบดละเอียด 60 เปอร์เซ็นต์ และฟันสบสัมผัสกันอีกครั้งก่อนอ้าปากออก 56 เปอร์เซ็นต์ โดยฟันหยุดสัมผัสกันนาน 194 มิลลิวินาที วงการเคี้ยวอาหารขึ้นกับลักษณะของอาหาร ลักษณะของปุ่มฟันและแอ่งรับยอดฟัน ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อบดเคี้ยว ระดับการรับรู้สัมผัสของเนื้อเยื่อและอวัยวะปริทันต์ การกระจายแรง (Suit และคณะ, 1975) ซึ่งพบว่าในแต่ละวันฟันจะสัมผัสกันในขณะบดเคี้ยวอาหารเป็นเวลา 9 นาที และกลืนเป็นเวลา 8.5 นาที รวมเวลาทั้งหมดที่ฟันสัมผัสกันเท่ากับ 17.5 นาที โดยมีวงเคี้ยวอาหารในหนึ่งวันเท่ากับ 1800 รอบ แต่ละวงเคี้ยวอาหารห่างกันเป็นเวลา 0.3 วินาที และฟันจะหยุดสัมผัสกันเป็นสามจุด (tripod) โดยปุ่มด้านลิ้นของฟันกรามและฟันกรามน้อยบนสัมผัสแอ่งรับยอดฟัน และพื้นเอียงด้านลิ้นของปุ่มด้านแก้มกับพื้นเอียงด้านแก้มของปุ่มด้านลิ้นของฟันกรามและฟันกรามน้อยล่าง ส่วนปุ่มด้านแก้มของฟันกรามและฟันกรามน้อยล่างสัมผัสแอ่งรับยอดฟัน และพื้นเอียงด้านแก้มของปุ่มด้านลิ้นกับพื้นเอียงด้านลิ้นของปุ่มด้านแก้มของฟันกรามและฟันกรามน้อยบน (Graf, 1969; Suit, 1975)

ความเร็วในการเคลื่อนขากรรไกรล่างขึ้นลงในแต่ละรอบวงเคี้ยวอาหารมีความแตกต่างกันในแต่ละบุคคล โดยที่ขากรรไกรล่างเคลื่อนลงล่างได้เร็วกว่าการเคลื่อนขึ้น และเคลื่อนที่ช้าลงเมื่ออาหารถูกบดให้ละเอียดเพิ่มขึ้น ระยะทางการเคลื่อนที่ลงล่างของขากรรไกรล่างเท่ากับ 64-135 มิลลิเมตรต่อวินาที และมีความเร็วของการเคลื่อนที่เท่ากับ 49-120 รอบต่อวินาที เฉลี่ยเท่ากับ 80 รอบต่อวินาที ขึ้นกับชนิดของอาหาร (Bates และคณะ, 1976)

แรงบดเคี้ยวเริ่มกระทำต่ออวัยวะปริทันต์เมื่อฟันขึ้นสู่ช่องปาก ทำให้มีการจัดเรียงตัวของอวัยวะปริทันต์เพื่อคงสภาพฟันในเบ้ากระดูกและยอมให้มีการเคลื่อนที่ได้บ้าง ถ้ามีแรงกระทำต่อฟันไม่มากในช่วงเวลาสั้นๆ จะเกิดการเปลี่ยนแปลงระบบไหลเวียนของเลือดในอวัยวะปริทันต์ด้านทานแรงกระทำทำให้ฟันกลับสู่ตำแหน่งเดิมได้ แต่ถ้ามีแรงกระทำต่อฟันมากเป็นเวลานาน จะทำให้กระดูกเบ้าฟันและฟันเปลี่ยนแปลงรูปร่างจนไม่สามารถกลับสู่สภาพเดิมได้ ตำแหน่งของฟันจะมีการปรับเปลี่ยนตลอดเวลา ตอบสนองต่อแรงบดเคี้ยวและพยาธิสภาพ ให้ความรู้ความสมดุทธ์ของแรง ซึ่งพบว่าแรงบดเคี้ยวจะเพิ่มขึ้นเมื่ออายุมากขึ้น มีการพัฒนาของระบบกล้ามเนื้อและการฝึกหัดให้รับประทานอาหาร ตลอดจนลักษณะอาหารที่รับประทาน (Craig, 1993; Okeson, 1989; Ash และ Ramfjord, 1995)

แรงบดเคี้ยวอาหารมากน้อยมีความแตกต่างกันในแต่ละคน สัมพันธ์กับการเจริญเติบโตของเด็ก เพศ ชนิดของอาหาร การทำงานของระบบบดเคี้ยวอาหาร การบูรณะฟัน และระดับการรับรู้สึกรู้เจ็บ การศึกษาวัดแรงบดเคี้ยวในอดีตใช้วิธีติดตั้งเครื่องวัดแรง (strain gauge transducer) ในฟันปลอมทั้งปากเฉพาะในแต่ละซี่ของฟันปลอมบนด้านซ้าย เพื่อคำนวณหาแรงในแต่ละตำแหน่ง พบว่าฟันกรามซี่ที่ 1 ได้รับแรงกระทำบ่อยครั้งมากกว่าฟันกรามน้อยซี่ที่ 2 และซี่ที่ 1 และมีแรงบดเคี้ยวในตำแหน่งฟันกรามซี่ที่ 1 ฟันกรามน้อยซี่ที่ 2 และซี่ที่ 1 เท่ากับ 22.6 นิวตัน 12 นิวตัน และ 6.6 นิวตัน ตามลำดับ แต่พื้นที่สัมผัสรับแรงของฟันกรามซี่ที่ 1 ฟันกรามน้อยซี่ที่ 2 และซี่ที่ 1 มีค่าเท่ากับ 14 ตารางมิลลิเมตร 6.5 ตารางมิลลิเมตร และ 3.5 ตารางมิลลิเมตร ทำให้เกิดความเค้น (stress) สะสมที่ฟันกรามน้อยซี่ที่ 1 มากที่สุดเท่ากับ 6.9 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร (Howell และ Brudevold, 1950) บางการศึกษาใช้วิธีวัดแรงบดเคี้ยวด้วยการฝังเครื่องวัดแรงในวัสดุอุดฝัง (inlay) ที่บูรณะในฟันกรามแท้ซี่ที่ 1 ให้ผู้ป่วยเคี้ยวขนมปังวัดแรงบดเคี้ยวได้เท่ากับ 137 นิวตัน (Anderson และ Picton, 1958)

การฝังเครื่องมือรับสัญญาณไว้ในสะพานฟันติดแน่น วัดแรงได้เพียงฟันตรงข้ามเพียงซี่เดียว ไม่ใช่แรงจากฟันทั้งหมดในช่องปาก และรบกวนการบดเคี้ยวจากเครื่องมือวัดแรงที่ติดตั้งต่อมา มีการศึกษาวัดแรงบดเคี้ยวด้วยการติดตั้งเครื่องมือนอกช่องปาก ด้วยการอาศัยหลักการเปลี่ยนแปลงเสียงที่เกิดจากแรงกระทบของฟันที่มีค่าความถี่ต่ำ โดยมีเครื่องมือจับสัญญาณการสั่นบริเวณใต้คางไปแปลผลเป็นผลรวมของค่าแรง วัดแรงบดเคี้ยวด้วยเครื่องวัดแรงในอาสาสมัครผู้ใหญ่จำนวน 20 คน ที่มีการสบฟันปกติพบว่าแรงบดเคี้ยวสูงสุดที่เกิดในตำแหน่งสบฟัน และ

ตำแหน่งสปฟันหลังสุด (terminal closure contacts) มีค่าเท่ากับ 58.7 ปอนด์ ฟันหยุดรับแรง 115 มิลลิวินาที หรือเท่ากับ 59 เปอร์เซ็นต์ ของช่วงเวลาฟันหยุดสัมผัสกันทั้งหมดเป็นเวลา 194 มิลลิวินาที แม้ว่าแรงที่เกิดขึ้นในตำแหน่งนอกสบสุนย์จะมีค่าน้อยและเกิดขึ้นเป็นเวลาดสั้นๆ แต่มากพอที่จะทำให้เกิดอันตรายต่อนื้อเยื่อปริทันต์ (Gibbs และคณะ, 1981)

แรงบดเคี้ยวในฟันธรรมชาติที่วัดด้วยเครื่องวัดแรงเฉพาะซี่ พบว่าแรงเกิดขึ้นสูงสุดบริเวณ ฟันกรามและฟันกรามน้อย โดยพบว่าฟันกรามซี่ที่ 1 และซี่ที่ 2 มีแรงบดเคี้ยวสูงสุดอยู่ในช่วง 390-800 นิวตัน มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 565 นิวตัน และแรงบดเคี้ยวเฉลี่ยที่เกิดขึ้นกับฟันกรามน้อย ฟันเขี้ยว และฟันหน้าตัด มีค่าเท่ากับ 288 นิวตัน 208 นิวตัน และ 155 นิวตัน ตามลำดับ (Craig, 1993)

การทดสอบการรั่วซึม

เนื่องจากไม่มีวัสดุใดที่มีความแนบสนิทได้สมบูรณ์กับนื้อฟัน จึงเกิดช่องว่างเล็กๆตามขอบรอยต่อระหว่างวัสดุกับนื้อฟันยอมให้แบคทีเรีย ของเหลว สารเคมี กรด และเชื้อโรคที่เป็นสาเหตุให้เกิดฟันผุแทรกเข้าไปในท่อเดนติน (dentinal tubule) เมื่อมีการซึมผ่านของแบคทีเรีย และสารพิษเข้าสู่โพรงประสาทฟัน จะทำให้เกิดความระคายเคือง ซึ่งพบว่าสารพิษที่เกิดจากแบคทีเรียทำให้เกิดความระคายเคืองต่อนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันมากกว่าสารพิษที่เกิดจากวัสดุ และทำให้เกิดพยาธิสภาพในโพรงประสาทฟัน เสียฟันภายหลังการบูรณะฟัน หรือเกิดการสะสมของแผ่นคราบจุลินทรีย์ มีการติดสีและเปลี่ยนสีของวัสดุอุดตามขอบรอยต่อที่มีการรั่วซึม (Phillips, 1991)

ปัจจัยที่มีผลต่อการรั่วซึมขึ้นกับขนาดช่องว่างขอบรอยต่อ คุณสมบัติของวัสดุ เทคนิคการอุด ซึ่งพบว่าช่องว่างขอบรอยต่อที่มีขนาด 2-20 ไมโครเมตร แบคทีเรียสามารถแทรกซึมและยึดติดเป็นชั้นบางๆ มีโอกาสเกิดฟันผุได้ถ้าช่องว่างขอบรอยต่อมีขนาดไม่น้อยกว่า 50 ไมโครเมตร ในทางคลินิกสามารถตรวจสอบได้ด้วยเครื่องมือทันตแพทย์ แต่บางครั้งช่องว่างขอบรอยต่ออยู่ในตำแหน่งที่เครื่องมือเข้าไม่ถึงหรือมองไม่เห็นยากต่อการประเมินผลทางคลินิก (Going, 1972; Saltzberg และคณะ, 1976) ดังนั้นการเลือกใช้วัสดุอุด ยึด บุนหรือฉาบ และเทคนิคการใช้วัสดุ จึงมีความสำคัญเพื่อลดการเกิดช่องว่างขอบรอยต่อ เนื่องจากวัสดุมีค่าการละลายตัว (solubility) และ

เพิ่มการละลายตัวมากขึ้นในบริเวณที่มีการสะสมของอาหารและเชื้อจุลินทรีย์ โดยเฉพาะบริเวณคอฟัน (Cunningham และ Williams, 1987) และค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาว (coefficient of thermal expansion) ซึ่งเป็นปัจจัยที่มีความสำคัญต่อการรั่วซึม เนื่องจากในช่องปากมีการแลกเปลี่ยนของเหลวเข้าออกระหว่างการหดตัวและขยายตัวของวัสดุที่อุณหภูมิร้อน-เย็นแตกต่างกัน (Craig, 1993) นอกจากนี้ยังขึ้นกับคุณสมบัติเฉพาะอื่นๆของวัสดุ และเทคนิควิธีการอุดด้วยการเตรียมโพรงฟันที่มีผนังเรียบไม่มีขอบคมให้อัดและอุดวัสดุเข้าโพรงฟันได้ง่ายและแนบสนิท ลดการสัมผัสความชื้น เพื่อคงคุณสมบัติของวัสดุและลดการรั่วซึม (Bauer และ Henson, 1984)

การวัดการรั่วซึมจึงเป็นวิธีประเมินอายุการใช้งานของวัสดุในช่องปาก มีวิธีการวัดการรั่วซึมหลายวิธีแบ่งเป็นการดูช่องว่างขอบรอยต่อโดยตรง (visualization) วัดการซึมผ่าน (diffusers) วัดการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร้อน-เย็นที่แตกต่างกัน (thermocycling) ซึ่งการวัดช่องว่างขอบรอยต่อด้วยการดูผ่านกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscopy) ที่มีกำลังขยายสูง 100-5,000 เท่า อาจผิดพลาดในการแปลผลจากรอยแยกที่เกิดจากขบวนการเตรียมขึ้นตัวอย่างให้แห้ง การตัดแบ่ง หรือซึมผ่านของเกล็ดทอง ทำให้การนำขึ้นตัวอย่างไปทดสอบด้วยกระบวนการอื่นผิดพลาด แม้จะแก้ไขปัญหาดังกล่าวด้วยการจำลองขึ้นงานตัวอย่างเป็นแบบจำลองอิพอกซีหรือแบบจำลองแผ่นทองแดง (copper plate replicas) เพื่อเลี่ยงการหดตัวและรอยแยกที่เกิดขึ้น อย่างไรก็ตามจะต้องใช้ความชำนาญเป็นพิเศษในการแปลผล (Conway และ Baumhammers, 1972)

การวัดการซึมผ่านแบ่งเป็นการวัดการซึมผ่านแรงดันฟองอากาศ (air pressure) แบบที่เรียกว่าการเปลี่ยนแปลงประจุ (electrochemical) สี สารที่เกิดการเปลี่ยนแปลงด้วยกัมมันตรังสี (isotopes) สารเคมี (chemical tracers) การวัดแรงดันฟองอากาศที่ลดลงเมื่อฟองอากาศสามารถซึมผ่านขอบรอยต่อระหว่างวัสดุกับผิวฟันได้ นิยมใช้วัดการรั่วซึมของวัสดุอุดคลองรากฟัน และวัสดุอุดโพรงฟัน แต่ต้องใช้เครื่องมือที่มีความแม่นยำในการตรวจวัด ยากต่อการใช้งานเพราะแรงดันอากาศที่มากเกินไปอาจทำให้วัสดุหลุดหรือแตกได้ ใช้เวลานานไม่เหมาะที่จะใช้ศึกษาในคลินิก (McCurdy และคณะ, 1974) การวัดการรั่วซึมจากการเจริญของเชื้อแบคทีเรีย (bacterial studies) โดยใช้แบคทีเรียที่มีขนาดประมาณ 0.5-1 ไมโครเมตร ผ่านช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันด้วยการเพาะเชื้อแบคทีเรียในสารอาหาร (acidified gelation gel) เป็นเวลานาน ต้องใช้เทคนิคพิเศษในการทดลองและแปลผล ส่วนการวัดการรั่วซึมจากการเปลี่ยนแปลงประจุด้วยการติดขั้วไฟ

ฟ้าที่พื้น จุ่มในภาชนะที่มีกระแสไฟฟ้า (electrolyte bath) ไม่เหมาะในการทดสอบวัสดุที่เป็นโลหะหรือกลาสไอโอโนเมอร์ที่มีการเปลี่ยนแปลงประจุขณะแข็งตัว (Taylor และ Lynch, 1992)

การวัดการซึมผ่านของสีเป็นวิธีที่มีการใช้มานาน ด้วยการใช้เมธิลีน บลู และสารละลายสีเบสิก ฟุคซัน (basic fusin) ในการทดสอบการรั่วซึมของกลาสไอโอโนเมอร์ (Hallett และ Garcia-Godoy, 1993; Sidhu, 1994; Doerr และคณะ, 1996; Friedl และคณะ, 1997; Uno และคณะ, 1997; Brackett และคณะ, 1998; DeMagalhaes และคณะ, 1999; Rodrigues และคณะ, 1999; Toledano และคณะ, 1999) การใช้สีน้ำหมึก (india ink) ทดสอบการรั่วซึมของวัสดุอุดคลองรากฟัน ที่มีขนาดโมเลกุลเท่ากับ 10 ไมโครเมตร (Pathomvanich และ Edmunds, 1996) วัดผลการรั่วซึมในห้องปฏิบัติการได้น้อยกว่าการศึกษาในคลินิกเนื่องจากโมเลกุลของสีใหญ่กว่าช่องว่างขอบรอยต่อ ดังนั้นจึงมีการใช้สารที่เกิดการเปลี่ยนแปลงด้วยกัมมันตรังสี ^{22}Na ^{55}Mn ^{131}I ^{35}S ^{45}Ca ที่มีขนาดเล็กกว่า 40 นาโนเมตร แทรกซึมได้ลึกกว่าการใช้สีที่มีขนาดโมเลกุลเล็กสุดประมาณ 120 นาโนเมตร แต่ค่าใช้จ่ายสูง ขั้นตอนยุ่งยาก ต้องการอุปกรณ์และผู้ชำนาญการเป็นพิเศษ (Going, 1964)

การวัดการรั่วซึมด้วยสารเคมีตามวิธีของ Wu และคณะ, 1983 ด้วยการแช่ในสารละลายซิลเวอร์ไนเตรดความเข้มข้นร้อยละ 50 โดยน้ำหนักในที่มืด และแช่ในสารละลายเคเวลอปเพอร์ภายใต้แสงไฟฟลูออเรสเซนต์ให้เกิดการติดสีของซิลเวอร์ เนื่องจากซิลเวอร์ไอออนมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กมากเท่ากับ 0.059 นาโนเมตร สามารถซึมผ่านขอบรอยต่อระหว่างวัสดุอุดกับเนื้อฟันที่เกิดการยึดติดด้วยพันธะเคมีและการยึดติดเชิงกลเข้าไปได้ ถ้าเกิดความล้มเหลวการยึดติดในเนื้อวัสดุหรือการล้มเหลวการยึดติดระหว่างวัสดุอุดกับเนื้อฟัน (Douglas และคณะ, 1989) มีการใช้สารละลายซิลเวอร์ไนเตรดศึกษาช่องว่างระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์กับคอมโพสิต (Peutzfeldt และ Asmussen, 1989; Sheth และคณะ, 1989; Papagiannoulis และคณะ, 1990; Trushkowsky และ Gwinnett, 1996) เปรียบเทียบการรั่วซึมระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์กับคอมโพสิต (Wilcox และ Diaz-Arnold, 1989) ทดสอบการรั่วซึมของคอมโพสิต (Diaz-Arnold และ Wilcox, 1990; Tay และคณะ, 1995) เปรียบเทียบการรั่วซึมระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์ และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (Bouschlicher และคณะ, 1996) ทดสอบการรั่วซึมเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (Tsunekawa และคณะ, 1992; Tsunekawa และคณะ, 1992; Erdilck และคณะ, 1997) และเคนทีน บอนดิง (Sano และคณะ, 1995)

การวัดการรั่วซึมด้วยการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร้อน-เย็นที่แตกต่างกัน คล้ายกับการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในช่องปากซึ่งมีช่วงอุณหภูมิระหว่าง 45-60 องศาเซลเซียส และ 4-15 องศาเซลเซียส เมื่อวัสดุมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวแตกต่างจากตัวฟันมาก ความร้อน-เย็นที่เกิดขึ้นจะทำให้เกิดการขยายตัวและหดตัวของวัสดุ เกิดความเค้นที่ขอบรอยต่อและเกิดการรั่วซึม แต่วัสดุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวใกล้เคียงกับเนื้อฟันเช่นกลาสไอโอโนเมอร์ การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่แตกต่างกันไม่มีผลต่อการรั่วซึม (Craig, 1993; Salama และคณะ, 1995; Doerr และคณะ, 1996; Uno และคณะ, 1997)

การรั่วซึมของกลาสไอโอโนเมอร์

การรั่วซึมของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการเช่น การเสียน้ำของน้ำในขณะแข็งตัว การหดตัวของพอลิเมอร์ไรด์เซชัน (polymerization shrinkage) การหดตัวของแข็งตัว (curing shrinkage) ความแตกต่างของค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาว (coefficient of thermal expansion) ของวัสดุและเนื้อฟัน จำนวนเรซินที่เติมเพื่อปรับคุณสมบัติของคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ ค่าความแข็งแรงพันธะเฉือน (shear bond strength) ซึ่งจะกล่าวถึงดังนี้

การเสียน้ำของน้ำในขณะแข็งตัวถ้าปล่อยให้กลาสไอโอโนเมอร์สัมผัสอากาศแห้งเป็นเวลานาน จะทำให้เกิดการระเหยของน้ำที่เป็นพันธะหลวมถ้ากลาสไอโอโนเมอร์แข็งตัวไม่เต็มที่ เป็นผลให้เกิดการหดตัวและเกิดรอยร้าวในเนื้อกลาสไอโอโนเมอร์ เพิ่มการรั่วซึมตามขอบรอยต่อระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์กับเนื้อฟัน ดังนั้นจึงแนะนำให้รักษาสมดุลของน้ำด้วยสารเคลือบผิวเรซินเป็นเวลาอย่างน้อย 6 เดือน เพื่อให้เกิดการแข็งตัวสมบูรณ์เต็มที่ ซึ่ง Bouschlicher และคณะ (1996) Sidu และคณะ (1997) พบว่าการปล่อยให้เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ และคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์สัมผัสกับอากาศแห้งเป็นเวลานาน จะทำให้เกิดช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์กับเนื้อฟันเพิ่มการรั่วซึมมากขึ้น

การแข็งตัวสมบูรณ์เต็มที่ของกลาสไอโอโนเมอร์ช่วยลดความไวต่อการสูญเสียน้ำเนื่องจากอัตราส่วนระหว่างน้ำที่เป็นพันธะแน่นต่อน้ำที่เป็นพันธะหลวมเพิ่มขึ้น เหลือน้ำที่เป็น

พันธะหลวมที่จะระเหยต่อในขณะที่แข็งตัวน้อย ทำให้สูญเสียน้ำหนักลงเมื่อเก็บกลาสไอโอโนเมอร์ในน้ำเป็นเวลานานขึ้น ความกว้างช่องว่าง (gap width) ระหว่างเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์และเนื้อฟันลดลง ซึ่งพบว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่เก็บไว้ในน้ำเป็นเวลา 1 ปี ความไวต่อการสูญเสียจะลดลงมากกว่าที่เก็บไว้ในน้ำเป็นเวลา 6 เดือน (Sidu และคณะ, 1997)

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เกิดการหดตัวขณะแข็งตัวจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรด์เซชันเมื่อถูกกระตุ้นด้วยการฉายแสง ทำให้ขอบของวัสดุไม่แนบกับเนื้อฟันเกิดการรั่วซึม ซึ่งพบว่าการหดตัวขณะแข็งตัว (curing contraction) ยังคงเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่อง 24 ชั่วโมงแรก เพื่อให้เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีการแข็งตัวเต็มที่สมบูรณ์ (maturation) (Feilzer และคณะ, 1988; Bourke และคณะ, 1992) การเปลี่ยนแปลงมิติ (dimension change) เกิดขึ้นขณะแข็งตัวที่มีผลต่อการรั่วซึมสามารถชดเชยการเปลี่ยนแปลงมิติด้วยคุณสมบัติการไหลแผ่ของวัสดุ (flow characteristics) (Davidson และ DeGee, 1984) ซึ่ง Mount (1994) Sidhu และ Watson (1995) กล่าวว่า การหดตัวทันทีที่เกิดจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรด์เซชันไม่มากพอที่จะทำให้เกิดความเค้นที่จะมีผลต่อการยึดอยู่ของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์กับตัวฟัน

จากการศึกษาของ Attin และคณะ (1995) พบว่าการหดตัวหลังแข็งตัวของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มากกว่าคอมโพสิตเรซินและคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ แต่เมื่อเก็บในน้ำเป็นเวลา 28 วัน เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีการขยายตัวของปริมาตร (volumetric expansion) เพิ่มขึ้นชดเชยการหดตัวขณะแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ แต่คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์กลับพบการสูญเสียปริมาตร (volumetric loss) สอดคล้องกับการศึกษาของ Feilzer และคณะ (1988) พบว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์เกิดการหดตัวหลังแข็งตัวน้อยกว่าคอมโพสิตเรซินและแนะนำให้อุดคอมโพสิตเรซินร่วมกับเดนติน บอนดิง เพื่อปรับให้มีการยึดติดผิวดีขึ้น ช่วยต้านการหดตัวจากการแข็งตัวได้มากถึง 40-50 เปอร์เซ็นต์ ใน 10 นาทีแรก

การชดเชยการหดตัวขณะแข็งตัวด้วยการเก็บไว้ในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ช่วยให้เกิดการขยายตัวด้วยน้ำ (hygroscopic expansion) ซึ่งการขยายตัวด้วยน้ำทำให้ค่าอัตราส่วนระหว่างพื้นที่ผิวที่เกิดพันธะยึดติดต่อพื้นที่ผิวอิสระมีค่าสูงขึ้น ช่วยให้เกิดความแนบสนิทและลดการรั่วซึม ทั้งนี้ขึ้นกับการออกแบบโพรงฟันที่ใช้อุด โดยพบว่า การตัดเฉียงกลับทาง (bevel) ช่วยเพิ่มค่าซี-แฟกเตอร์ (C-factor) (Feilzer และคณะ, 1987) นอกจากนั้น การขยายตัวด้วยน้ำยังช่วยลดค่าความเค้น

จากการหดตัวของผนังวัสดุต่อผนังฟัน (wall to wall contraction stress) (Feilzer และคณะ, 1995) และเพิ่มความยืดหยุ่น (flexibility) ของชั้นการยึดติด (Fritz และคณะ, 1996)

Cattani-Lorente และคณะ (1999) Yap และ Lee (1997) พบว่าการเก็บเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ไว้ในน้ำเป็นเวลานานจะเพิ่มการดูดซับน้ำ เนื่องจากไฮดรอกซิลเอธิลเมทาคริเลตที่ไขว้ขวางกันในพอลิเมอร์เมทริกเป็นไฮโดรเจลที่ชอบน้ำ ทำให้ตาข่ายพอลิเมอร์ (polymer network) ยืดหยุ่นขึ้น ลดการหยุดนิ่งของประจุ มีการยืดตัวตามแนวยาว (elongation) เพิ่มขึ้น ความแข็งผิวลดลง ค่าความแข็งแรงยึดตัว (flexural elastic modulus) ลดลง คุณสมบัติเชิงกลของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์สามารถกลับคืนเดิม (reversible) ได้ด้วยการสัมผัสอากาศให้มีการระเหยน้ำออก แต่ถ้าปล่อยให้ น้ำเข้าไปมากจนเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ หรือมีการละลายส่วนประกอบของกลาสไอโอโนเมอร์จะทำให้ค่าความแข็งแรงลดลงอย่างถาวร (irreversible)

Fritz และคณะ (1996) แนะนำให้ปิดผิวคอมโพสิตเรซิน เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่แข็งตัวด้วยการฉายแสงก่อนเก็บไว้ในน้ำ เพื่อป้องกันการแพร่ผ่านของออกซิเจนเข้าไปในชั้นของเรซิน เพราะออกซิเจนจะขัดขวางการเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรด์เซชันของชั้นบางๆ ที่ยังเกิดการแข็งตัวอย่างช้าๆ การปิดผิววัสดุช่วยให้เกิดกระบวนการแข็งตัวสมบูรณ์ ลดการเปลี่ยนแปลง (conversion) พันธะคู่ (double bond) ของกลาสไอโอโนเมอร์

การรั่วซึมตามขอบรอยต่อระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันเกิดขึ้นได้จากความแตกต่างของค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวของวัสดุและเนื้อฟัน เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสูง-ต่ำเป็นเวลานาน พบว่าที่อุณหภูมิต่ำแรงดันรอยต่อผิว (interfacial pressure) ลดลงยอมให้ของเหลวในช่องปากไหลเข้าสู่ตัวฟันตามขอบรอยต่อ แต่เมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนเพิ่มสูงขึ้นแรงดันรอยต่อผิวเพิ่มขึ้นผลักดันของเหลวไหลออก (Bullard และคณะ, 1988) การเปลี่ยนแปลงที่ยอมให้มีการไหลผ่านของเหลวเข้า-ออกช้าๆ ทำให้เกิดการรั่วซึมของวัสดุเพิ่มมากขึ้น จึงควรเลือกวัสดุอุดที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวใกล้เคียงกับเนื้อฟัน เพื่อลดปัญหาการรั่วซึมตามขอบรอยต่อเพิ่มอายุการใช้งานได้นาน

พบว่าอันฟิล อะคริลิกเรซิน (unfilled acrylic resin) ไมโครฟิล คอมโพสิตเรซิน (microfilled composite resin) อันโมดิฟายด์ ซิงค์ออกไซด์ยูจินอล (unmodified zinc oxide euginal) คอมโพสิตเรซิน และอัมลัทัม ที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวมากกว่าเนื้อฟัน เกิดการรั่วซึมมากกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวใกล้เคียงกับเนื้อฟัน (Bullard และคณะ, 1988) ส่วนเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์จะมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวแตกต่างจากเนื้อฟันมากหรือน้อยขึ้นกับส่วนประกอบของวัสดุ ซึ่งพบว่าวิทรีเมอร์มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวใกล้เคียงกับเนื้อฟันในขณะที่ฟูจิ ทุ แอลซีมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวสูงเกือบเท่ากับค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวของคอมโพสิตเรซิน (Mitra และ Conway, 1994)

การรั่วซึมของคิแทค ฟิลที่เป็นคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์เกิดขึ้นน้อยกว่าโพลีเอซิด โมดิฟายด์คอมโพสิต เรซิน เนื่องจากที่อุณหภูมิต่ำกว่า 37 องศาเซลเซียส พบว่าค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวของคิแทค ฟิลใกล้เคียงกับฟัน แต่ที่อุณหภูมิสูงกว่า 37 องศาเซลเซียส คิแทค ฟิลจะเกิดการหดตัวเกิดความเค้นที่พันธะระหว่างฟันกับวัสดุแต่น้อยกว่าเมื่อเทียบกับโพลีเอซิด โมดิฟายด์คอมโพสิต เรซิน ซึ่งพบว่าโพลีเอซิด โมดิฟายด์คอมโพสิต เรซินจะมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวสูงกว่าฟันถึง 3 เท่า ทำให้เกิดความเค้นที่ผิวรอยต่อระหว่างโพลีเอซิด โมดิฟายด์คอมโพสิต เรซินกับเนื้อฟันมากกว่า (Puckett และคณะ, 1995)

การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิร้อน-เย็นที่แตกต่างกันน่าจะมีผลต่อการรั่วซึมของกลาสไอโอโนเมอร์ที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวแตกต่างจากเนื้อฟัน จึงมีการศึกษาการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิแตกต่างกัน (thermocycling) เช่นการใช้อุณหภูมิที่แตกต่างกัน 5-55 องศาเซลเซียส แต่ละอุณหภูมิแช่เป็นเวลา 15 วินาที ใช้เวลาในการเปลี่ยนอุณหภูมิ 7 วินาที เป็นจำนวน 1500 รอบ (Uno และคณะ, 1997) หรือใช้อุณหภูมิแตกต่างเดียวกัน 5-55 องศาเซลเซียส แต่ละอุณหภูมิแช่เป็นเวลา 60 วินาที ใช้เวลาในการเปลี่ยนอุณหภูมิ 10 วินาที เป็นจำนวน 200 รอบ (Brackett และคณะ, 1998) แต่ Uno และคณะ (1997) Doerr และคณะ (1996) พบว่าการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่แตกต่างกันไม่มีผลต่อการรั่วซึมของฟูจิ ทุ แอลซี และโพแทค ฟิล แม้ว่าฟูจิ ทุ แอลซีจะมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวเท่ากับ 31.5×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส (Mitra และ Conway, 1994) แตกต่างจากค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวของเนื้อฟันที่มีค่าเท่ากับ 11.4×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียสก็ตาม (Craig, 1993)

การเติมเรซินเพื่อปรับคุณสมบัติของคอนเว็นชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่ไวต่อการสัมผัส ความชื้น มีความต้านทานต่อการสึกกร่อนน้อย ความแข็งแรงต่ำ ไม่สวยงาม แต่ทำให้ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าสูงขึ้น ทำให้เกิดความเค้น (thermal stress) ขึ้นที่ผิวรอยต่อระหว่างเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์กับตัวฟัน การรั่วซึมเพิ่มขึ้นเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ ซึ่ง Puckett และคณะ (1995) พบว่าคอนเว็นชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (คีแทค ฟิล) มีการรั่วซึมน้อยกว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (ฟลูจิ ทู แอลซี) ที่เป็นและโพลีเอซิกโมดิฟายด์ คอมโพสิตเรซิน (วาริกลาส) แต่ Doerr และคณะ (1996) พบว่าคอนเว็นชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (คีแทค ฟิล) มีการรั่วซึมไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (โฟแทค ฟิล)

การรั่วซึมจะมากหรือน้อยขึ้นกับจำนวนเรซินที่เป็นส่วนประกอบ ซึ่งพบว่าไคแรคที่เป็นคอมโพเมอร์มีเรซิน 28 เปอร์เซ็นต์ เกิดการรั่วซึมมากกว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีเรซินจำนวนน้อยกว่า (Gladys และคณะ, 1998; Toledano และคณะ, 1999) อย่างไรก็ตามแม้จะมีเรซินเป็นส่วนประกอบในเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เท่ากัน แต่อาจเกิดการรั่วซึมที่แตกต่างกันเช่นวิทรีเมอร์และฟลูจิ ทู แอลซีที่มีเรซินเป็นส่วนประกอบเท่ากัน แต่วิทรีเมอร์เกิดการรั่วซึมมากกว่าฟลูจิ ทู แอลซี (Uno และคณะ, 1997) เนื่องจากการเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวสมบูรณ์ของวิทรีเมอร์และฟลูจิ ทู แอลซีแตกต่างกัน โดยที่ฟลูจิ ทู แอลซีเกิดการแข็งตัวหลังฉายแสง 1 ชั่วโมง ให้ค่าความแข็งแรงเฉือนยึดติด (shear bond strength) กับเคลือบฟันและเนื้อฟันสูงมาก ในขณะที่วิทรีเมอร์ยังคงเกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวสมบูรณ์อย่างต่อเนื่อง และค่าความแข็งแรงเฉือนยึดติดกับเนื้อฟันค่อยๆเพิ่มขึ้นหลัง 24 ชั่วโมง (Uno และคณะ, 1996) แต่ในการศึกษาของ Brackett และคณะ (1998) พบว่าวิทรีเมอร์มีการรั่วซึมน้อยกว่าฟลูจิ ทู แอลซี และไคแรค สอดคล้องกับการศึกษาของ Toledano และคณะ (1999) ที่พบว่าวิทรีเมอร์มีการรั่วซึมไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญจากฟลูจิ ทู แอลซีและไคแรค

การรั่วซึมของวัสดุสัมผัสกับขอบ (marginal seal) หรือการยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์กับชั้นผิวเคลือบฟันที่เกิดจากพันธะไฮโดรเจนระหว่างกลุ่มคาร์บอกซิลในโพลีเอซิกกับอออนที่ผิวของไฮดรอกซีอะปาไทต์ และเกิดพันธะอออนิกโดยการแทนที่ไฮโดรเจนอออนด้วยแคลเซียมอออนและอะลูมิเนียมอออนบนชั้นรอยต่อระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์กับไฮดรอกซีอะปาไทต์ ส่วนการยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์กับเนื้อฟันเกิดจากปฏิกิริยาของกลุ่ม

คาร์บอกซิลในพอลิเอซิกกับกลุ่มคาร์บอกซิลและกลุ่มอะมิโนในคอลลาเจน (Beech, 1973; Wilson และคณะ, 1983)

การยึดติดของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์กับเนื้อฟันเกิดจากแรงดึงของเรซินในท่อเดนติน ซึ่งมักจะพบความล้มเหลวการยึดติดของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เป็นแบบความล้มเหลวการยึดติดในเนื้อวัสดุ (cohesive failure) มากกว่าความล้มเหลวของการยึดติดของวัสดุกับเนื้อฟัน (adhesive failure) เนื่องจากความแข็งแรงในการยึดติดกับเนื้อฟันมากกว่าความเค้นที่เกิดจากการหดตัวของเรซินทำให้เกิดการร้าวซึมในเนื้อกลาสไอโอโนเมอร์มากกว่าชั้นการยึดติกระหว่างกลาสไอโอโนเมอร์กับตัวฟัน (Powis และคณะ, 1982)

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เกิดการยึดติดกับเนื้อฟันจากส่วนประกอบของวัสดุในส่วนเหลวที่ประกอบด้วยมอนอเมอร์ส่วนที่ชอบความชื้น (hydrophilic monomer) ของไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลต และมอนอเมอร์ที่ไม่ชอบความชื้น (hydrophobic monomer) ของเอธิลอะคริเลต บิสฟีนอลเอไดเมทาอะคริเลต สร้างให้เกิดการยึดติดกับเนื้อฟันโดยส่วนที่ชอบความชื้นจะไหลผ่านผิวเนื้อฟันหรือเคลือบฟันที่มีความเปียกชื้น นำส่วนเรซินที่ไม่ชอบน้ำเข้าไปในรูเปิดท่อเดนติน เพิ่มความแข็งแรงดึงที่เกิดจากส่วนของเรซินที่แทรกเข้าไปในเดนติน (resin tag) (Tsunekawa และคณะ, 1992)

ปัจจัยที่มีผลต่อการยึดติดของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ขึ้นกับขั้นตอนวิธีการใช้วัสดุอย่างมีประสิทธิภาพ รวมทั้งความสามารถของวัสดุในการแทรกซึมผ่านชั้นเคลือบฟันเข้าไปในท่อเปิดเดนตินเกิดการยึดติดเชิงกล (micromechanical interlock) และการแลกเปลี่ยนประจุกับผิวฟันเกิดพันธะเคมี (Lin และคณะ, 1992) ซึ่งพบว่าความสามารถในการยึดติดของวัสดุช่วยให้เกิดค่าความแข็งแรงพันธะเพิ่มขึ้น การร้าวซึมตามขอบรอยต่อของวัสดุกับเนื้อฟันจะไม่เกิดขึ้นถ้าวัสดุมีค่าความแข็งแรงพันธะเพิ่มขึ้น (shear bond strength) ประมาณ 21-24 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร มากพอที่จะต้านทานการหดตัวขณะแข็งตัวของวัสดุ (Trushkowsky และ Gwinnett, 1996)

Powis และคณะ (1982) แนะนำให้เตรียมผิวเนื้อฟันด้วยกรดโพลิอะคริลิกก่อนอุดกลาสไอโอโนเมอร์ Attin และคณะ (1996) กล่าวว่า การเตรียมผิวก่อนอุดเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอ

โนเมอร์ด้วยกรดโพลีอะคริลิก ทำให้ค่าความแข็งแรงพันธะเพิ่มขึ้น ซึ่ง Davidson และคณะ (1993) สนับสนุนว่าการใช้กรดปรับผิวเนื้อฟันให้เรียบ กำจัดเศษสิ่งสกปรกที่อุดตัน เปิดผิวคอลลาเจนในเนื้อฟัน เพิ่มความเปียกชื้นให้ผิวเนื้อฟัน จะเพิ่มประสิทธิภาพให้ไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลตและมอนอเมอร์ตัวอื่นไหลแทรกซึมผ่านเข้าที่ต่อเดนทินเกิดการยึดติดเชิงกล

ซึ่งพบว่าการเตรียมผิวเนื้อฟันด้วยกรดโพลีอะคริลิกความเข้มข้นร้อยละ 10 ก่อนอุดเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เพียงพอที่จะสามารถกำจัดเศษสิ่งสกปรกที่อุดตัน เพื่อเพิ่มการยึดติด แต่การใช้กรดโพลีอะคริลิกที่มีความเข้มข้นร้อยละ 25 มากเกินความจำเป็นจะทำให้เกิดละลายแร่ธาตุ (demineralization) ในเนื้อฟัน (Friedl และคณะ, 1995)

อย่างไรก็ตามการเตรียมผิวฟันก่อนอุดจะช่วยเพิ่มการยึดติดได้เล็กน้อยเพียงใดขึ้นอยู่กับส่วนผสมของวัสดุแต่ละชนิดซึ่งพบว่าฟูจิ ทุ แอล ซีที่ใช้กรดโพลีอะคริลิกเตรียมผิวฟันก่อนอุดมีค่าความแข็งแรงพันธะเหนือสูงกว่าวิทรีเมอร์ เนื่องจากพรายเมอร์ของวิทรีเมอร์ประกอบด้วยกรดอ่อนของกรดโพลีอะซิโนอิกและกรดมาลิกกำจัดเศษสิ่งสกปรกได้บางส่วน แต่ยังคงเหลือสิ่งสกปรกที่อุดตันปิดที่ต่อเดนทินอยู่ ทำให้เรซินไม่สามารถไหลซึมผ่านเข้าที่ต่อเดนทินได้ การยึดติดเชิงกลลดลง ค่าความแข็งแรงพันธะเหนือของวิทรีเมอร์จึงขึ้นกับการแลกเปลี่ยนประจุกับผิวฟันเกิดพันธะเคมี (Davidson และคณะ, 1993; Abdalla และ Gracia-Godoy, 1997) แม้ว่าพรายเมอร์ของวิทรีเมอร์จะคล้ายกับเดนทิน บอนดิง (Scotchbond multipurpose) ที่มีกรดโพลีอะซิโนอิกและไฮดรอกซิลเอทิลเมทาคริเลต แต่ค่าความแข็งแรงพันธะเหนือของวิทรีเมอร์กลับไม่มากเท่าฟูจิ ทุ แอล ซี (Vargas และคณะ, 1995)

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์และโพลีเอซิก โมดิฟายด์ คอมโพสิตเรซินจะต้องมีค่าความแข็งแรงพันธะเหนือมากพอที่จะต้านทานการหดตัวขณะแข็งตัวของวัสดุเพื่อให้เกิดการยึดติดกับเนื้อฟัน ซึ่งพบว่าวัสดุอุดเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าความแข็งแรงพันธะเหนือไม่แตกต่างจากโพลีเอซิกโมดิฟายด์ คอมโพสิตเรซิน (Abdalla และ Gracia-Godoy, 1997; Peutzfeldt, 1996) และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าความแข็งแรงพันธะเหนือมากกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (Abdalla และ Gracia-Godoy, 1997; Friedl และคณะ, 1995; Peutzfeldt, 1996; Swift และคณะ, 1995)

โดยที่ Wilder และคณะ (1996) พบว่าการใช้วัสดุอุดวิทรีเมอร์ตามขั้นตอนที่บริษัทแนะนำ จะได้ค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนเท่ากับ 7.6-10.4 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร ใกล้เคียงกับที่บริษัทกำหนดค่าไว้คือเท่ากับ 6.5-9.8 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร สอดคล้องกับการศึกษาของ Triana และคณะ (1994) ที่พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนของวิทรีเมอร์มีค่าเท่ากับ 9.7 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และ Swift และคณะ (1995) พบว่าค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนของวิทรีเมอร์มีค่าเท่ากับ 11.8 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร สูงกว่าคิแทค ฟิลที่มีค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนเพียง 1.1 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ชนิดบุหรือฉาบพื้นผนังที่มีค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนน้อย แต่การรั่วซึมที่วัดด้วยสารละลายซิลเวอร์ไนเตรดความเข้มข้นร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก ให้ผลที่แตกต่างกันคือพบว่าจีซี ไลน์ิง (GC lining) ที่มีค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนเท่ากับ 2.2 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร มีค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนไม่แตกต่างจากวิทรีบอนด์ เอ็กอาร์ท-ไอโอโนเมอร์ คิแทค บอนด์ (ketac bond) แต่พบการรั่วซึมของจีซี ไลน์ิงน้อยกว่าวิทรีบอนด์ เอ็กอาร์ท-ไอโอโนเมอร์ คิแทค บอนด์ (Tsunekawa และคณะ, 1992)

ค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์จะเพิ่มขึ้นถ้าอุดวัสดุให้แข็งตัวทีละชั้น (incremental) แต่ละชั้นมีความหนาของวัสดุเท่ากับ 2 มิลลิเมตร เพื่อให้เกิดการแข็งตัวเพียงพอที่จะต้านทานการหดตัวขณะแข็งตัวของวัสดุ (Bourke และคณะ, 1992) และพบว่าค่าความแข็งแรงพันธะเฉือนของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์จะเพิ่มขึ้นเมื่อเก็บวัสดุในน้ำเป็นเวลานาน (Fritz และคณะ, 1996)

มีรายงานการใช้วิทรีเมอร์เป็นวัสดุบุหรือฉาบพื้นผนังก่อนการอุดด้วยคอมโพสิตเรซิน ซึ่งพบว่าค่าการยึดติระหว่างวิทรีเมอร์กับคอมโพสิตเรซินเท่ากับ 14.6 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร มีค่ามากกว่าค่าการยึดติระหว่างวิทรีเมอร์กับเนื้อฟันเท่ากับ 9 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร (Friedl และคณะ, 1995; Tate และคณะ, 1996) แต่ไม่มีความแตกต่างของช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์กับเนื้อฟันและเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์กับคอมโพสิตก่อนและหลังการรับแรงที่ผ่านการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Friedl และคณะ, 1997) บางการศึกษาใช้วิทรีเมอร์เป็นวัสดุอุดคอฟันหรือใช้วิทรีเมอร์เป็นวัสดุบุหรือฉาบพื้นฟันก่อนอุดด้วยคอมโพสิตเรซิน เนื่องจากวิทรีเมอร์ที่ใช้บุหรือฉาบพื้นฟันก่อนอุดด้วยคอมโพสิตเรซินช่วยลด

ความเค้นจากการหดตัวขณะเกิดปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรต์เซชัน 20-50 เปอร์เซ็นต์ ทำให้เกิดการรั่วซึมเล็กน้อยไม่แตกต่างกันระหว่างการใช้วิทรีเมอร์หรือคอมโพสิตเรซินอุดคอฟิน ดังนั้นจึงแนะนำให้ใช้ วิทรีเมอร์เป็นวัสดุอุดคอฟินเพราะให้การยึดติดกับฟันด้วยพันธะเคมีและต้านทานการเกิดฟันผุด้วยการให้ฟลูออไรด์ได้ดีกว่าการอุดด้วยคอมโพสิตเรซิน แม้ว่าคอมโพสิตเรซินจะสวยงามและต้านทานการสึกกร่อนได้ดีกว่าก็ตาม (Trushkowsky และ Gwinnett, 1996)

จากการศึกษาข้างต้นพบว่าการนำวิทรีเมอร์ที่เป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มาใช้บูรณะฟันหลายรูปแบบ มีการใช้วิทรีเมอร์อุดด้านบดเคี้ยวของฟันกรามน้ำนมหรืออุดคอฟิน ปัจจุบันมีการนำเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มาใช้อุดรอยทะลุผิวรากฟันและสร้างส่วนคอรเพื่อบูรณะฟันที่เกิดรอยทะลุต่อด้วยครอบฟัน เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ กระตุ้นให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ และส่งเสริมให้มีการหายของแผล มีการยึดติดให้ความแนบสนิทกับเนื้อฟัน

แม้ว่าบางการศึกษาสนับสนุนการใช้คอนเวินชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่ให้ความแนบสนิทยึดติดกับเนื้อฟันด้วยพันธะเคมีมีการรั่วซึมน้อย แต่บางการศึกษาสนับสนุนการใช้เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีการปรับกลสมบัติ มีความต้านทานแรงบดเคี้ยว ให้การยึดติดกับเนื้อฟันด้วยการแลกเปลี่ยนประจุเกิดพันธะเคมีและการยึดติดเชิงกลกับเนื้อฟัน แต่อย่างไรก็ตาม บางการศึกษากล่าวว่าการเติมเรซินเพื่อปรับคุณสมบัติของคอนเวินชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ทำให้เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เกิดการหดตัวขณะแข็งตัวทันทีมากกว่าการยึดติดของวัสดุกับเนื้อฟัน และเกิดการรั่วซึมมากขึ้น

ยังไม่เป็นที่ทราบว่าการเติมเรซินเพื่อปรับคุณสมบัติของคอนเวินชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์หรือเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เป็นวัสดุที่มีความเหมาะสมที่เลือกใช้เป็นวัสดุอุดรอยทะลุและบูรณะคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบาง เพื่อยืดอายุการใช้งานของฟันให้ใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเปรียบเทียบการรั่วซึมของวัสดุอุดรอยทะลุด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ 2 ชนิดคือคอนเวินชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (คิแทค ฟิล) และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (วิทรีเมอร์) กับวิธีการรักษาอุดรอยทะลุด้วยไททิน อมัลกัมที่ไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน โดยกำจัดปัจจัยเสริมที่มีผลต่อการรั่วซึมโดยใช้วัสดุตามคำแนะนำของบริษัท ปิดผิวกลาสไอโอโนเมอร์ด้วยเรซินป้องกันการสูญเสียสมดุลย์ของน้ำ และเมื่อนำฟันตัวอย่างออกมาทำการเตรียมในทุกชั้น

ตอนจะป้องกันการสูญเสียน้ำด้วยผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดๆ ส่วนในขั้นตอนการจัดตำแหน่งฟินรับแรงและในขณะที่ฟินรับแรงจะหยอดน้ำมันจักรในเบ้าฟินอะคริลิกเพื่อเคลือบผิวฟินและกลาสไอโอโนเมอร์ไม่ให้แห้ง และในขั้นตอนการตัดแบ่งฟินตามยาวตัดฟินด้วยความเร็วช้าหยอดน้ำมันหล่อลื่น เพื่อไม่ให้มีการทำลายโครงสร้างของเนื้อฟินและกลาสไอโอโนเมอร์ ให้ผลการศึกษาที่เกิดจากการรั่วซึมของวัสดุเองจากกลสมบัติและคุณสมบัติทางกายภาพ เพื่อสนับสนุนการใช้วัสดุและวิธีการรักษาคงรูปของฟินที่เหลือเนื้อฟินบางและเกิดรอยทะลุ ให้ฟินคงอยู่ใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิธีคำนวณหาจำนวนฟันตัวอย่างในแต่ละกลุ่มทดลอง

$$\text{ใช้สูตร } n = (Z_\alpha + Z_\beta)^2 \times 2SD^2 / (X_1 - X_2)^2$$

ที่ระดับความเชื่อมั่นเท่ากับ 95 เปอร์เซนต์

เมื่อ n แทนจำนวนตัวอย่างในกลุ่มการทดลอง

แทนค่าสูตรข้างต้นด้วย

$$\text{ค่า } Z_\alpha = Z_{0.05} = 1.64$$

$$\text{ค่า } Z_\beta = Z_{0.1} = 1.28$$

$$\text{ค่า } SD^2 = \text{ค่าความแปรปรวนของการวิจัยของลี (Bouschlicher และคณะ, 1996) = 2.726}$$

$$\text{ค่า } (X_1 - X_2) = \text{ค่าความแตกต่างของการประมาณค่าเฉลี่ยของ 2 กลุ่มทดลองที่มีการบันทึกผลเป็นค่าตัวเลข (score) (Bouschlicher และคณะ, 1996) = 1.5}$$

คำนวณหาได้ค่า n โดยประมาณเท่ากับ 20 ซึ่งต่อกลุ่มการทดลอง

ในการศึกษาเปรียบเทียบทั้งหมด 4 กลุ่มการทดลอง ต้องใช้ฟันจำนวนทั้งหมด 80 ซี่

การเก็บและตัดฟันตัวอย่าง

เลือกเก็บฟันกรามน้อยล่างซี่ที่ 1 รากเดียวที่ถอนมาแล้วไม่เกิน 6 เดือน จากคลินิกจัดฟัน ภาคตะวันออกเฉียงเหนือและกรุงเทพในผู้ป่วยอายุระหว่าง 14-25 ปี ที่มีขนาดฟันใกล้เคียงกัน ความยาวตัวฟันเฉลี่ย 19-20 มิลลิเมตร รากตรงไม่โค้งงอ ปลายรากปิดสมบูรณ์ ไม่มีรอยร้าวตรวจสภาพรากฟันด้วยแว่นกำลังขยาย ไม่มีวัสดุบูรณะบนตัวฟัน ฟันไม่ผุ จำนวน 80 ซี่ เก็บในน้ำเกลือความเข้มข้นร้อยละ 9 (sterile isotonic sodium chloride solution) ที่อุณหภูมิห้อง 37 องศาเซลเซียส ฟันตัวอย่างทั้งหมด 80 ซี่ ผ่านขั้นตอนการทำความสะอาดกำจัดเนื้อเยื่อและเอ็นยึดปริทันต์รอบรากฟันโดยไม่ทำลายผิวรากฟัน และตัดรากฟันออกจากตัวฟันด้วยหัวกรอกากเพชรตรงปลายมน (fissure diamond bur) เบอร์ 012 ที่ต่อกับเครื่องร่อนน้ำความเร็วสูง⁴ 330,000 รอบ/นาที วางหัวกรอตั้งฉากกับแนวแกนกลางของตัวฟันที่ระดับสูงจากจุดสูงสุดของรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน (cementoenamel junction) ในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง 1 มิลลิเมตร (ดังรูปที่ 9)

⁴High speed handpiece, Airtor 798 W&H Austria



รูปที่ 9 รากฟันตัวอย่างที่ถูกตัดออกจากตัวฟัน

การรักษาคลองรากฟัน

นำรากฟันตัวอย่างทั้งหมด 80 ราก ที่มีความยาวรากเหลือประมาณ 15-16 มิลลิเมตร มา รักษาคลองรากฟัน ระหว่างการรักษาใช้ผ้าก๊อชชุบน้ำหมาดๆ หุ้มรอบผิวรากฟันให้เกิดความชื้นกับ รากฟันตลอดเวลา โดยกำจัดเนื้อเยื่อในโพรงประสาทฟัน วัดความยาวรากฟันจากรากฟันที่เหลือ ด้วยการใส่เค ฟายด์ (K-file) เบอร์ 15 ผ่านจากรูเปิดโพรงฟันจนถึงปลายรากฟัน ระยะทางที่วัดได้ ลดลง 0.5 มิลลิเมตร เป็นความยาวที่ใช้ขยายคลองรากฟัน (working length) ขยายคลองรากฟัน ให้มีขนาดเท่ากับเค ฟายด์ เบอร์ 40 ด้วยวิธีกลับมาใช้เครื่องมือที่มีขนาดเล็กลงก่อนเพิ่มการขยาย ขนาดคลองรากฟันด้วยเครื่องมือที่มีขนาดใหญ่ขึ้นในแต่ละเบอร์ (stepback technic) ถ้างทำความสะอาดคลองรากฟันทุกครั้งที่เปลี่ยนขนาดเครื่องมือป้องกันการอุดตันด้วยน้ำเกลือ 10 มิลลิลิตร ชั้บให้แห้งด้วยกระดาษซับคลองราก (paper point) เพื่อเตรียมอุดคลองรากฟัน

บทที่ 3

ระเบียบและวิธีการวิจัย

วิธีการทดลอง

จำนวนฟันตัวอย่าง

ในการทดลองครั้งนี้เป็นการศึกษาความสัมพันธ์ของการรั่วซึมของวัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์ที่ใช้บูรณะผนังคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบางและมีรอยทะลุภายหลังการบูรณะฟันด้วยฟันเดือยและครอบฟันเมื่อได้รับแรง โดยเปรียบเทียบการรั่วซึมของวัสดุอุดรอยทะลุผิวรากฟัน 2 ชนิดคือไททิน อมัลกัม¹ และวิทรีเมอร์² ที่ไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน และศึกษาเปรียบเทียบการรั่วซึมของวัสดุอุดรอยทะลุผิวรากฟัน 2 ชนิดคือวิทรีเมอร์ และคีแทคฟิล³ ที่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบาง จากนั้นศึกษาเปรียบเทียบวิธีการบูรณะคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบางด้วยวิธีไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน กับวิธีบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันเมื่ออุดรอยทะลุผิวรากฟันทั้ง 2 กลุ่มด้วยวิทรีเมอร์เหมือนกันต่อความสามารถในการต้านทานการแตกหักและลดการรั่วซึม และศึกษาเปรียบเทียบการรั่วซึมเมื่อใช้วัสดุต่างชนิดกันและกรรมวิธีในการบูรณะต่างกัน

แบ่งกลุ่มการทดลองได้เป็น 4 กลุ่ม ดังนี้คือ

- กลุ่มที่ 1 อุดรอยทะลุผิวรากฟันด้วย ไททิน อมัลกัม ที่ไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน
- กลุ่มที่ 2 อุดรอยทะลุผิวรากฟันด้วย วิทรีเมอร์ ที่ไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน
- กลุ่มที่ 3 อุดรอยทะลุผิวรากฟันด้วย วิทรีเมอร์ บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วย วิทรีเมอร์
- กลุ่มที่ 4 อุดรอยทะลุผิวรากฟันด้วย คีแทคฟิล บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วย คีแทคฟิล

¹Tytin FC, 61254 high copper alloy amalgam, Kerr, U.S.A.

²3M VitremerTM, Ref 3303 MP-A₃, 3M dental product division, MN, USA

³Ketac fil, FW 0055376 ESPE, Seefeld, Oberbay, Germany

กำหนดความยาวกัตตาเปอร์ชาเบอร์ 40 ที่ใช้เป็นแกนกลางอุคคลองรากฟันและเตรียมกัตตาเปอร์ชานขนาดเล็กก่อนผสมเอเพกซี⁵ ด้วยอัตราส่วนเนื้อพสต์ : ส่วนพสต์ทำปฏิกิริยา 1 : 1 ผสมเป็นเวลา 10-20 วินาที จนเป็นเนื้อเดียวกัน ปั้นซีเมนต์ฟันึคคลองรากฟันเอเพกซีเคลือบคลองรากฟันด้วยเลนตุโลสไปรอด (lenturospiral) อุดด้วยวิธีใช้แรงดันออกข้าง (lateral condensation) จนเต็มคลองรากฟันตรวจด้วยภาพถ่ายรังสี⁶ ตัดกัตตาเปอร์ชาต่ำลงไปจากขอบบนของรากฟัน 2 มิลลิเมตร กำจัดเอเพกซีส่วนเกินอุดปิดชั่วคราวด้วยโปรวิท (provit) เพื่อให้ซีเมนต์ฟันึคคลองรากฟันเอเพกซีแข็งตัวเป็นเวลาประมาณ 4 ชั่วโมง เก็บรากฟันตัวอย่างในน้ำเกลือ 37 องศาเซลเซียส

การเตรียมเบ้าฟันอะคริลิก

หุ้มรอบรากฟันตัวอย่างที่ผ่านขั้นตอนการรักษาคลองรากฟันทั้งหมด 80 ราก ด้วยคิบุกแผ่นบาง (tin foil) 40 ไมโครเมตร 5 รอบ ให้มีความหนา 0.2 มิลลิเมตร ซึ่งเท่ากับค่าเฉลี่ยความหนาของเอ็นอีดีปริทันต์ ยึดติดกับแกนกลางโลหะด้วยจี้ผึ้ง (sticky wax) เพื่อกำหนดให้รากฟันตัวอย่างอยู่กึ่งกลางช่องว่างเบ้าแบบจำลองโลหะที่มีขนาด 1x1 นิ้ว สูง 20 มิลลิเมตร (ดังรูปที่ 10) ยึดรากฟันตัวอย่างให้ระดับรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟันด้านแก้มอยู่สูงจากขอบบนของเบ้าแบบจำลองโลหะ 1 มิลลิเมตร ผสมอะคริลิกชนิดบ่มเอง⁷ ในอัตราส่วนพอลิเมอร์ : มอนอเมอร์ 2 : 1 โดยน้ำหนัก ให้ได้ส่วนผสมที่เหลวและไหล เทส่วนผสมอะคริลิกชนิดบ่มเองเข้าสู่เบ้าแบบจำลองโลหะที่ทาเคลือบด้วยวาสลิน รอให้ส่วนผสมอะคริลิกเริ่มเข้าสู่ระยะใช้งาน (dough stage) นำเบ้าแบบจำลองโลหะพร้อมรากฟันตัวอย่างที่แขวนติดอยู่ แช่น้ำเก็บในหม้ออัดความดัน⁸ ที่มีแรงดันสุญญากาศ 2.5 บาร์(bar) เป็นเวลา 30 นาที เพื่อกำจัดฟองอากาศในเนื้ออะคริลิกและลดความร้อนที่เกิดจากการเกิดพอลิเมอร์ (polymerization)

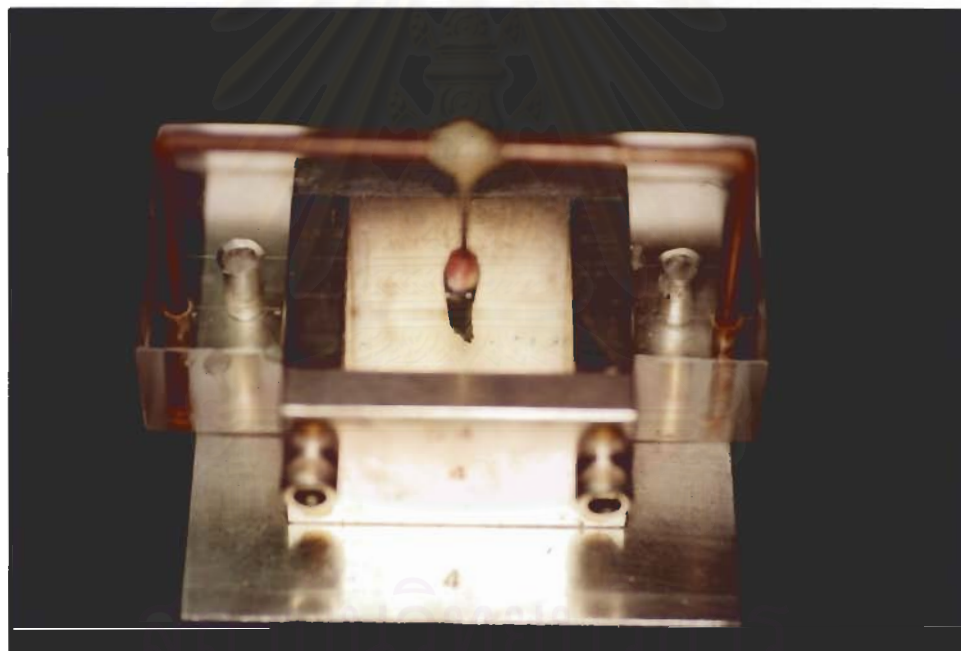
⁵Apexit, B 06051 Vivadent, Liechtenstein, Germany

⁶Anthos Partner 70, 76050353 ImoLa Italy

⁷Special tray, Detrey, Dentsply

⁸Palamate practi^R, D-6393, Kulzer & Co. , Wehrheim, Germany

นำรากฟันตัวอย่างออกจากเบ้าฟันอะคริลิก ถอดส่วนประกอบเบ้าแบบจำลองโลหะออกจากกัน จะได้เบ้าฟันอะคริลิกที่มีรอยรากฟันตัวอย่างด้านใน กำจัดครีบบและส่วนเกินอะคริลิกด้วยหัวกรอคาร์ไบด์ (carbide bur) คึงคีมขูดแผ่นบางที่คลุมผิวรากฟันออกทาเคลือบด้วยวาสลีน ใส่ซิลิโคนใส⁹ ที่ใช้ฉาบยึดกันแรงกระแทกในช่องว่างแทนที่คีมขูดแผ่นบาง นำรากฟันตัวอย่างกลับเข้าไปในตำแหน่งเดิมให้ซิลิโคนใสมีความหนา 0.2 มิลลิเมตร กดรากฟันตัวอย่างอยู่ในเบ้าฟันอะคริลิกด้วยแรง 25 นิวตัน เป็นเวลา 10 นาที กำจัดซิลิโคนใสส่วนเกินนำรากฟันตัวอย่างออกจากเบ้าฟันอะคริลิก ทำความสะอาดรากฟันตัวอย่างและเก็บในน้ำเกลือ 37 องศาเซลเซียส รอให้ซิลิโคนใสแข็งตัวเต็มที่เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ทำหมายเลขระบุเบ้าฟันอะคริลิกกับรากฟันตัวอย่างให้สามารถนำรากฟันตัวอย่างกลับเข้าที่เดิมได้



รูปที่ 10 การกำหนดตำแหน่งรากฟันตัวอย่างในเบ้าแบบจำลองโลหะ

⁹Clear silicone sealant, Selleys chemical Co. PTY. Limited

การกรอแต่งฟันตัวอย่าง

กรอแต่งฟันตัวอย่างทั้งหมด 80 ซี่ ในบ้ำอะคริลิกเฉพาะด้วยหัวกรอกากเพชรทรงสอบปลายมน (taper round end diamond bur D8) ที่ต่อกับเครื่องกรอน้ำความเร็วสูง 330,000 รอบ/ นาที วางหัวกรอกานกับแนวแกนกลางของฟัน ให้มีขอบชนิดแชมเฟอร์ (chamfer line) ที่ระดับรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน 0.5 มิลลิเมตร สำหรับครอบฟันโลหะเต็มซี่ (full metal crown)

การสุ่มรากฟันตัวอย่าง

เนื่องจากรากฟันตัวอย่างมีความแตกต่างกันบ้างเช่น ขนาดความกว้างของรากฟันในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางและในแนวด้านแก้ม-ด้านหลัง ความหนาของเนื้อฟัน ขนาดของโพรงประสาทฟัน สภาพความแข็งแรงและเวลาที่เคยผ่านการใช้งาน จึงมีความจำเป็นต้องจัดแยกรากฟันตัวอย่างออกเป็นกลุ่มย่อยที่มีลักษณะเหมือนกันก่อนสุ่มตัวอย่าง เพื่อให้ในแต่ละกลุ่มตัวอย่างย่อยมีรากฟันตัวอย่างจำนวนไม่แตกต่างกัน

ในการทดลองนี้เลือกใช้วิธีการสุ่มรากฟันตัวอย่างแบบการสุ่มแบบแบ่งชั้นตามลำดับ (stratified random sampling) โดยจัดรากฟันตัวอย่างที่มีลักษณะเหมือนกันเข้าไว้เป็นกลุ่มเดียวกัน แล้วสุ่มจากกลุ่มรากฟันตัวอย่างที่มีลักษณะเหมือนกันด้วยวิธีการจับฉลาก เพื่อให้รากฟันตัวอย่างแต่ละรากมีโอกาสได้รับเลือกเท่าๆกัน

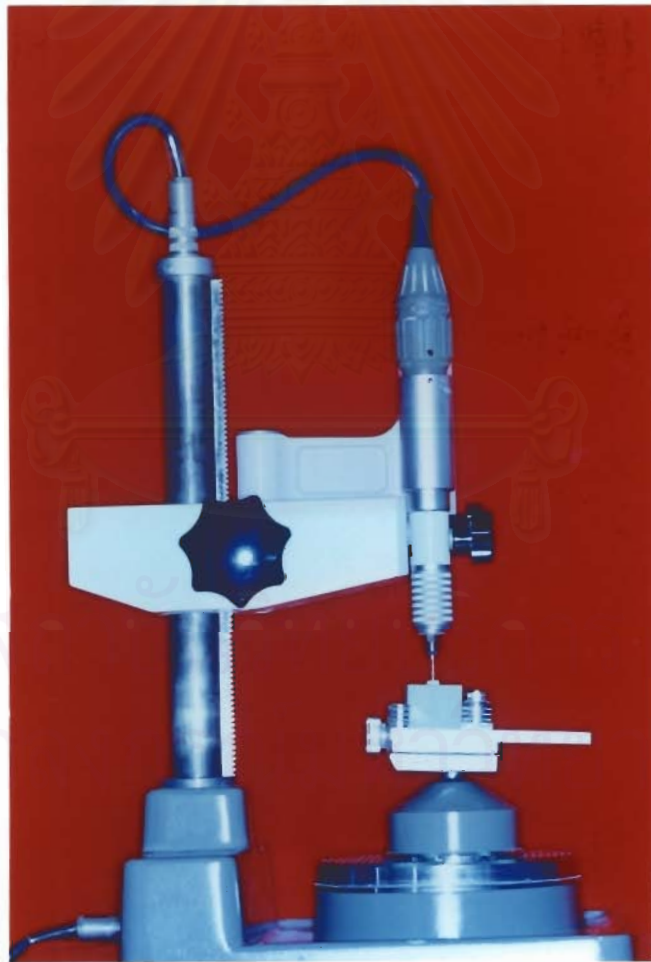
การเตรียมฟันตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่างทั้ง 4 ผ่านขั้นตอนการเตรียมฟันตัวอย่างที่แตกต่างกันคือ กลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ผ่านการเตรียมฟันเดือยโลหะเหวี่ยงและกรอแต่งคลองรากฟันด้านในให้เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุผิวรากฟัน ก่อนการอุดรอยทะลุและยึดฟันเดือยโลหะเหวี่ยง ส่วนกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ผ่านการกรอแต่งคลองรากฟันด้านในให้เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุผิวรากฟัน อุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบฟันผนังคลองราก ก่อนการเตรียมฟันเดือยโลหะเหวี่ยงและยึดฟันเดือยโลหะเหวี่ยง

การเตรียมฟันตัวอย่างในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ผ่านขั้นตอนดังนี้

1. การเตรียมฟันเดี่ยวโลหะเหวียง

รื้อวัสดุอุดชั่วคราวและกำจัดกัศตาเปอร์ชาด้วยเอนโดคอนทิก พลักเกอร์ (endodontic plugger) ลงไฟให้ร้อนเป็นระยะทาง 10 มิลลิเมตร ก่อนการใช้พีโซคริสท เบอร์ 4 ที่ต่อเข้ากับเครื่องกรอช้ากำหนดความขนาน¹⁰ ความเร็ว 5,000-25,000 รอบ/นาที กรอเตรียมช่องว่างสำหรับฟันเดี่ยว มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางส่วนบนเท่ากับ 1.2 มิลลิเมตร ส่วนปลายเท่ากับ 0.9 มิลลิเมตร ยาว 11 มิลลิเมตร เหลือกัศตาเปอร์ชาปลายราก 4-5 มิลลิเมตร เมื่อรากฟันตัวอย่างอยู่ในเบ้าอะคริลิกเฉพาะ (ดังรูปที่ 11)



รูปที่ 11 แสดงการกรอเตรียมช่องว่างฟันเดี่ยวในรากฟันตัวอย่าง

¹⁰Micro milling machine, ALIS minicruise 100

พิมพ์คลองรากด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดอ่อนนุ่ม¹¹ และชนิดปั้น¹¹ ทาวัสดุยึดติดพิมพ์ปาก¹² บนถาดพิมพ์ปากอะคริลิกชนิดบ่มเองที่ทำขึ้นมีขนาด 17x30 มิลลิเมตร หนา 15 มิลลิเมตร เจาะรูขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 15 มิลลิเมตร ลึก 10 มิลลิเมตร ด้วยหัวกรอคาร์ไบด์ที่ต่อเข้าเครื่องกรอช้า¹³ ให้เหลือปลายอีกข้างเป็นด้ามจับ ผสมวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนทั้งสองชนิดใน อัตราส่วนเนื้อเพสต์ : ส่วนเพสต์ทำปฏิกิริยา เท่ากับ 1 : 1 ปั้นส่วนผสมซิลิโคนชนิดอ่อนนุ่มเข้าในคลองรากด้วยเลนตุโลสไปรอล เบอร์ 4 ที่ต่อกับเครื่องกรอช้า¹³ ความเร็ว 5,000-25,000 รอบ/นาที ใช้ลวดโลหะเป็นแกนกลางก่อนพิมพ์ทับด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดปั้นที่อยู่ในถาดพิมพ์อะคริลิกที่ทำขึ้น

เทปูนพลาสติกอร์หิน (velmix) บนแบบรอยพิมพ์ที่ได้ล้อมขอบด้วยขี้ผึ้งทำเป็นแบบปูนจำลองคลองรากฟัน ทาสารกั้นกลาง¹⁴ เคลือบแบบปูนจำลองคลองรากฟัน ปั้นแต่งแบบหล่อขี้ผึ้งฟันเดียวส่วนที่อยู่ในโพรงรากฟันด้วยขี้ผึ้งสีชมพู (pink wax) ให้มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางส่วนบนเท่ากับ 1.2 มิลลิเมตร ส่วนปลายเท่ากับ 0.9 มิลลิเมตร ยาว 11 มิลลิเมตร แต่งส่วนคอร์ (core) ด้วยขี้ผึ้งสีน้ำเงิน (blue inlay wax) ให้ปุ่มฟันด้านซิดล้นสูง 3 มิลลิเมตร ปุ่มฟันด้านซิดแก้มสูง 4 มิลลิเมตร จากขอบแคมเฟอร์ มีความสอบ 6 องศา ความกว้างในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางและแนวด้านแก้ม-ด้านล้นโดยเฉลี่ยเท่ากับ 3.6 มิลลิเมตรและ 5.25 มิลลิเมตร ตามลำดับ สร้างรอยหว้าบนพื้นเอียงด้านล้นของปุ่มด้านแก้มมีขนาดเท่ากับหัวกดก้านเหล็กกล้าชุบที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 2 มิลลิเมตร ลึก 0.5 มิลลิเมตร

¹¹Elite H-D, V 966 P, V 944 T, vinyl polysiloxane impression material, Zhermack, Italy

¹²Elite H-D, V 932 D, universal tray adhesive, Zhermack, Italy

¹³Micro speed handpiece, Air motor A 25 W&H Austria

¹⁴Separating media, Picosep No 1552-000 Renfert, Hilzingen

ปักซีฟิ่งสปรู¹⁵ ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.5 มิลลิเมตร ยาว 15 มิลลิเมตร บนพื้นเอียงด้านล้นของปุมด้านล้นของแบบหล่อซีฟิ่งพื้นเดียว แล้วนำมาปักลงในฐานยางวงแหวน (crucible ring) ด้วยซีฟิ่งสีน้ำเงิน หนึ่งฐานยางวงแหวนปักแบบหล่อซีฟิ่งพื้นเดียวได้ 5 ชิ้น สวมวงแหวนพลาสติก (polypropylene casting ring) เข้ากับฐานยางวงแหวน ปิดผนึกขอบวงแหวนพลาสติกให้สนิทกับฐานยางวงแหวนด้วยซีฟิ่งสีน้ำเงิน ผสมปูนทนไฟ¹⁶ ในอัตราส่วนผง : น้ำยา : น้ำกลั่น เท่ากับ 50 กรัม : 1 ลูกบาศก์มิลลิเมตร : 25 ลูกบาศก์มิลลิเมตร เทลงในส่วนเหลวคนให้เข้ากัน 30 วินาที ปั่นภายใต้สุญญากาศ 1 นาที เพื่อไล่ฟองอากาศออก ป้ายส่วนผสมปูนทนไฟรอบแบบหล่อซีฟิ่งก่อนเทส่วนที่เหลือให้เต็มวงแหวนพลาสติกภายใต้เครื่องสั่น นำเข้าหม้ออัดความดันที่ความดันสุญญากาศ 2.5 บาร์ เป็นเวลา 45 นาที ให้เกิดการแข็งตัวภายใต้ความชื้นสัมพัทธ์ 100 เปอร์เซ็นต์

แกะฐานยางวงแหวนและวงแหวนพลาสติกออกก่อนคว่ำเอียงแบบปูนทนไฟในเตาเผาไล่ซีฟิ่ง¹⁷ ที่อุณหภูมิ 900 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 60 นาที ไล่ซีฟิ่งออกให้หมด ซ่อมวางแบบปูนทนไฟในเตาหิวี่ยงโลหะ¹⁸ (ดังรูปที่ 12) เพื่อจัดวางเบ้าหลอมโลหะให้ตรงกับทางไหลเข้าที่เตรียมไว้ในแบบปูนทนไฟ หมุนหยุดการเคลื่อนที่ด้วยหมุด ปิดเครื่องที่ C₃ ที่มีอุณหภูมิอยู่ในช่วง 1,000-1,500 องศาเซลเซียส หลอมโลหะผสมนิเกิล-โครเมียม¹⁹ 15 กรัม ร้อนโลหะแดงมีการยุบตัว นำแบบปูนทนไฟออกจากเตาเผาไล่ซีฟิ่งวางในตำแหน่งที่ซ่อมไว้ ปลดหมุดออกให้เกิดการหมุนหิวี่ยงเป็นเวลาประมาณ 60 วินาที ปิดเครื่อง

¹⁵ Sprue wax, Nr. 678-2025 Renfert Industriegebiet, Hilzingen, Germany

¹⁶ Phosphate-bound investment, Gilvest HS, Tego dental & chemical Co. , LTD

¹⁷ Ringfurnace, KDF 007N, Denken Co. , LTD. Kyoto. , Japan

¹⁸ Casting, Degutron^R, Degussa . , Germany

¹⁹ Heraenium NA, D-63450 nickel-chrome alloy, Kulzer



รูปที่ 12 แสดงเตาเหวี่ยงโลหะ

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

นำเบ้าหลอมโลหะออกมาวางคว่ำให้ความร้อนมารวมที่ฐานป้องกันขอบขาด รอจนโลหะเปลี่ยนจากสีแดงเป็นสีเทา แช่เบ้าหลอมโลหะในน้ำประมาณ 30 นาที กระแทกเศษปูนทนไฟออกด้วยการใช้เครื่องสั่นหัวกดอย่างแรงและทำความสะอาดด้วยเครื่องเป่าทราย²⁰ ที่มีผงอลูมิเนียมออกไซด์ (aluminum oxide) 50 ไมโครเมตร ความแรง 5 บาร์ ตัดก้านโลหะ (sprue) ออกจากพื้นด้วยโลหะเหวี่ยงด้วยแผ่นตัดคาร์บอนดัม (carborundum disk) ที่ติดกับเครื่องตัดโลหะ²¹ ความเร็ว 50 รอบ/วินาที ขัดแต่งโลหะด้วยหัวกรอหิน (green and white stone bur) ทำความสะอาดอีกครั้งด้วยการเป่าทราย ลอกรากฟันด้วยโลหะเหวี่ยงในคลองรากฟันตัวอย่างเฉพาะตรวจจุดสัมผัสด้วยฟิตเชกเกอร์²² ผสมในอัตราส่วนเนื้อพลาสติก : ส่วนพลาสติกทำปฏิกิริยา เท่ากับ 1 : 1 เป็นเวลา 20 วินาที แข็งตัวประมาณ 1 นาที กรอจุดสัมผัสจนสามารถใส่เข้าที่ในคลองรากฟันได้ ถ่ายภาพรังสีเพื่อตรวจความแนบสนิทของขอบ

2. กรอแต่งคลองรากฟันด้านในให้เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะเลงูฟิวรากฟัน

นำรากฟันตัวอย่างทั้งหมดในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ใส่ในเบ้าอะคริลิกเฉพาะ รื้อวัสดุอุดชั่วคราวออกและกรอเนื้อฟันด้านในโพรงรากฟันด้วยพีโซคริล²³ เบอร์ 4 ต่อเข้ากับเครื่องกรอช้า กำหนดความขนานที่มีความเร็ว 5,000-25,000 รอบ/นาที ให้เหลือเนื้อฟันบางโดยรอบประมาณ 1 มิลลิเมตร กรอขนานแนวแกนฟันเป็นระยะทาง 5 มิลลิเมตร ผายส่วนบนด้วยพีโซคริล²² เบอร์ 4 จากจุดที่เหลือกัตดาเปอร์ซาขึ้นไปด้านบนให้ผนังคลองรากฟันเรียบ จากนั้นทำให้เกิดรอยทะเลงูที่ระดับต่ำจากจุดสูงสุดของรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟันของฟิวรากฟันด้านใกล้กลาง 3 มิลลิเมตร (ดังรูปที่ 13) ด้วยส่วนปลายพีโซคริล²³ เบอร์ 1 ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.36 มิลลิเมตร ต่อเข้ากับเครื่องกรอช้ากำหนดความขนานกรอให้เกิดรอยทะเลงูโดยเอียงเบ้าอะคริลิกที่มีรากฟันตัวอย่าง 45 องศา

²⁰Sand strom, Kaladidi Kalantidis bros 567 Sano blaster Hellas

²¹Demco alloy grinder, E 96 61498 Bonsall, Calif. , USA

²²Fit checker, 131171, GC dental products corp. , Japan

²³Peeso drill, A 0009 AD 32 Dentsply, Swiss



รูปที่ 13 ภาพวาดรากฟันตัวอย่างที่เหลือเนื้อฟันบางและมีรอยทะลุ ในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (ซ้าย) และด้านแก้ม-ด้านลิ้น (ขวา)

3. การอุดรอยทะลุ

หลังจากรากฟันตัวอย่างทั้งหมดในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ผ่านขั้นตอนการเตรียมฟันด้วยโลหะเหวียง และกรอแต่งคลองรากฟันด้านในให้เหลือเนื้อฟันบางและมีรอยทะลุผิวรากฟัน (ดังรูปที่ 14) แล้ว แยกอุดรอยทะลุดังนี้

ในกลุ่มที่ 1 อุดรอยทะลุด้วยไททิน อมัลกัม (ดังรูปที่ 15) ปั่นส่วนผสมของโลหะผสมกับปรอทในแคปซูลด้วยเครื่องปั่นอมัลกัม²⁴ ความเร็ว 3,800 รอบ/นาที เป็นเวลา 8.2 วินาที วัสดุใช้เวลาในการทำงาน 2 นาที นำวัสดุเข้าอุดรอยทะลุในโพรงคลองรากฟันด้วยอมัลกัม แคริเออ (amalgam carier) อัดวัสดุให้แน่นเป็นเนื้อเดียวกันด้วยอมัลกัม พลั๊กเกอร์ (amalgam plugger) กำจัดวัสดุส่วนเกินที่ถูกดันออกไปบนผิวรากฟันและเศษอมัลกัมที่ติดผนังโพรงฟันก่อนอุดรูโพรงฟันด้วย โพรวิท ปลั๊กให้ไททิน อมัลกัมแข็งตัวเองเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ในน้ำ 37 องศาเซลเซียส

²⁴Amalgamator, Silamat S5 Vivadent Ets, Austria

ในกลุ่มที่ 2 อุดรอยทะเลด้วยวิเทรีเมอร์ (ดังรูปที่ 16) โดยทาวิเทรีเมอร์พรายเมอร์ (primer) ในรูทะเลเป็นเวลา 30 วินาที เป่าพรายเมอร์ให้แห้ง 15 วินาที ก่อนฉายแสงด้วยเครื่องฉายแสง²⁵ 20 วินาที ผสมส่วน ผง : ส่วนเหลว ในอัตราส่วน 2.5 กรัม : 1 ลูกบาศก์มิลลิเมตร ผสมเป็นเวลา 45 วินาที มีเวลาทำงานประมาณ 3 นาที ปั้นเข้ารูทะเลด้วยเลนตุโลสไปรอล²⁶ กำจัดวัสดุส่วนเกินที่ไหลออกไปบนผิวรากฟันและที่ติดผนังโพรงฟันก่อนฉายแสงให้เกิดปฏิกิริยาการแข็งตัว 40 วินาที ทาเรซินใส (finishing gloss) เคลือบผิววัสดุอุดวิเทรีเมอร์ฉายแสง 20 วินาที อุดรูโพรงฟันด้วยโพรวิท เก็บรากฟันตัวอย่างในน้ำ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

การเตรียมฟันตัวอย่างในกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ผ่านขั้นตอนดังนี้

1. กรอแต่งคลองรากฟันด้านในให้เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะเลผิวรากฟัน

นำรากฟันตัวอย่างทั้งหมดในกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ใสในเบ้าอะคริลิกเฉพาะ รื้อวัสดุอุดชั่วคราวออกและกำจัดกัตตาเปอร์ชาด้วยเอนโดคอนทิก พลั๊กเกอร์ ลนไฟให้ร้อนเป็นระยะทาง 10 มิลลิเมตร ก่อนกรอเนื้อฟันด้านในโพรงรากฟันด้วยพีโซครีต เบอร์ 4 ต่อเข้ากับเครื่องกรอช้า กำหนดความขนานที่มีความเร็ว 5,000-25,000 รอบ/นาที ให้เหลือเนื้อฟันบางโดยรอบประมาณ 1 มิลลิเมตร กรอขนานแนวแกนฟันเป็นระยะทาง 5 มิลลิเมตร ผายส่วนบนด้วยพีโซครีต เบอร์ 4 จากจุดที่เหลือกัตตาเปอร์ชาขึ้นไปด้านบนให้ผนังคลองรากฟันเรียบ จากนั้นทำให้เกิดรอยทะเล (ดังรูปที่ 13) ที่ระดับต่ำจากจุดสูงสุดของรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟันของผิวรากฟันด้านใกล้กลาง 3 มิลลิเมตร ด้วยส่วนปลายพีโซครีต เบอร์ 1 ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.36 มิลลิเมตร ต่อเข้ากับเครื่องกรอช้ากำหนดความขนานกรอให้เกิดรอยทะเลโดยเอียงเบ้าอะคริลิกที่มีรากฟันตัวอย่าง 45 องศา

²⁵3M curing light XL 300, 3M dental products, Germany

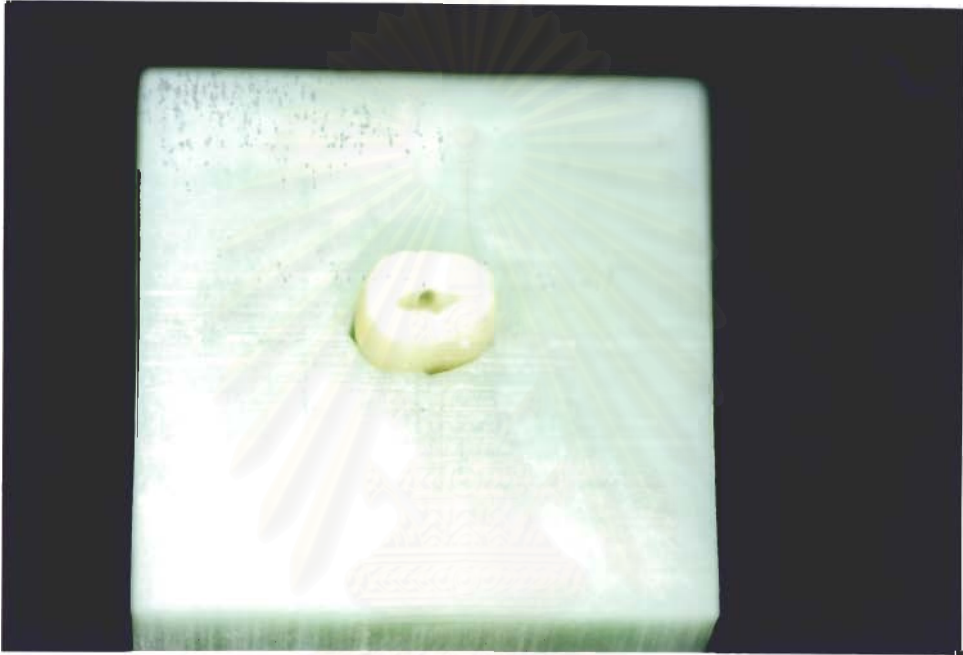
²⁶Lentulospiral No 40 CE 0120 Dentaires SA. Swiss

2. การอุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองราก

หลังจากรากฟันตัวอย่างทั้งหมดในกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 ผ่านการกรอแต่งคลองรากฟัน ด้านในให้เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุผิวรากฟัน (ดังรูปที่ 14) แล้ว แยกอุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากดังนี้

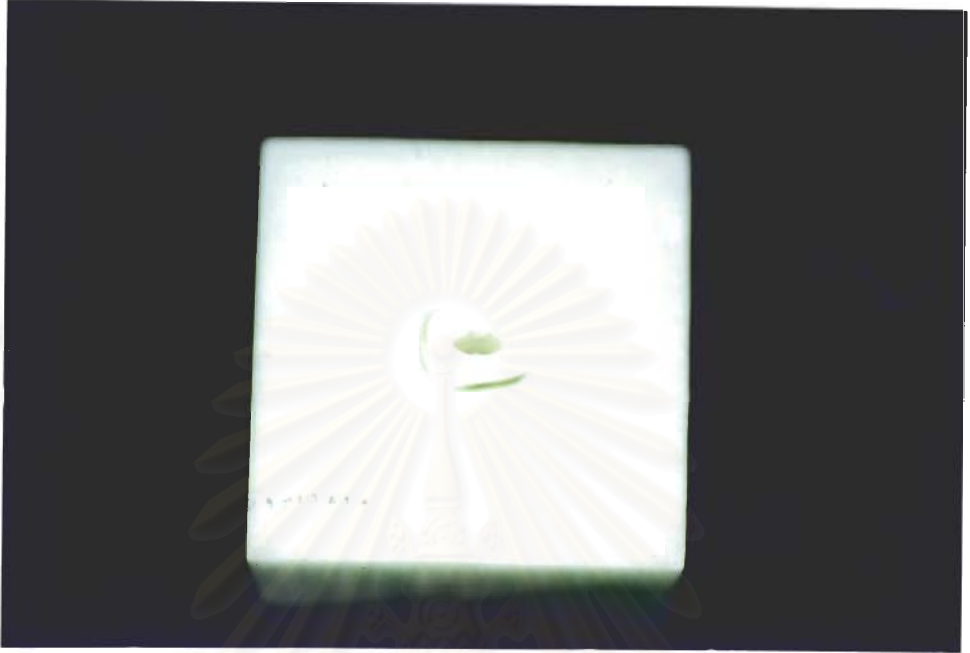
ในกลุ่มที่ 3 อุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากด้วยวิทรีเมอร์ (ดังรูปที่ 17) โดยท้าวิทรีเมอร์ พรายเมอร์ในรูทะลุและโพรงฟันเป็นเวลา 30 วินาที เป่าพรายเมอร์ให้แห้ง 15 วินาที ก่อนฉายแสง 20 วินาที ผสมส่วน ผง : ส่วนเหลว ในอัตราส่วน 2.5 กรัม : 1 ลูกบาศก์มิลลิเมตร ผสมเป็นเวลา 45 วินาที มีเวลาทำงานประมาณ 3 นาที ปั่นเข้ารูทะลุและโพรงผนังคลองรากฟันด้วยเลนตุโลสไปรอลจนเต็ม ใช้แท่งเหล็กก้านยาวเคลือบวาสลินที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางส่วนปลายเท่ากับ 0.75 มิลลิเมตร เป็นระยะทาง 11 มิลลิเมตร ยาว 40 มิลลิเมตร จับยึดกับเครื่องกำหนดความขนานใส่ผ่านวัสดุอุดในคลองรากฟันเข้าไปเป็นระยะทาง 11 มิลลิเมตร กำหนดจุดกึ่งกลางแนวแกนฟัน กำจัดวัสดุส่วนเกินที่เหลือไปบนผิวรากฟันก่อนฉายแสงให้เกิดปฏิกิริยาการแข็งตัว 40 วินาที นำแท่งเหล็กที่ช่วยกำหนดช่องว่างกึ่งกลางโพรงฟันออก ทาเรซินใสเคลือบผิววัสดุอุดวิทรีเมอร์ฉายแสง 20 วินาที อุดรูโพรงฟันด้วยโพรวิท เก็บรากฟันตัวอย่างในน้ำ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

ในกลุ่มที่ 4 อุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากด้วยคิแทค ฟิล (ดังรูปที่ 18) ผสมส่วนผง : ส่วนเหลว ในอัตราส่วน 2 กรัม : 1 ลูกบาศก์มิลลิเมตร ผสมเป็นเวลา 45 วินาที มีเวลาทำงานประมาณ 3 นาที ปั่นเข้ารูทะลุและโพรงผนังคลองรากฟันด้วยเลนตุโลสไปรอลจนเต็ม ใช้แท่งเหล็กก้านยาวเคลือบวาสลินที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางส่วนปลายเท่ากับ 0.75 มิลลิเมตร เป็นระยะทาง 11 มิลลิเมตร ยาว 40 มิลลิเมตร จับยึดกับเครื่องกำหนดความขนานใส่ผ่านวัสดุอุดในคลองรากฟันเข้าไปเป็นระยะทาง 11 มิลลิเมตร กำหนดจุดกึ่งกลางแนวแกนฟัน กำจัดวัสดุส่วนเกินที่เหลือไปบนผิวรากฟันก่อนวัสดุแข็งตัวเอง 4-7 นาที นำแท่งเหล็กที่ช่วยกำหนดช่องว่างกึ่งกลางโพรงฟันออก ทาเรซินใสเคลือบผิววัสดุอุดคิแทค ฟิลฉายแสง 20 วินาที อุดรูโพรงฟันด้วยโพรวิท เก็บรากฟันตัวอย่างในน้ำ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง



รูปที่ 14 รากพินตัวอย่างที่เหลือเนื้อพินบางและมีรอยทะลุ

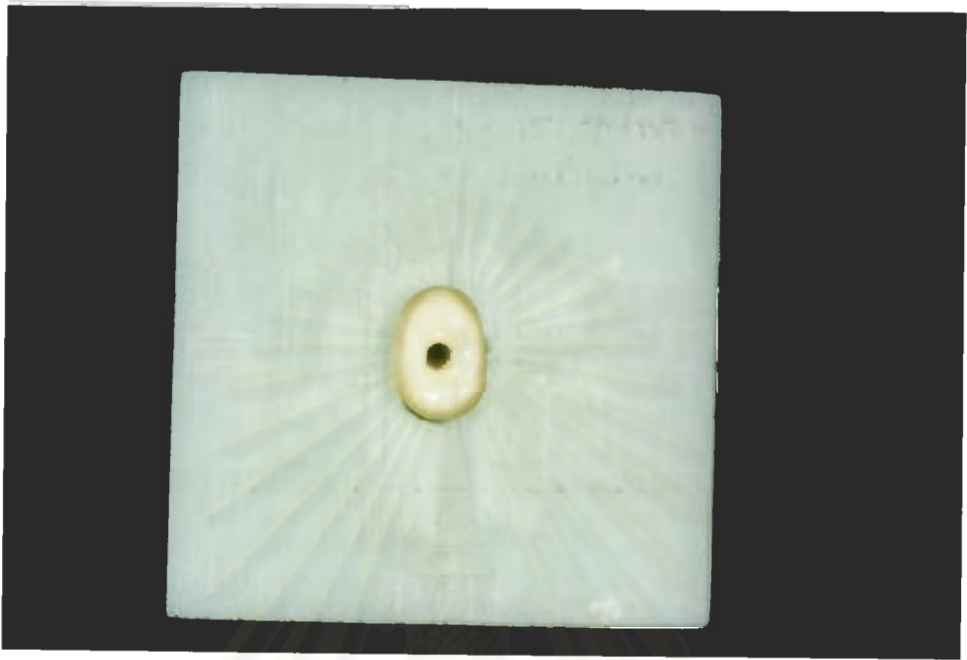
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



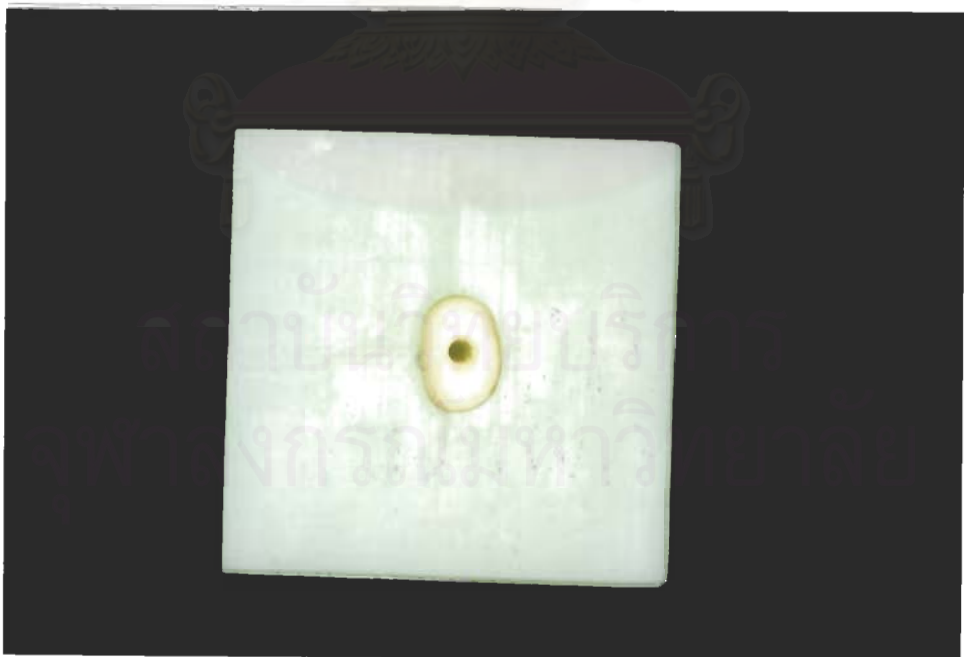
รูปที่ 15 รากฟันตัวอย่างของกลุ่มที่ 1



รูปที่ 16 รากฟันตัวอย่างของกลุ่มที่ 2



รูปที่ 17 รากฟันตัวอย่างของกลุ่มที่ 3



รูปที่ 18 รากฟันตัวอย่างของกลุ่มที่ 4

3. การเตรียมฟันเดือยโลหะเหวียง

รีวัตุดูดซั้วคร่าวแล้วนำรากฟันตัวอย่างทั้งหมดของกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 กลับเข้าเบ้าอะคริลิกเฉพาะ กรอเตรียมช่องว่างฟันเดือยด้วยพีโซคริล เบอร์ 4 ที่ต่อเข้ากับเครื่องกรอซ้ากำหนดความขนานความเร็ว 5,000-25,000 รอบ/นาที จากจุดกึ่งกลางแนวแกนฟันที่ถูกกำหนดช่องว่างไว้ด้วยแท่งเหล็กบนผิวกลาสไอโอโนเมอร์ที่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองราก ให้มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางส่วนบนเท่ากับ 1.2 มิลลิเมตร ส่วนปลายเท่ากับ 0.9 มิลลิเมตร ยาว 11 มิลลิเมตร เหลือกั๊ดตาเปอร์ซาปลายราก 4-5 มิลลิเมตร พิมพ์คลองรากสำหรับฟันเดือย ปั้นแต่งแบบหล่อซี่ฟันเดือย เหวียง และขัดแต่งฟันเดือยโลหะ ตรวจสอบความแนบสนิทของฟันเดือยโลหะกับคลองรากฟัน เช่นเดียวกับขั้นตอนการทำฟันเดือยโลหะเหวียงในกลุ่มที่ 1 และ กลุ่มที่ 2 จะได้ฟันเดือยโลหะเหวียงที่มีขนาดรูปร่างใกล้เคียงกันทั้ง 4 กลุ่ม

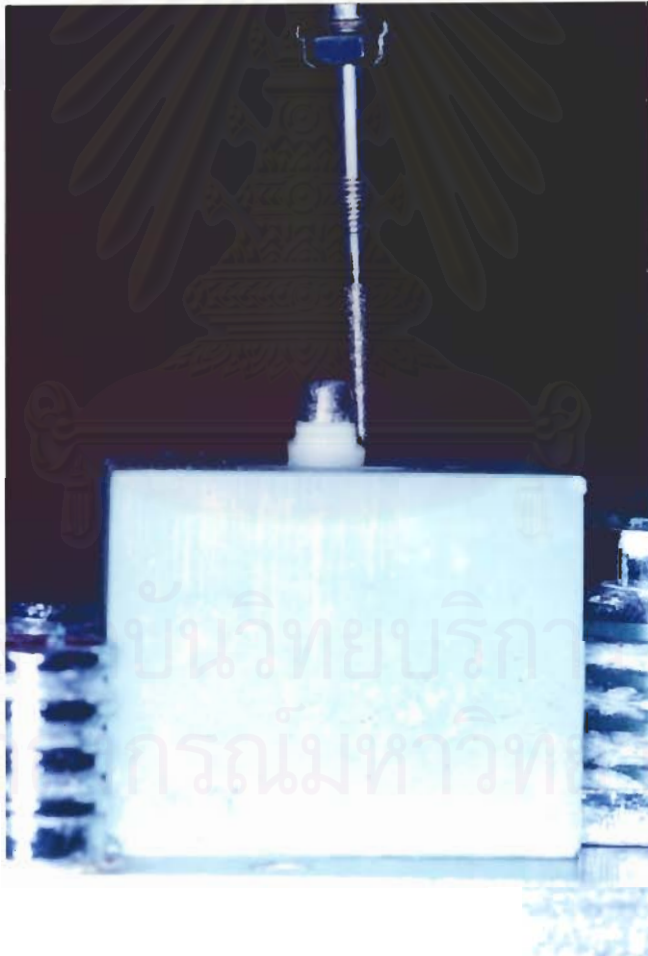
การยัดฟันเดือยโลหะเหวียง

รากฟันตัวอย่างทั้งหมด 80 ราก ยัดฟันเดือยโลหะเหวียงด้วยวิธีเดียวกันคือ รีวัตุดูดซั้วคร่าวออก ล้างทำความสะอาดโพรงฟันด้วยน้ำเกลือ 10 ลูกบาศก์มิลลิตร ซับให้แห้งด้วยกระดาษซับแห้ง ก่อนผสมจีสึ ฟุจิ²⁷ ในอัตราส่วนผง : ส่วนเหลว เท่ากับ 1.5 กรัม : 1 ลูกบาศก์มิลลิตร ผสมเป็นเวลา 20 วินาที ปั้นวัสดุเคลือบคลองรากฟันด้วยเลนดูโลสไปรอล นำฟันเดือยโลหะค่อยๆ ใส่งในคลองรากฟันซ้าๆ เป็นเวลา 30 วินาที กดด้วยแรง 25 นิวตัน ให้เกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวประมาณ 4 นาที 30วินาที กำจัดส่วนเกินของซีเมนต์ก่อนแข็งตัว ปิดผิวกลาสไอโอโนเมอร์ด้วยเรซินาใสฉายแสง 20 วินาที เก็บรากฟันตัวอย่างในน้ำ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

²⁷GC Fuji I, 161181, GC dental Industrial Co., Tokyo, Japan

การทำกรอบฟันโลหะเต็มซี่

รากฟันตัวอย่างทั้งหมด 80 ราก ที่ยึดฟันเคียวโลหะเรียบร้อยแล้วนำไปใส่กลับเข้าเบ้าฟันอะคริลิก กรอแต่งขอบครอบฟันโลหะเต็มซี่อีกครั้งด้วยหัวกรอกากเพชรทรงสอบปลายมนที่ต่อกับเครื่องกรอช้ากำหนดความขนานที่มีความเร็ว 5,000-25,000 รอบ/นาที วางหัวกรอขนานกับแนวแกนกลางของตัวฟัน (ดังรูปที่ 19) ให้มีขอบชนิดแชมเฟอร์ที่ระดับรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน 0.5 มิลลิเมตร มีความสอบ 6 องศา



รูปที่ 19 แสดงการกรอแต่งขอบครอบฟันโลหะเต็มซี่

พิมพ์ฟันตัวอย่างที่ได้รับการกรอแต่งขอบเรียบร้อย ด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดอ่อนนุ่มและวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดปั้น ทาวัสดุยึดติดพิมพ์ปากบนถาดพิมพ์ปากอะคริลิกชนิดบ่มเองที่สร้างขึ้น ผสมวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนทั้งสองชนิด ในอัตราส่วนเนื้อพลาสติก : ส่วนพลาสติกทำปฏิกิริยาเท่ากับ 1 : 1 ผสมวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดอ่อนนุ่มบรรจุในหลอดฉีด ฉีดรอบฟันตัวอย่างและพิมพ์ทับด้วยวัสดุพิมพ์ปากซิลิโคนชนิดปั้นที่อยู่ในถาดพิมพ์ปากอะคริลิก

เทปูนพลาสติกอร์หินบนรอยพิมพ์ที่ได้ล้อมขอบ ทำเป็นแบบปูนจำลองฟัน ใช้ดินสอดแข็งขีดขอบรอบแบบปูนจำลองฟัน เพื่อกำหนดขอบชนิดแซมเฟอร์ให้เห็นชัดเจน ทาเคลือบแบบปูนจำลองฟันด้วยไนท์ ฟิต²⁸ ให้ทั่วยกเว้น 0.5-1 มิลลิเมตร จากขอบชนิดแซมเฟอร์ 2 รอบให้มีความหนาเท่ากับ 25 ไมโครเมตร เป็นช่องว่างสำหรับซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์²⁹

หลอมขี้ผึ้งจำลองแบบฟัน³⁰ ในหม้อต้มขี้ผึ้งจำลองไฟฟ้า³¹ นำแบบปูนจำลองฟันที่เตรียมเรียบร้อยข้างต้นมาจุ่มขี้ผึ้งจำลองแบบฟันที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ให้มีความหนาของขี้ผึ้งเท่ากับ 0.5 มิลลิเมตร เติมขี้ผึ้งด้วยเครื่องจี้ขี้ผึ้งไฟฟ้า³² ให้บริเวณพื้นเอียงด้านลิ้นของปุ่มด้านแก้มมีความหนาของขี้ผึ้งเท่ากับ 1 มิลลิเมตร และทำรอยหวาดด้วยหัวกดก้านเหล็กกล้าชุบที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 2 มิลลิเมตร ลึก 0.5 มิลลิเมตร โดยนำแบบหล่อขี้ผึ้งครอบฟันใส่ตัวฟันที่อยู่ในเบ้าอะคริลิกเฉพาะเอียง 70.5 องศา (ดังรูปที่ 20)

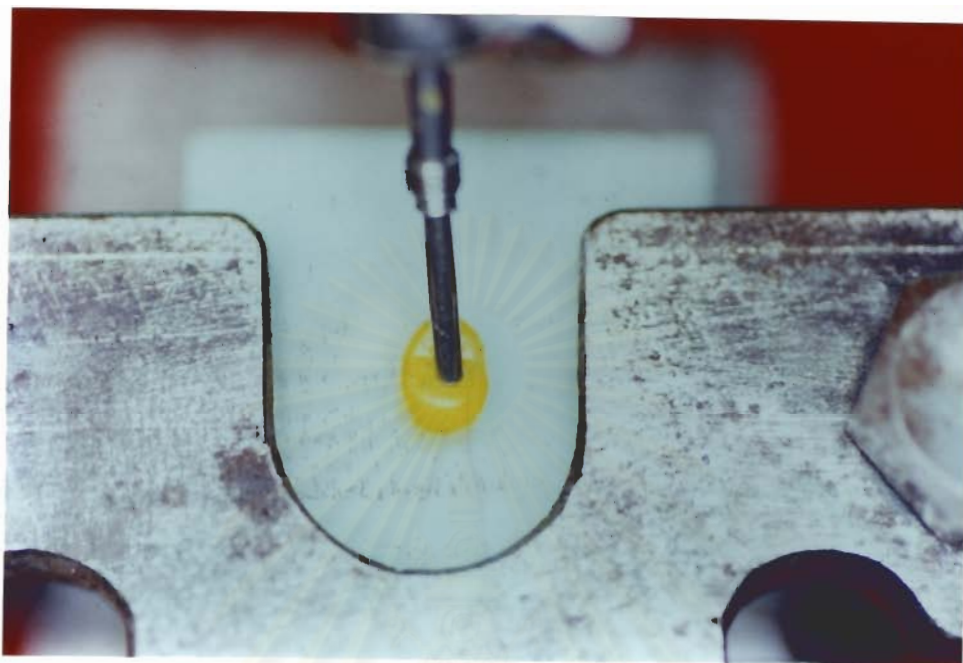
²⁸ Nice fit, gold color, Shofu Inc. Kyoto Japan

²⁹ PhosphaCEM PL, B 09829, Vivadent, Liechtenstein, Germany

³⁰ Pico dip, No.482-0000 Renfert GmbH D-78247, Hilzingen, Germany

³¹ Dip wax electrec, YETI dental product GmbH Industriestra. , Be 3 D-78234 Engen. , Germany

³² Waxlectric, Nr 02054 Renfert GmbH & Co. , D7700, Singen



รูปที่ 20 การทำรอยหว้านแบบหล่อซีเมนต์ครอบฟัน

ปักซีเมนต์สปรูที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.5 มิลลิเมตร ยาว 20 มิลลิเมตร บนพื้นแข็งด้าน
 ลื่นของปุ่มด้านลื่นของแบบหล่อซีเมนต์ครอบฟัน แล้วนำมาปักลงในฐานยางวงแหวนด้วยซีเมนต์น้ำ
 เงิน หนึ่งฐานยางวงแหวนปักแบบหล่อซีเมนต์ครอบฟันได้ 5 ชิ้น สวมวงแหวนพลาสติกเข้ากับฐานยา
 งวงแหวน ปิดผนึกขอบวงแหวนพลาสติกให้สนิทกับฐานยางวงแหวนด้วยซีเมนต์น้ำเงิน ผสมปูน
 ทนไฟ ในอัตราส่วนผง : น้ำยา : น้ำกลั่น เท่ากับ 50 กรัม : 25 ลูกบาศก์มิลลิเมตร : 1 ลูกบาศก์มิลลิเมตร
 เท ผงในส่วนเหลวคนให้เข้ากัน 30 วินาที นำไปป็นภายใต้สุญญากาศ 1 นาที เพื่อไล่ฟองอากาศ
 ออก ป้ายส่วนผสมปูนทนไฟรอบแบบหล่อซีเมนต์ครอบฟันก่อนเทส่วนที่เหลือให้เต็มวงแหวน
 พลาสติกภายใต้เครื่องสั่น นำเข้าหม้ออัดความดันที่ความดันสุญญากาศ 2.5 บาร์ เป็นเวลา 45 นาที
 ให้เกิดการแข็งตัวภายใต้ความชื้นสัมพัทธ์ 100 เปอร์เซ็นต์

แกะฐานยางวงแหวนและวงแหวนพลาสติกออก ก่อนคว่ำแข็งแบบปูนทนไฟในเตาเผาไล่
 ซีเมนต์ที่อุณหภูมิ 900 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 60 นาที ไล่ซีเมนต์ออกให้หมด ซ่อมวางแบบปูนทนไฟ
 ในเตาห้วย โลหะเพื่อจัดวางเบ้าหลอมโลหะให้ตรงกับทางไหลเข้าที่เตรียมไว้ในแบบปูนทนไฟ
 หมุนหุคการเคลื่อนที่ด้วยหมุด เปิดเครื่องที่ C₃ ที่มีอุณหภูมิอยู่ 1,000-1,500 องศาเซลเซียส หลอม

โลหะผสมนิกเกิล-โครเมียม 20 กรัม ร่อนโลหะแดงมีการขูดตัว นำแบบปูนทนไฟออกจากเตาเผา ได้จี้ตั้งวางในตำแหน่งที่ซ่อมไว้ ปลดหมุดออกให้เกิดการหมุนเหวี่ยงเป็นเวลาประมาณ 60 วินาที ปิดเครื่อง กระเทาะเศษปูนทนไฟออก ตัดก้านโลหะ ทำความสะอาดครอบฟันโลหะ ตรวจสอบจุดสัมผัสจนสามารถใส่ครอบฟันโลหะเข้าที่บนตัวฟัน เช่นเดียวกับขั้นตอนการเตรียมฟันเคียวโลหะเหวี่ยง จัดแต่งโลหะด้วยหัวกรอหิน จัดเรียงด้วยหัวขัดฝ้ายกับไขว้ และขัดมันด้วยหัวขัดยางที่ติดกับเครื่องขัดโลหะ³³ ความเร็ว 50 รอบ/นาที

การยึดครอบฟันโลหะเต็มซี่

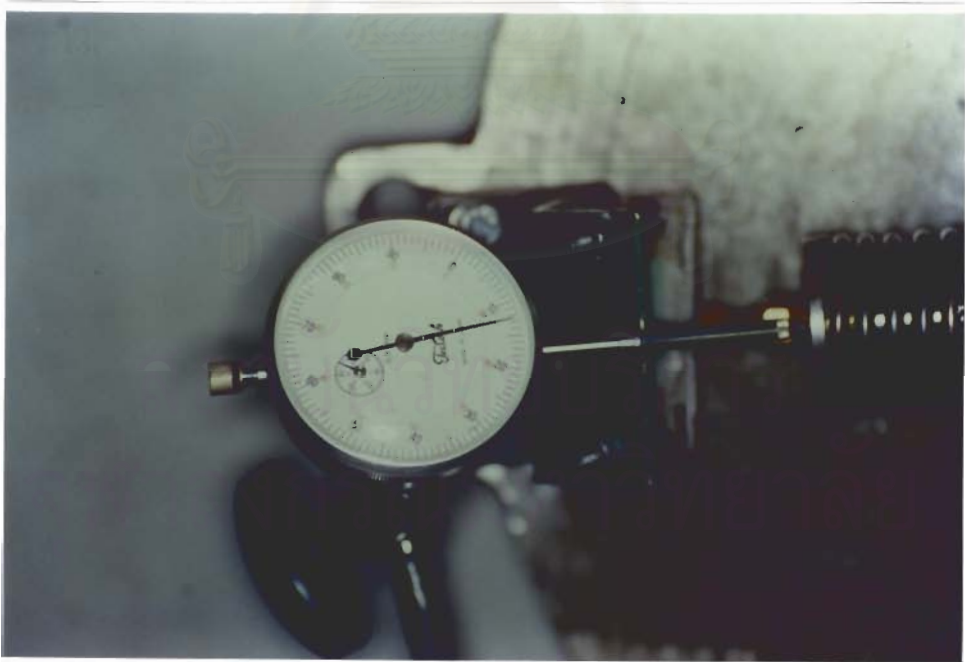
ฟันตัวอย่างทั้งหมด 80 ซี่ ยึดครอบฟันโลหะเต็มซี่ด้วยซิงค์ฟอสเฟตซีเมนต์ที่ผสมในอัตราส่วนผง : ส่วนเหลว 1.2 กรัม : 0.5 ลูกบาศก์มิลลิเมตร เป็นเวลา 90 วินาที เกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวประมาณ 3 นาที กดด้วยแรง 25 นิวตัน กำจัดซีเมนต์ส่วนเกินหลังซีเมนต์แข็งตัว เก็บฟันตัวอย่างในน้ำ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

³³Motore asincrono monofase, isolamento class B, Milano. , Italy

การทดสอบการรั่วซึม

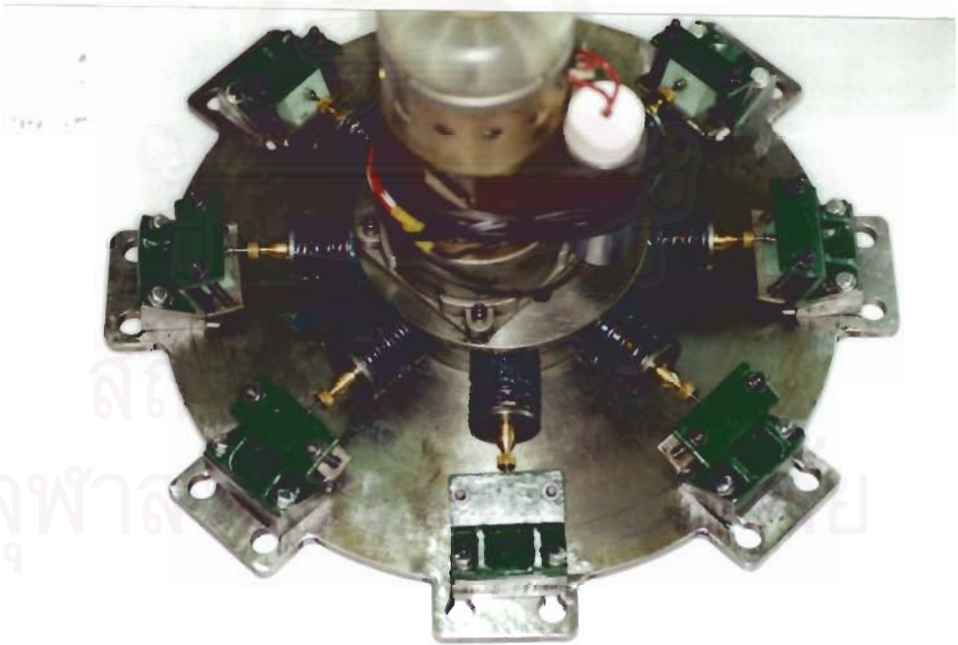
ฟันตัวอย่างทุกซี่จะได้รับแรงก่อนการทดสอบการรั่วซึม โดยหลักการของเครื่องให้แรงได้กล่าวไว้ในภาคผนวก เพื่อจำลองให้คล้ายกับการใช้งานในช่องปากด้วยแรง 288 นิวตัน โดยจุดสัมผัสรับแรงทั้งสามของฟันกรามน้อยล่างได้รับแรงเฉลี่ยเท่ากันเท่ากับ 96 นิวตัน ซึ่งจะต้องจัดเบ้าอะคริลิกที่มีฟันอยู่เอียงทำมุม 70.5 องศา กับแรงกระทำ 288 นิวตัน ให้ฟันได้รับแรงในแนวอน 96 นิวตัน และแรงในแนวตั้งลงแกนกลางตัวฟันประมาณ 271 นิวตัน ปรับความคลาดเคลื่อนของแรงด้วยเครื่องวัดความคลาดเคลื่อนของแรง³⁴ (ดังรูปที่ 21) โดยยึดแท่นแม่เหล็กติดกับฐานเครื่องให้แรง ส่วนหัวกดที่มีการขยับตัวเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระยะทางและมีสเกลบนหน้าปัดบอกระยะทางเป็น 0.01-1 มิลลิเมตร ให้หัวกดตั้งฉากสัมผัสกับแผ่นฐานที่ต่อกับสปริงเป็นหน่วยเดียวกัน พบว่าแรง 288 นิวตัน ที่เกิดจากการขยับตัวของสปริง 15 มิลลิเมตร กระทำต่อฟันในเบ้าอะคริลิกทำให้เกิดการขยับตัว 0.12 มิลลิเมตร แสดงว่าฟันตัวอย่างในเบ้าอะคริลิกได้รับแรงสูญเสียไป 2.304 นิวตัน จำเป็นต้องมีการเลื่อนฐานจับยึดเบ้าฟันอะคริลิกเข้าหาแรงอีก 0.12 มิลลิเมตร เพื่อให้ฟันตัวอย่างได้รับแรงเท่ากับ 288 นิวตัน



รูปที่ 21 การวัดความคลาดเคลื่อนของแรง

³⁴Dial gage, Kanetec KN-B Japan

แรงกระทำบนพื้นตัวอย่างเกิดจากการหดตัวของสปริงเป็นระยะทาง 15 มิลลิเมตร ส่งผ่านแรงไปหาพื้นตัวอย่างด้วยหัวกดก้านเหล็กกล้าชุบที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับ 2 มิลลิเมตร ยาว 1.58 มิลลิเมตร ให้แรงเป็นจังหวะสม่ำเสมอด้วยความเร็ว 80 รอบ/นาที ใช้น้ำมันหล่อลื่นทนความร้อนสูง³⁵ ทาส่วนปลายหัวกดก้านเหล็กกล้าชุบที่สัมผัสกับแอ่งหัวรับแรง เพื่อลดความร้อนที่เกิดจากการให้แรงกระทำซ้ำๆ และให้พื้นตัวอย่างได้รับแรงเป็นช่วงเวลา 30 นาที หยุดพัก 15 นาที ก่อนรับแรงใหม่ ทำซ้ำๆจนพื้นตัวอย่างได้รับแรงรวมเป็นเวลา 30 ชั่วโมง จำนวน 144,000 รอบ เนื่องจากได้ทำการศึกษานำร่องพบว่าถ้าให้แรงเป็นจำนวนรอบมากกว่านี้รากฟันอาจแตกได้ ในแต่ละรอบของการรับแรงสามารถจัดวางเข้าอะคริลิกที่มีพื้นให้ได้รับแรงกระทำพร้อมกัน 8 ตำแหน่ง (ดังรูปที่ 22) โดยส้อมพื้นตัวอย่างในแต่ละกลุ่มด้วยวิธีจับฉลาก 2 ซี่/กลุ่ม/รอบการรับแรง ควบคุมให้พื้นตัวอย่างได้รับแรง 288 นิวตัน ด้วยการวัดการเปลี่ยนแปลงระยะทางของสปริง ถ้าสปริงมีระยะทางการหดตัวเพิ่มขึ้นเมื่อได้รับแรงกด 65.5 ปอนด์ ให้เปลี่ยนสปริงตัวใหม่ และถ้าระยะทางจากหัวกดถึงแอ่งหัวรับแรงบนกรอบฟันเพิ่มมากขึ้น ให้ปรับเลื่อนฐานจับยึดเข้าฟัน อะคริลิกจนกระทั่งแอ่งหัวรับแรงบนพื้นตัวอย่างสัมผัสกับหัวกด



รูปที่ 22 แสดงรับแรงของพื้นตัวอย่าง

³⁵Hi-temp grease synthetic lithium complex

พื้นตัวอย่างทั้งหมดหลังรับแรงเก็บในน้ำ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อให้มีการคืนกลับสมดุลย์ของน้ำก่อนทดสอบการรั่วซึม ด้วยการทายาทาเล็บ 2 ชั้น ให้ทั่วรากฟันยกเว้น 1 มิลลิเมตร รอบวัสดุอุดรอยทะลุ ปล่อยให้แห้งที่ละชั้นเป็นเวลาประมาณ 5 นาที นำพื้นตัวอย่างทั้งหมดเก็บไว้ในน้ำ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนแช่ในสารละลายซิลเวอร์ไนเตรด ความเข้มข้นร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก ที่เตรียมด้วยการชั่งซิลเวอร์ไนเตรด³⁶ 50 กรัม ในเครื่องชั่งอิเล็กทรอนิกส์ระบบดิจิทัล³⁷ ผสมน้ำกลั่นจนได้ปริมาตรรวม 100 ลูกบาศก์มิลลิเมตร แช่พื้นตัวอย่างทุกซี่ในสารละลายซิลเวอร์ไนเตรด เก็บในที่มืดด้วยการหุ้มแผ่นตะกั่วที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 วัน ล้างออกด้วยน้ำกลั่น 2 ชั่วโมง เช็ดให้แห้ง ขูดยาทาเล็บออกด้วยใบมีดอย่างนุ่มนวลภายใต้ความชื้น ล้างทำความสะอาดด้วยน้ำกลั่นก่อนแช่ในสารละลายเดเวลอปเพอร์³⁸ ภายใต้แสงไฟฟลูออเรสเซนต์เป็นเวลา 6 ชั่วโมง (ดังรูปที่ 23) แล้วล้างออกด้วยน้ำกลั่น 6 ชั่วโมง

ยึดพื้นตัวอย่างทุกซี่ติดกับอะคริลิกชนิดบ่มเองขนาด 30x6 มิลลิเมตรหนา 5 มิลลิเมตร ให้ขนานกับแนวแกนกลางของฟัน ตัดพื้นตัวอย่างทุกซี่ด้วยเครื่องตัดฟัน³⁹ ความเร็ว 50 รอบ/นาที โดยใช้ใบมีดถากเพชร⁴⁰ ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 4 นิ้ว มีถากเพชร 0.5 นิ้ว และมีความหนาของใบมีดเท่ากับ 0.012 นิ้ว ตัดผ่านกลางวัสดุอุดขนานแกนกลางตามแนวยาวจากด้านใกล้กลางไปด้านไกลกลางของรากฟัน (ดังรูปที่ 24) วัดผลการรั่วซึมของซิลเวอร์ไนเตรดด้วยกล้องจุลทรรศน์กำลังขยาย⁴¹ ด้วยกำลังขยาย 30 เท่า (ดังรูปที่ 25) บันทึกผลเป็นค่าตัวเลข (scores: 0-3) และระยะทางเป็นมิลลิเมตร

³⁶Silver nitrate, Anala R K 24737938, Poda BH 15 1TD, England

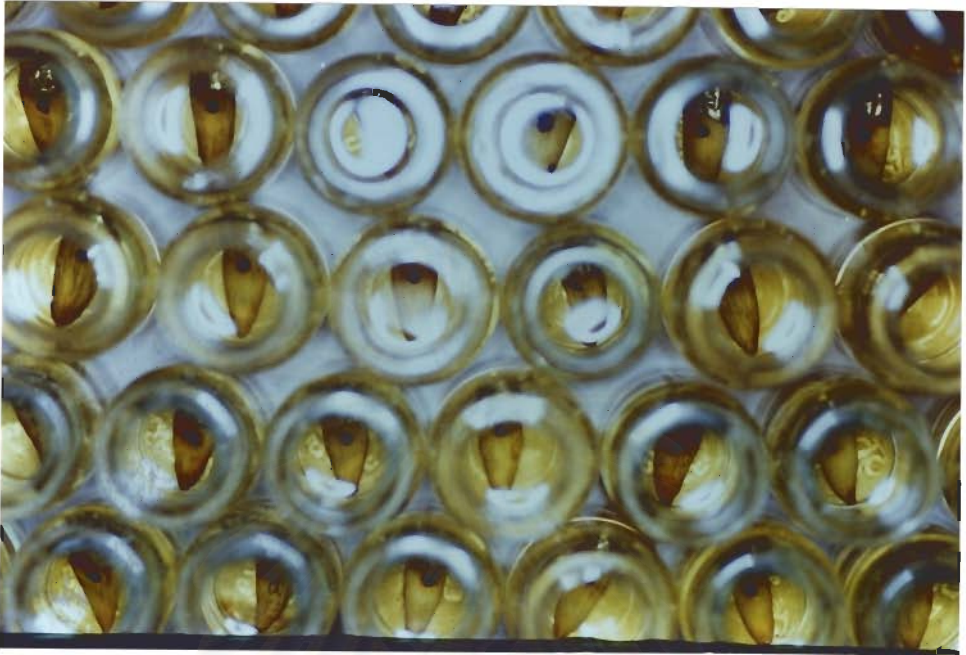
³⁷A&D electronic balance 5032954, A&D company, Limited, Tokyo, Japan

³⁸Developer and replenisher photochemically reactive, Kodak company, USA

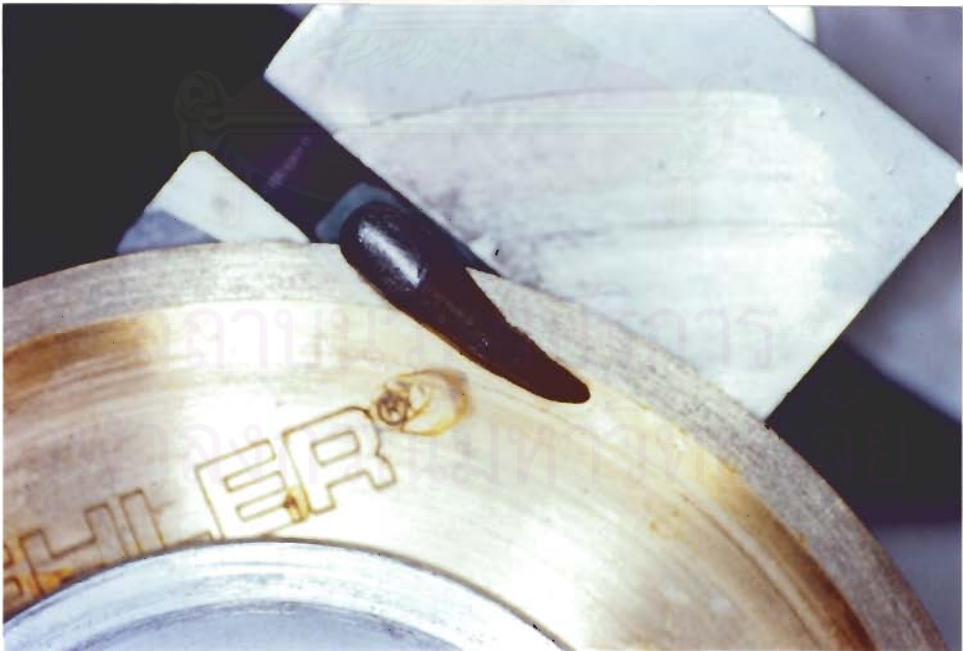
³⁹Isomet low speed saw, Buehler LTD. , USA

⁴⁰Diamond wafering blade, 15 HC 11-4244, Buehler LTD. , USA

⁴¹Stereomicroscope, SZH 10 Research stereo Olympus, Olympus Optical Co. , LTD Japan



รูปที่ 23 ฟินตัวอย่างแช่ในสารละลายเคเวลอปเฟอร์ภายใต้แสงฟลูออเรสเซนซ์



รูปที่ 24 แสดงการตัดฟินตัวอย่างด้วยเครื่องตัดฟิน



รูปที่ 25 แสดงการใช้กล้องจุลทรรศน์กำลังขยาย

การบันทึกผลการรั่วซึมเป็นค่าตัวเลขและระยะทาง เป็นการบันทึกผลการรั่วซึมของสีตั้งฉากกับแนวแกนกลางของรากฟัน โดยวัดการซึมผ่านของสีผ่านช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างวัสดุกับเนื้อฟันที่เกิดความล้มเหลวในการยึดติดหรือเกิดความล้มเหลวในเนื้อวัสดุ

ค่าตัวเลขเป็นการวัดการซึมผ่านของสีจากรูทะลุผิวรากฟันผ่านชั้นต่างๆในแนวนอน โดยแสดงผลเป็นจำนวนนับและให้ค่าตัวเลขดังนี้

- 0 = ไม่มีการซึมผ่านของสี
- 1 = สีซึมผ่านวัสดุอุดรอยทะลุ
- 2 = สีซึมผ่านเข้าไประหว่างรอยต่อของวัสดุยึด หรือวัสดุบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันกับเนื้อฟัน
- 3 = สีซึมผ่านถึงฟันเดือยหรือพบสีในฝั่งตรงข้าม (distal half)

ระยะทางเป็นการวัดการซึมผ่านของสีจากรูทะลุผิวรากฟันถึงจุดที่พบการซึมผ่านของสีเป็นระยะทางไกลที่สุด ถ้าจุดที่พบการซึมผ่านของสีเป็นระยะทางไกลที่สุดไม่อยู่ในแนวนอนเดียว

กับจุดเริ่มต้น ให้ลากจุดที่พบการซึมผ่านของสีเป็นระยะทางไกลที่สุดตั้งฉากกับเส้นตรงที่ลากจากจุดเริ่มต้นตั้งฉากกับแนวแกนกลางของรากฟันดังแสดงในรูปที่ 26 เนื่องจากทิศทางการซึมผ่านของสีไม่แน่นอน ไม่มีรูปแบบเหมือนกัน ยากที่จะคำนวณเป็นปริมาตรการรั่วซึมสามมิติ



รูปที่ 26 การวัดระยะทางเป็นมิลลิเมตร

การวัดระยะทางเป็นมิลลิเมตรไม่สามารถระบุตำแหน่งความรุนแรงของการรั่วซึม เนื่องจากธรรมชาติของฟันแต่ละซี่มีความแตกต่างกันบ้างเล็กน้อย แม้ในการศึกษานี้จะได้คัดฟันตัวอย่างให้มีขนาดใกล้เคียงกันและสุ่มแบบแบ่งชั้นตามลำดับ แต่ไม่สามารถกำหนดระยะทางเป็นมิลลิเมตรได้แน่นอนว่ามีช่วงระยะทางเท่าใดเมื่อสีซึมผ่านในแต่ละชั้นของการบูรณะในแนวนอน โดยวัดการรั่วซึมของสีเป็นระยะทาง 2 ครั้ง ด้วยสเกลการวัดที่มีความละเอียด เพื่อหาค่าเฉลี่ยของฟันแต่ละซี่ และระยะทางการรั่วซึมเฉลี่ยในแต่ละกลุ่ม ดังตารางที่ 7 โดยใช้สถิติวิเคราะห์ Oneway ANOVA แสดงผลระยะทางการรั่วซึมเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ระยะทางการรั่วซึมต่ำสุดและสูงสุด

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผลการบันทึกค่าตัวเลขทั้ง 4 กลุ่มจะนำมาเปรียบเทียบกันดังนี้

กลุ่มที่ 1 เปรียบเทียบกับ กลุ่มที่ 2

กลุ่มที่ 1 เปรียบเทียบกับ กลุ่มที่ 3

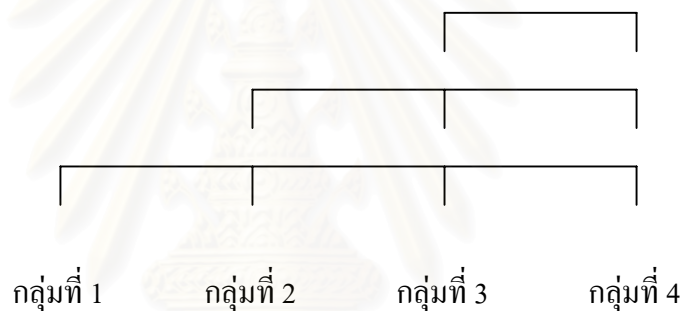
กลุ่มที่ 1 เปรียบเทียบกับ กลุ่มที่ 4

กลุ่มที่ 2 เปรียบเทียบกับ กลุ่มที่ 3

กลุ่มที่ 2 เปรียบเทียบกับ กลุ่มที่ 4

กลุ่มที่ 3 เปรียบเทียบกับ กลุ่มที่ 4

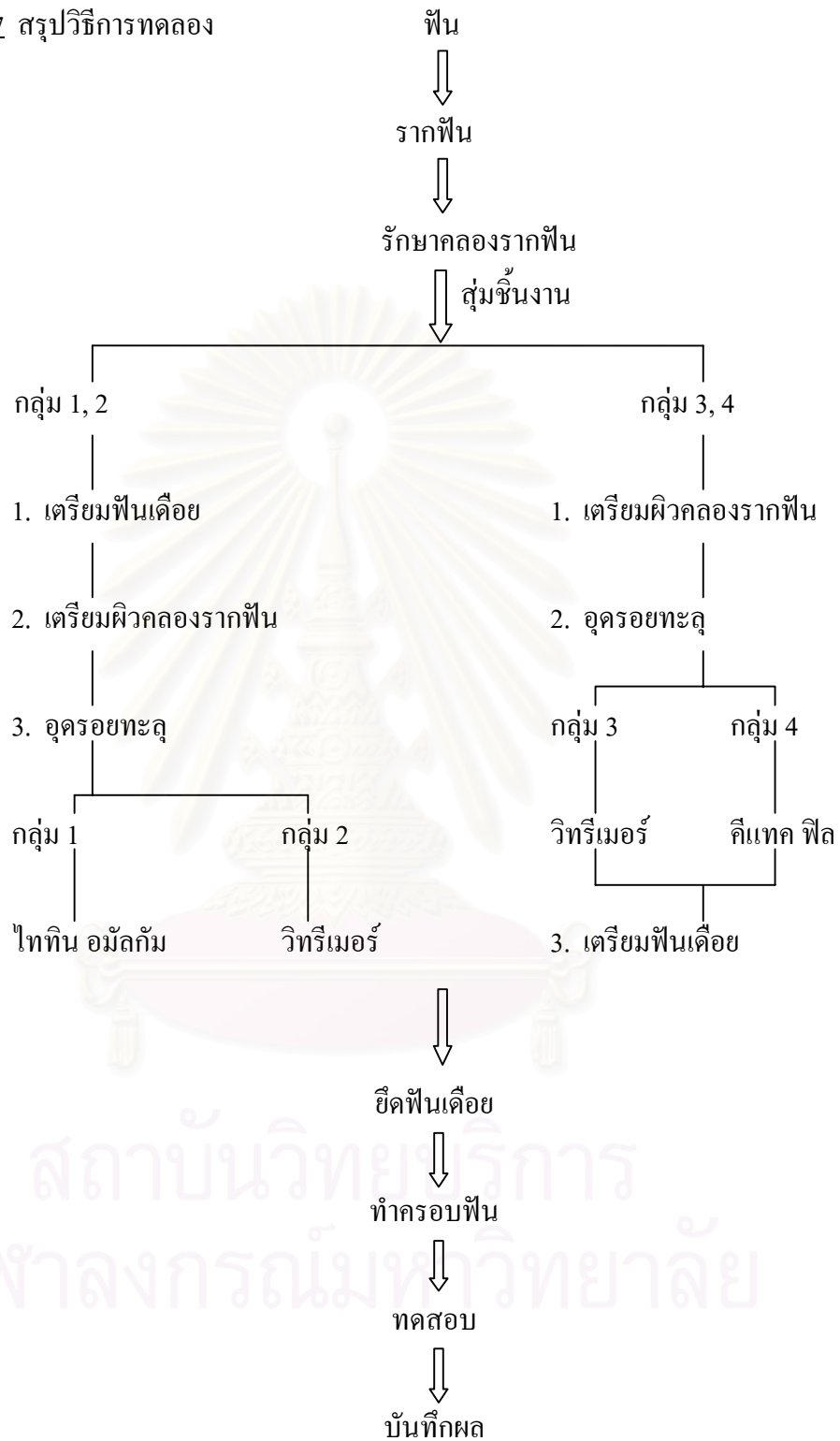
แสดงเป็นแผนภาพการเปรียบเทียบความแตกต่างการรับรู้ระหว่างกลุ่มดังนี้



เปรียบเทียบการรับรู้ระหว่างกลุ่มด้วย Mann-Whitney Test Statistics กับจำนวนนับค่าตัวเลขและแสดงผลเป็นแผนผังค่า p-value เปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่ม กลุ่มที่มีความแตกต่างกันจะมีค่า $p < 0.05$

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ 27 สรุปวิธีการทดลอง



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 4

วิเคราะห์ผลการวิจัย

ฟันตัวอย่างจำนวน 80 ซี่ จากคลินิกจัดฟันภาคตะวันออกเฉียงเหนือและกรุงเทพฯ ในผู้ป่วยอายุระหว่าง 14-25 ปี ที่มีขนาดฟันใกล้เคียงกัน สุ่มแบบแบ่งชั้นหรือตามลำดับเป็น 4 กลุ่มการทดลอง ซึ่งมีลักษณะทั่วไปของตัวฟันในแต่ละกลุ่มก่อนการทดลองดังตารางที่ 1 และตารางที่ 2 โดยตารางที่ 1 เป็นการวัดลักษณะทั่วไปของฟันตัวอย่างด้วยเครื่องวัดเวอร์เนีย (vernier caliper) จากตัวฟัน ส่วนตารางที่ 2 เป็นการวัดลักษณะทั่วไปของฟันตัวอย่างด้วยเครื่องวัดเวอร์เนียจากภาพถ่ายรังสี ซึ่งจากตารางที่ 1 และ ตารางที่ 2 จะได้ว่าลักษณะทั่วไปของฟันทั้ง 4 กลุ่มมีลักษณะใกล้เคียงกัน

ลักษณะของฟัน	จำนวนฟัน (ซี่)	ความยาวรากฟัน CEJ-A (มิลลิเมตร)	ความกว้างของตัวฟัน ในแนวM-D (มิลลิเมตร)	ความกว้างของตัวฟัน ในแนวB-L (มิลลิเมตร)
กลุ่มที่ 1	20	13.86(0.70)	4.82(0.25)	6.94(0.06)
กลุ่มที่ 2	20	13.82(0.64)	4.81(0.28)	6.90(0.17)
กลุ่มที่ 3	20	14.12(0.72)	4.75(0.24)	6.93(0.10)
กลุ่มที่ 4	20	13.97(0.66)	4.85(0.27)	6.97(0.18)
ผลรวม	80	13.94(0.68)	4.81(0.26)	6.94(0.13)

ตารางที่ 1 ลักษณะทั่วไปของฟันตัวอย่างแบ่งตามความยาวรากฟันและความกว้างของตัวฟัน

แสดงเป็นค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean (SD))

CEJ-A = วัดจากรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟันถึงปลายราก

M-D = ใกล้เคียง-ไกลกลางที่ระดับรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน

B-L = ด้านแก้ม-ด้านหลังที่ระดับรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน

ลักษณะของฟัน	จำนวนฟัน (ซี่)	ความกว้างของโพรงประสาทฟันในแนวM-D (มิลลิเมตร)	ความกว้างของโพรงประสาทฟันในแนวB-L (มิลลิเมตร)	ความหนาของเนื้อฟันในแนวM-D (มิลลิเมตร)	ความหนาของเนื้อฟันในแนวB-L (มิลลิเมตร)
กลุ่มที่ 1	20	0.93(0.10)	2.03(0.17)	1.94(0.12)	2.46(0.09)
กลุ่มที่ 2	20	0.92(0.12)	1.96(0.17)	1.97(0.12)	2.47(0.08)
กลุ่มที่ 3	20	0.94(0.12)	1.99(0.18)	1.90(0.13)	2.47(0.08)
กลุ่มที่ 4	20	0.93(0.11)	1.99(0.17)	1.96(0.14)	2.49(0.10)
ผลรวม	80	0.93(0.11)	1.99(0.17)	1.94(0.13)	2.47(0.09)

ตารางที่ 2 ลักษณะทั่วไปของฟันตัวอย่างแบ่งตามความกว้างของโพรงประสาทฟันและความหนาของเนื้อฟัน

แสดงเป็นค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean (SD))

M-D = ไกล่กลาง-ไกล่กลางที่ระดับรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน

B-L = ด้านแก้ม-ด้านซีกลิ้นที่ระดับรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน

ฟันทั้ง 4 กลุ่มผ่านขั้นตอนการเตรียมฟันให้เหลือเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะเล่ แล้วนำมาบูรณะด้วยวัสดุและวิธีแตกต่างกันดังนี้

กลุ่มที่ 1 อุดรอยทะเล่ผิวรากฟันด้วย ไททิน อมัลกัม ที่ไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน

กลุ่มที่ 2 อุดรอยทะเล่ผิวรากฟันด้วย วิทรีเมอร์ ที่ไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน

กลุ่มที่ 3 อุดรอยทะเล่ผิวรากฟันด้วย วิทรีเมอร์ บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วย วิทรีเมอร์

กลุ่มที่ 4 อุดรอยทะเล่ผิวรากฟันด้วย คีแทค ฟิล บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วย คีแทค ฟิล

โดยฟันทุกซี่ในแต่ละกลุ่มจะได้รับการบูรณะต่อด้วยฟันเดือยและครอบฟัน ซึ่งจะแสดงลักษณะของฟันภายหลังการเตรียมฟันก่อนการรับแรงและทดสอบการร้าวซึม ดังตารางที่ 3 และตารางที่ 4 ทั้งสองตารางวัดลักษณะของฟันด้วยกล้องจุลทรรศน์กำลังขยาย 10-20 เท่า จากฟันตัวอย่างที่ผ่านการตัดฟันตามแนวยาวหลังทดสอบการร้าวซึม

โดยตารางที่ 3 จะแสดงส่วนของกัศดาเปอร์ซาทึ่เหลือและความหนาของเนื้อฟันที่เหลือที่ระดับแตกต่างกัน 4 ระดับ คือระดับขอบรอยต่อระหว่างฟันเดือยและเนื้อฟัน, ระดับขอบรอยต่อระหว่างครอบฟันและเนื้อฟัน, ระดับต่ำจากขอบรอยต่อระหว่างครอบฟันและเนื้อฟัน 6 มิลลิเมตร เป็นส่วนกลางรากฟัน และระดับสิ้นสุดส่วนปลายฟันเดือย

ลักษณะฟันตัวอย่าง	จำนวนฟัน (ซี่)	กัศดาเปอร์ซาทึ่เหลือ (มิลลิเมตร)	ความหนาของเนื้อฟันที่ margin (มิลลิเมตร)	ความหนาของเนื้อฟันที่ cervical (มิลลิเมตร)	ความหนาของเนื้อฟันที่ middle (มิลลิเมตร)	ความหนาของเนื้อฟันที่ apical (มิลลิเมตร)
กลุ่มที่ 1	20	5.59(0.75)	0.88(0.06)	1.40(0.08)	1.03(0.14)	2.85((0.16)
กลุ่มที่ 2	20	5.46(0.68)	0.89(0.07)	1.44(0.07)	1.03(0.15)	2.95(0.31)
กลุ่มที่ 3	20	5.76(0.79)	0.88(0.05)	1.41(0.12)	0.98(0.15)	2.86(0.23)
กลุ่มที่ 4	20	5.62(0.67)	0.88(0.05)	1.40(0.10)	0.97(0.16)	2.89(0.23)
ผลรวม	80	5.60(0.72)	0.88(0.06)	1.41(0.10)	1.00(0.15)	2.89(0.24)

ตารางที่ 3 ลักษณะฟันตัวอย่างที่ผ่านขั้นตอนการเตรียมฟันก่อนการรับแรงและทดสอบการรั่วซึม แบ่งตามกัศดาเปอร์ซาทึ่เหลือและความหนาของเนื้อฟันที่เหลือ

แสดงเป็นค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean (SD))

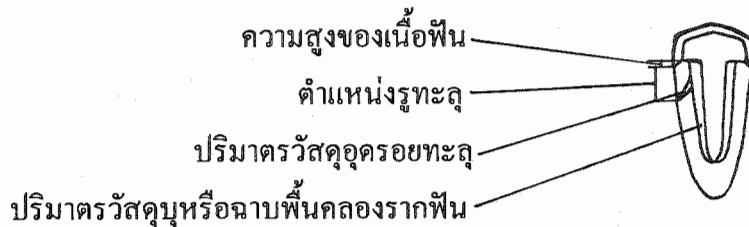
margin = ระดับขอบรอยต่อระหว่างฟันเดือยและเนื้อฟัน

cervical = ระดับขอบรอยต่อระหว่างครอบฟันและเนื้อฟัน

middle = ระดับต่ำจากขอบรอยต่อระหว่างครอบฟันและเนื้อฟัน 6 มิลลิเมตร

apical = ระดับสิ้นสุดส่วนปลายฟันเดือย

ส่วนตารางที่ 4 เป็นลักษณะของฟันที่ผ่านขั้นตอนการเตรียมฟันก่อนการรับแรงและทดสอบการรั่วซึม จะแสดงความสูงของเนื้อฟันที่เหลือจากขอบรอยต่อของเนื้อฟันกับครอบฟันถึงขอบรอยต่อของเนื้อฟันกับฟันเดือย ตำแหน่งรูทะลุ ปริมาตรวัสดุบุหรือฉาบฟันคลองรากฟันและปริมาตรวัสดุอุดรอยทะลุ แสดงการวัดดังรูปที่ 28



รูปที่ 28 การวัดลักษณะของพื้ที่ผ่านขั้นตอนการเตรียมพื้ก่อนการรับแรงและทดสอบการรั่วซึม

ปริมาตรวัสดุครอยท่อ คำนวณได้จากสูตรปริมาตรทรงกรวย $V=1/3Ah$ และปริมาตรวัสดุหรือฉาบพื้นคลองรากพื้ คำนวณได้จากปริมาตรของช่องว่างโพรงรากพื้ - ปริมาตรของพื้เดี่ยว ซึ่งคำนวณหาปริมาตรของช่องว่างโพรงรากพื้ จากสูตรปริมาตรทรงกรวย $V=1/3Ah$ ส่วนปริมาตรของพื้เดี่ยวคำนวณจากสูตรปริมาตรทรงกระบอก $V_1=Ah$ โดยแบ่งการคำนวณปริมาตรทรงกระบอกเป็นสามส่วน เนื่องจากพื้ที่หน้าตัดของทรงกระบอกเป็นวงรีที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางแตกต่างกันเป็นช่วงๆ โดยเฉลี่ยสามส่วน และส่วนปลายพื้เดี่ยวคำนวณจากสูตรปริมาตรทรงกรวย $V=1/3Ah$ โดยที่ V =ปริมาตรทรงกรวย, V_1 =ปริมาตรทรงกระบอก, A = พื้ที่หน้าตัดวงรี, h = ความสูง ซึ่งปริมาตรของพื้เดี่ยวเป็นปริมาตรคงที่ ที่ได้จากผลรวมปริมาตรทรงกระบอกทั้งสามส่วนกับปริมาตรทรงกรวยปลายพื้เดี่ยวมีค่าเท่ากับ 20.78 ลูกบาศก์มิลลิเมตร

ลักษณะพื้ตัวอย่าง	จำนวนพื้ (ซี่)	ความสูงของเนื้อพื้ที่เหลือ (มิลลิเมตร)	ตำแหน่งรูท่อ (มิลลิเมตร)	ปริมาตรวัสดุหรือฉาบพื้นคลองรากพื้ (มิลลิเมตร ³)	ปริมาตรวัสดุครอยท่อ (มิลลิเมตร ³)
กลุ่มที่ 1	20	1.22(0.05)	2.86(0.13)	3.38(0.66)	0.41(0.03)
กลุ่มที่ 2	20	1.23(0.06)	2.85(0.09)	3.19(0.61)	0.41(0.25)
กลุ่มที่ 3	20	1.20(0.04)	2.84(0.12)	3.35(0.61)	0.40(0.03)
กลุ่มที่ 4	20	1.21(0.06)	2.84(0.12)	3.48(0.57)	0.40(0.02)
ผลรวม	80	1.22(0.05)	2.85(0.11)	3.35(0.61)	0.40(0.03)

ตารางที่ 4 ลักษณะพื้ตัวอย่างที่ผ่านขั้นตอนการเตรียมพื้ก่อนการรับแรงและทดสอบการรั่วซึม แบ่งตามความสูงของเนื้อพื้ที่เหลือ ตำแหน่งรูท่อ ปริมาตรวัสดุหรือฉาบพื้นคลองรากพื้และปริมาตรวัสดุครอยท่อผิวรากพื้

แสดงเป็นค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean (SD))

จากตารางที่ 3 และตารางที่ 4 จะเห็นได้ว่าพันธุ์ตัวอย่างที่ผ่านขั้นตอนการเตรียมพันธุ์ก่อนการรับแสงและทดสอบการรื้อซึม ของทั้ง 4 กลุ่มมีลักษณะใกล้เคียงกัน

พันธุ์ตัวอย่างทั้ง 4 กลุ่มที่ผ่านขั้นตอนการเตรียมพันธุ์รับแสง 288 นิวตัน เป็นจำนวน 144,000 รอบ ก่อนทดสอบการรื้อซึมของสารละลายซิลเวอร์ไนเตรตร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก เป็นเวลา 2 วัน วัดผลการรื้อซึมของซิลเวอร์ไนเตรตในพันธุ์ตัวอย่างแต่ละซี่ด้วยกล้องจุลทรรศน์กำลังขยาย 30 เท่า แบ่งการวัดการรื้อซึมของสีออกเป็น 2 อย่างคือ วัดระยะทางการรื้อซึมของสีซิลเวอร์ไนเตรตในพันธุ์แต่ละซี่เป็นมิลลิเมตร และวัดค่าตัวเลขความรุนแรงของการรื้อซึมเป็นจำนวนซี่ โดยแสดงผลระยะทางเฉลี่ยการรื้อซึมในแต่ละกลุ่มโดยใช้ Oneway ANOVA และเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าตัวเลขความรุนแรงของการรื้อซึมโดยใช้ Mann-Whitney Test Statistics

การวัดระยะทางการรื้อซึมเป็นมิลลิเมตรจากตัวพันธุ์ด้วยสเกลที่ละเอียด วัดระยะทางการรื้อซึมของพันธุ์แต่ละซี่ 2 ครั้ง ดังตารางที่ 5 และตารางที่ 6 เพื่อหาระยะทางการรื้อซึมเฉลี่ยของพันธุ์แต่ละซี่ และระยะทางการรื้อซึมเฉลี่ยของแต่ละกลุ่มโดยใช้ Oneway ANOVA ดังตารางที่ 7

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กลุ่มที่ 1			กลุ่มที่ 2		
หมายเลข	วัดครั้งที่ 1 (มิลลิเมตร)	วัดครั้งที่ 2 (มิลลิเมตร)	หมายเลข	วัดครั้งที่ 1 (มิลลิเมตร)	วัดครั้งที่ 2 (มิลลิเมตร)
1	2.721	2.721	21	0.918	0.950
2	2.918	2.950	22	1.409	1.442
3	3.016	3.049	23	3.114	3.081
4	2.950	2.983	24	3.049	3.016
5	2.950	2.918	25	2.918	2.950
6	3.180	3.213	26	1.081	1.147
7	2.983	3.016	27	2.885	2.918
8	3.049	3.016	28	2.950	2.983
9	3.114	3.114	29	2.852	2.819
10	2.754	2.721	30	1.377	1.245
11	2.786	2.918	31	2.852	2.754
12	2.885	2.918	32	1.442	1.409
13	2.819	2.786	33	2.950	2.918
14	3.081	3.016	34	2.622	2.509
15	2.590	2.557	35	2.950	2.950
16	2.950	2.918	36	2.819	2.786
17	3.016	3.180	37	2.721	2.754
18	2.885	2.950	38	0.975	1.081
19	2.786	2.819	39	1.311	1.377
20	2.885	2.918	40	2.754	2.721

ตารางที่ 5 แสดงผลระยะทางการรั่วซึมของสีตั้งฉากกับแนวแกนกลางของรากฟันของกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2

กลุ่มที่ 3			กลุ่มที่ 4		
หมายเลข	วัดครั้งที่ 1 (มิลลิเมตร)	วัดครั้งที่ 2 (มิลลิเมตร)	หมายเลข	วัดครั้งที่ 1 (มิลลิเมตร)	วัดครั้งที่ 2 (มิลลิเมตร)
41	0.983	1.016	61	1.278	1.311
42	0.950	0.983	62	2.688	2.590
43	1.409	1.344	63	3.016	3.081
44	0.885	0.950	64	2.885	2.819
45	2.688	2.721	65	3.180	3.144
46	1.279	1.311	66	2.754	2.721
47	2.524	2.557	67	2.885	2.852
48	1.344	1.311	68	2.819	2.786
49	0.819	0.754	69	0.852	0.786
50	1.409	1.311	70	1.377	1.409
51	2.721	2.754	71	2.885	2.852
52	1.475	1.311	72	1.344	1.377
53	1.081	1.114	73	2.721	2.688
54	1.213	1.311	74	2.786	2.721
55	2.721	2.688	75	2.950	2.918
56	1.114	1.081	76	2.524	2.557
57	2.754	2.688	77	2.622	2.688
58	2.721	2.622	78	1.409	1.377
59	2.622	2.590	79	2.360	2.426
60	2.688	2.721	80	1.540	1.573

ตารางที่ 6 แสดงผลระยะทางการรั่วซึมของสีตั้งฉากกับแนวแกนกลางของรากฟันของกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4

กลุ่มการทดลอง	จำนวนพิน (ซี่)	ค่าเฉลี่ยระยะทาง (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) (มิลลิเมตร)	ระยะทางต่ำสุด (มิลลิเมตร)	ระยะทางมากที่สุด (มิลลิเมตร)
กลุ่มที่ 1	20	2.92 (0.15)	2.55	3.21
กลุ่มที่ 2	20	2.29 (0.80)	0.91	3.11
กลุ่มที่ 3	20	1.76 (0.77)	0.75	2.75
กลุ่มที่ 4	20	2.33 (0.71)	0.78	3.18

ตารางที่ 7 แสดงผลระยะทางการรื้อซึม แบ่งเป็นระยะทางเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) ระยะทางการรื้อซึมต่ำสุดและสูงสุด ในแต่ละกลุ่มโดยใช้ Oneway ANOVA

จากตารางที่ 7 จะเห็นว่ากลุ่มที่ 1 มีการรื้อซึมมากที่สุดมีค่าเฉลี่ยระยะทางการรื้อซึมเท่ากับ 2.92 มิลลิเมตร สูงกว่ากลุ่มอื่น โดยที่กลุ่มที่ 2 กลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 มีค่าเฉลี่ยระยะทางการรื้อซึมเท่ากับ 2.29 มิลลิเมตร, 1.76 มิลลิเมตร และ 2.33 มิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งกลุ่มที่ 1 จะมีระยะทางการรื้อซึมเฉลี่ยต่ำสุดเท่ากับ 2.55 มิลลิเมตร สูงกว่าระยะทางการรื้อซึมเฉลี่ยต่ำสุดของกลุ่มที่ 2, กลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4

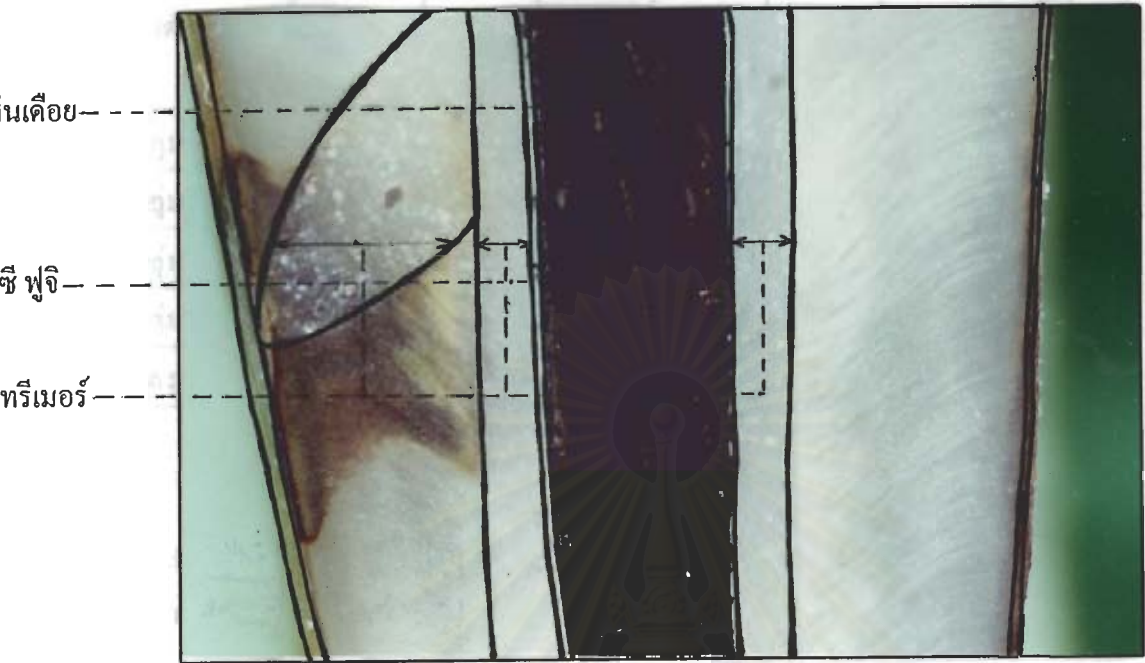
การวัดผลเป็นค่าตัวเลขความรุนแรงของการรื้อซึม แสดงการรื้อซึมของซิลเวอร์ไนเตรด ผ่านชั้นต่างๆที่ทำการบูรณะผนังคลองรากฟันที่หล่อเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุ โดยให้ค่าตัวเลขการรื้อซึมจากน้อยไปหามากตั้งแต่ 0 ถึง 3 (ดังรูปที่ 29-32) และบันทึกค่าตัวเลขความรุนแรงของการรื้อซึมเป็นจำนวนซี่ ดังตารางที่ 8



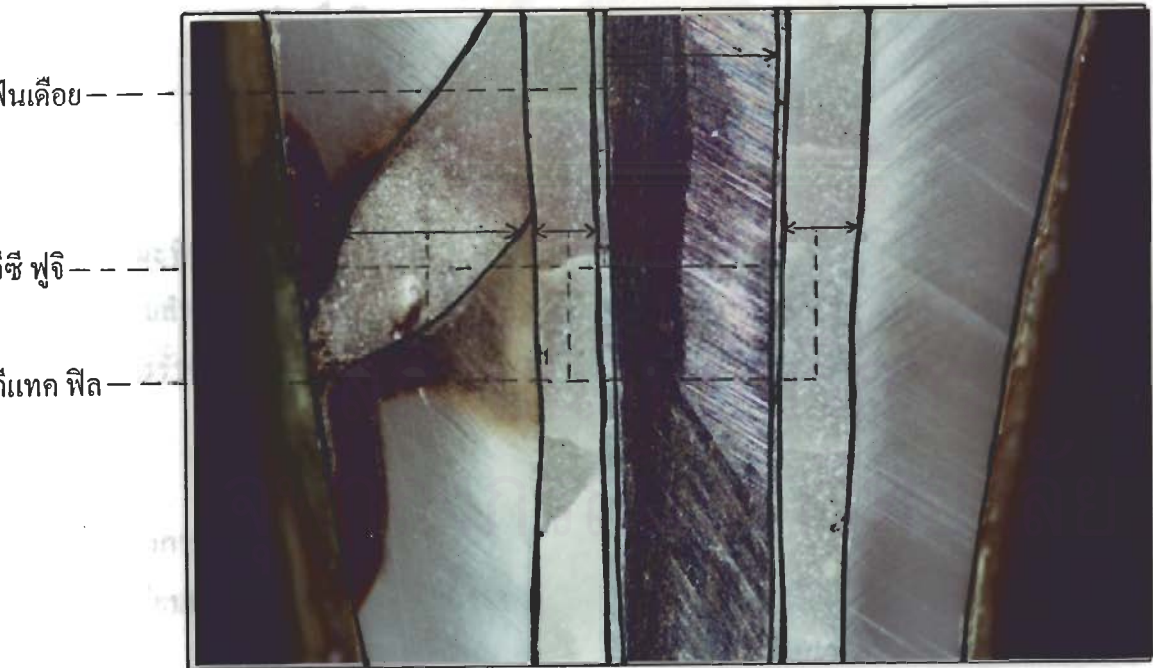
รูปที่ 29 ภาพถ่ายตัวอย่างกลุ่มที่ 1 แสดงความรุนแรงของการรื้อซึมค่าตัวเลข 3 (กำลังขยาย 30 เท่า)



รูปที่ 30 ภาพถ่ายตัวอย่างกลุ่มที่ 2 แสดงความรุนแรงของการรื้อซึมค่าตัวเลข 1 (กำลังขยาย 30 เท่า)



รูปที่ 31 ภาพถ่ายตัวอย่างกลุ่มที่ 3 แสดงความรุนแรงของการรั่วซึมค่าตัวเลข 2 (กำลังขยาย 30 เท่า)



รูปที่ 32 ภาพถ่ายตัวอย่างกลุ่มที่ 4 แสดงความรุนแรงของการรั่วซึมค่าตัวเลข 2 (กำลังขยาย 30 เท่า)

ค่าตัวเลขการรั่วซึม	0	1	2	3	ผลรวม (จำนวนฟัน)
กลุ่มที่ 1 (จำนวนฟัน)	-	-	-	20	20
กลุ่มที่ 2 (จำนวนฟัน)	-	2	5	13	20
กลุ่มที่ 3 (จำนวนฟัน)	-	6	6	8	20
กลุ่มที่ 4 (จำนวนฟัน)	-	1	5	14	20
ผลรวม (จำนวนฟัน)	-	9	16	55	80

ตารางที่ 8 แสดงผลการรั่วซึมของสีตั้งฉากกับแนวแกนกลางของรากฟันเป็นค่าตัวเลขความรุนแรงของการรั่วซึม

0 = ไม่มีการซึมผ่านของสี

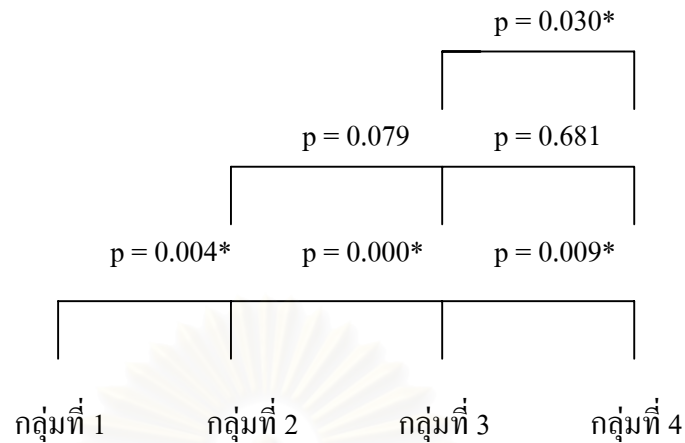
1 = สีซึมผ่านวัสดุอุดรอยทะลุ

2 = สีซึมผ่านเข้าไประหว่างรอยต่อของวัสดุยึด หรือวัสดุบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันกับเนื้อฟัน

3 = สีซึมผ่านถึงฟันเดือยหรือพบสีในฝั่งตรงข้าม (distal half)

จะเห็นว่ากลุ่มที่ 1 มีความรุนแรงของการรั่วซึมมากกว่ากลุ่มอื่น มีค่าตัวเลข 3 ทุกซี่ ในขณะที่กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 4 มีความรุนแรงของการรั่วซึมเป็นค่าตัวเลข 3 จำนวน 13 ซี่ และ 14 ซี่ ตามลำดับ แต่กลุ่มที่ 3 มีความรุนแรงของการรั่วซึมน้อยกว่ากลุ่มอื่น มีค่าตัวเลขความรุนแรงของการรั่วซึมน้อยมากกว่ากลุ่มอื่น คือมีค่าตัวเลข 1 จำนวน 6 ซี่ ดังตารางที่ 8

ผลค่าตัวเลขของความรุนแรงจากตารางที่ 8 เปรียบเทียบความแตกต่างของความรุนแรงของการรั่วซึมระหว่างกลุ่ม โดยใช้ Mann-Whitney Test Statisticsd แสดงผลเป็นแผนผังค่า p-value เปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างกลุ่ม ดังรูปที่ 33



รูปที่ 33 แสดงผลการเปรียบเทียบความแตกต่างการรื้อซึมระหว่างกลุ่มโดยใช้ Mann-Whitney Test Statistics

(* แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ $p < 0.05$)

รูปที่ 33 แสดงให้เห็นว่ากลุ่มที่ 1 มีค่าตัวเลขความรุนแรงของการรื้อซึมแตกต่างจากกลุ่มที่ 2 , กลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 อย่างมีนัยสำคัญ และกลุ่มที่ 3 มีค่าตัวเลขความรุนแรงของการรื้อซึมแตกต่างจากกลุ่มที่ 4 อย่างมีนัยสำคัญ ส่วนกลุ่มที่ 2 มีค่าตัวเลขความรุนแรงของการรื้อซึมไม่แตกต่างจากกลุ่มที่ 3 และ กลุ่มที่ 4

บทที่ 5

อภิปรายผลการวิจัย

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์หลักเพื่อหาวัสดุและวิธีการบูรณะผนังคลองรากฟันที่เนื้อฟันบางและเกิดรอยทะเล เพื่อให้ฟันคงอยู่ใช้งานได้มีประสิทธิภาพ โดยนำเสนอการใช้วัสดุอุดกلاسไอโอโนเมอร์ที่มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีความแนบสนิทและยึดติดกับเนื้อฟันด้วยพันธะเคมีอุดรูทะเลแทนวิธีการรักษาที่มีใช้กันอยู่ทั่วไป ด้วยการใช้ไททิน อมัลกัมอุดรอยทะเลโดยไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน

ในการศึกษานี้พบว่าการอุดรอยทะเลผิวรากฟันด้วยไททิน อมัลกัมโดยไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน มีการรั่วซึมมากกว่าการใช้วิเทรเมอร์อุดรอยทะเลด้วยวิธีไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน และมีการรั่วซึมมากกว่าการอุดรอยทะเลพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วยวิเทรเมอร์หรือคิแทค ฟิลอย่างมีนัยสำคัญ การใช้วิเทรเมอร์อุดรอยทะเลด้วยวิธีไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันมีการรั่วซึมไม่แตกต่างจากการอุดรอยทะเลพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วยวิเทรเมอร์หรือคิแทค ฟิล ส่วนการอุดรอยทะเลพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วย วิเทรเมอร์มีการรั่วซึมน้อยกว่าการอุดรอยทะเลพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วยคิแทค ฟิลอย่างมีนัยสำคัญ

Dazey และ Senia (1990) ศึกษาการรั่วซึมของวัสดุอุดรอยทะเลผิวรากฟัน ด้วยการอุดรอยทะเลที่ทำให้เกิดขึ้นจากหัวกรอกลมก้านยาวเบอร์ 2 สองตำแหน่งบริเวณคอฟันและส่วนกลางรากฟันเขียว เก็บฟันตัวอย่างในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนการทดสอบการรั่วซึมด้วยสารละลายสีเมธิลีน บลู Mannocci และคณะ (1997) อุดรอยทะเลที่ทำให้เกิดขึ้นเช่นเดียวกับ Dazey และ Senia (1990) หนึ่งตำแหน่งบริเวณส่วนกลางของรากใกล้กลางฟันกราม แต่เก็บฟันตัวอย่างในน้ำเป็นเวลานานมากกว่าเท่ากับ 4 สัปดาห์ ก่อนการทดสอบการรั่วซึมด้วยสารละลายสีเมธิลีน บลู ส่วน Welch และคณะ (1996) อุดรอยทะเลพื้นโพรงประสาทฟันที่ทำให้เกิดขึ้นขนาด 0.33 มิลลิเมตร โดยเพิ่มระยะเวลาการเก็บฟันตัวอย่างในน้ำเป็นเวลา 3 เดือน ก่อนการทดสอบการรั่วซึมด้วยการวัดแรงดันฟองอากาศ แตกต่างจากการศึกษานี้ที่ทำให้เกิดรอยทะเลผิวรากฟันขนาด 0.36 มิลลิเมตร เท่ากับส่วนปลายหัวกรอพีโซครีลเบอร์ 1 บริเวณส่วนกลางรากฟันกรามน้อย อุดรอยทะเลพร้อม

บุรณะผนังคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบาง เก็บฟันตัวอย่างในน้ำเป็นเวลาประมาณ 56 วัน เนื่องจากการเตรียมฟันตัวอย่างในขั้นตอนการเตรียมฟันเคียวโลหะเหวี่ยง และการเตรียมครอบฟันโลหะเต็มซี่ใช้เวลาในแต่ละขั้นตอนประมาณ 3-4 สัปดาห์ ฟันตัวอย่างรับแรง 288 นิวตัน เท่ากับค่าเฉลี่ยแรงบดเคี้ยวเพื่อจำลองให้คล้ายการใช้งานจริงในช่องปาก เป็นจำนวน 144,000 รอบ ก่อนการทดสอบการรั่วซึมด้วยสารละลายสีซิลเวอร์ในเตรคความเข้มข้นร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก ในที่มีดเป็นเวลา 2 วัน แม้ว่าขั้นตอนในการศึกษาจะแตกต่างกันบ้างแต่ผลการทดลองของ Dazey และ Senia (1990) Welch และคณะ (1996) Mannocci และคณะ (1997) พบว่าไททิน อมัลกัมมีการรั่วซึมมากกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (คิแทค ซิลเวอร์) และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (วิทริเมอร์) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาในที่พบว่าการใช้ไททิน อมัลกัมอุดรูทะลุผิวรากฟันโดยไม่บุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟันมีการรั่วซึมมากกว่าการใช้วิทริเมอร์และคิแทคฟิลอุดรูทะลุผิวรากฟันพร้อมบุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน

จากการศึกษาของ Schwart และ Alexander (1988) Barkhordar และคณะ (1989) Al-Ajam และ McGregor (1993) พบว่าการใช้ไททิน อมัลกัมอุดปลายรากฟันมีการรั่วซึมมากกว่าการใช้คิแทค ซิลเวอร์ที่เป็นคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ เมื่อเก็บฟันตัวอย่างในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมงก่อนการทดสอบการรั่วซึมด้วยสารละลายสีเมธิลีน บลู Welch และคณะ (1996) Mannocci และคณะ (1997) พบว่าไททิน อมัลกัมที่ใช้เป็นวัสดุอุดรอยทะลุพื้นโพรงประสาทฟันมีการรั่วซึมมากกว่าการใช้วิทริเมอร์ เมื่อเก็บฟันตัวอย่างในน้ำเป็นเวลา 3 เดือน และ 4 สัปดาห์ ตามลำดับก่อนการทดสอบการรั่วซึม และเมื่อศึกษาเปรียบเทียบการรั่วซึมของคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ด้วยการอุดคอฟฟัน (classV) ของฟันกราม เก็บฟันตัวอย่างในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนการทดสอบการรั่วซึมด้วยสารละลายสีเมธิลีน บลู Rodrigues และคณะ (1999) พบว่าคิแทค ฟิลมีการรั่วซึมมากกว่าวิทริเมอร์ แต่ DeMagalhaes และคณะ (1999) พบว่าคิแทค ฟิลมีการรั่วซึมไม่แตกต่างจากวิทริเมอร์

Davidson และ Abdalla (1994) ศึกษาการรั่วซึมด้วยการให้แรง พบว่าการใช้คิแทค ฟิลอุดคอฟฟันของฟันกรามแท้ซี่ที่ 1 และซี่ที่ 2 มีการรั่วซึมเกิดขึ้นแม้ไม่ได้รับแรง และเมื่อให้แรงบนด้านบดเคี้ยว 125 นิวตัน จำนวน 5,000 รอบ พบว่ามีการรั่วซึมบริเวณขอบเหงือกมากขึ้น ในขณะที่ใช้ฟูจิ ทุ แอลซี ที่เป็นเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์อุดคอฟฟันไม่พบการรั่วซึมทั้งก่อนรับแรงและภายหลังรับแรง 125 นิวตัน จำนวน 5,000 รอบ แต่มีการรั่วซึมเกิดขึ้นเมื่อฟันตัวอย่างได้รับแรง

250 นิวตัน เป็นจำนวนรอบเท่ากัน เนื่องจาก เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ มีโครงสร้างพื้นฐานเป็นโพลิเมอร์เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (deform) ก่อนการแตกหัก แต่แรงที่เกิดขึ้นกระทำต่อวัสดุมีทั้งความเค้นแรงอัด (compressive stress) และความเค้นแรงดึง (tensile stress) การยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์กับไฮดรอกซีอะปาไทต์ ไม่อาจทนต่อการรบกวนจากความเค้นแรงดึงภายนอกได้ จึงเกิดการร้าวซึมตามขอบรอยต่อที่เกิดความล้มเหลวในการยึดติด ซึ่งในการศึกษานี้ฟันตัวอย่างได้รับแรง 288 นิวตัน เป็นจำนวน 144,000 รอบ ก่อนการทดสอบการร้าวซึม อาจเป็นสาเหตุให้เกิดการร้าวซึมมากขึ้น จึงทำให้พบว่าทุกกลุ่มตัวอย่างมีการร้าวซึม

การใช้ไททิน อมัลกัมอุดรอยทะลุโดยไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันมีการร้าวซึมมากที่สุดทั้งนี้อาจเนื่องจากไททิน อมัลกัมไม่ให้ความแนบสนิทเป็นเนื้อเดียวกับวัสดุยึด จีซี ฟุจิ ซีเมนต์ และเนื้อฟัน DeGroot และคณะ (1995) กล่าวว่า การใช้ไททิน อมัลกัมอุดปลายรากฟัน ทำให้เกิดความระคายเคือง การอักเสบของเนื้อเยื่อ จากพิษของปรอทและเศษอมัลกัมที่คงเหลือในเนื้อเยื่อ มีการสึกกร่อน ให้ความแนบสนิทไม่ดี แต่มีความนิยมใช้ออมัลกัมเนื่องจากเป็นวัสดุที่มีความทึบแสง ตรวจสอบความแนบสนิทด้วยภาพถ่ายรังสี ค่าใช้จ่ายต่ำ ใช้งานง่าย มีความไวต่อความชื้นต่ำ

อย่างไรก็ตาม DeGroot และคณะ (1995) สนับสนุนการใช้กลาสไอโอโนเมอร์เป็นวัสดุอุดปลายรากฟันมากกว่าการใช้ออมัลกัม เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (Wilson และ McLean, 1988; Felton และคณะ, 1991) ชักนำให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ (Callis และ Santini, 1987; Blackman และคณะ, 1989) มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวใกล้เคียงกับเนื้อฟัน (Craig, 1993) ให้ฟลูออไรด์ป้องกันฟันผุ (Gracia-Godoy และ Chan, 1991) ให้การยึดติดกับไฮดรอกซีอะปาไทต์บนผิวเคลือบฟันและเนื้อฟัน (Wilson และคณะ, 1983) แต่ต้องใช้เทคนิคความชำนาญเป็นพิเศษในการอุดกลาสไอโอโนเมอร์ให้ไหลเข้าเต็มรูทะลุโดยไม่เกิดฟองอากาศ Alhadainy และ Himel (1993) กล่าวว่าฟองอากาศที่อยู่ด้านในห่างจากรูทะลุไม่มีผลต่อการร้าวซึม ส่วนฟองอากาศที่อยู่ใกล้รูเปิดรอยทะลุอาจทำให้เกิดการร้าวซึมได้ ซึ่งในการศึกษานี้พบว่าทั้ง 3 กลุ่มที่ใช้กลาสไอโอโนเมอร์อุดรอยทะลุผิวรากฟัน มีฟองอากาศในเนื้อวัสดุแต่ไม่พบฟองอากาศที่อยู่ใกล้รูเปิดรอยทะลุ กลาสไอโอโนเมอร์ไหลเข้าอุดรูทะลุได้เต็มมีการร้าวซึมน้อยกว่ากลุ่มที่อุดรูทะลุด้วยไททิน อมัลกัม

แต่ในทางคลินิกการอุดรอยทะลุผิวรากฟันผ่านโพรงฟันด้วยกลาสไอโอโนเมอร์จะต้องใช้ความชำนาญเป็นพิเศษ เนื่องจากความยากในการเข้าทำการรักษาและความไวต่อการสัมผัสความชื้นจากน้ำลายและเลือดของกลาสไอโอโนเมอร์ที่ยังไม่แข็งตัว ซึ่งจะมีผลต่อการยึดติดและคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ (Smith, 1990; Mount, 1994) ดังนั้นการควบคุมการอุดกลาสไอโอโนเมอร์ให้ไหลเข้าอุดเต็มรูทะลุและแข็งตัวทันทีที่อุดปิดรอยทะลุจึงเป็นสิ่งจำเป็น เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการปิดรูทะลุ ลดการรั่วซึมและยืดอายุการใช้งาน แม้ว่าจะพบกลาสไอโอโนเมอร์ส่วนเกินอาจไหลเข้าไปตามผิวเคลือบรากฟันอยู่ในเนื้อเยื่อรอบรากฟัน ในทางคลินิกไม่พบความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อ (Callis และ Santini, 1987; Dazey และ Senia, 1990)

ในการศึกษานี้ทั้ง 3 กลุ่มที่ใช้กลาสไอโอโนเมอร์อุดรอยทะลุผิวรากฟัน พบว่ามีการรั่วซึมเกิดขึ้นทั้ง 3 กลุ่มแต่กลุ่มที่อุดรูทะลุด้วยด้วยเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีความรุนแรงของการรั่วซึมน้อยกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ ทั้งนี้อาจเป็นเพราะคอนเวนชันนัลกลาสไอโอโนเมอร์แข็งตัวได้เองใช้เวลานานกว่าจะเกิดปฏิกิริยาแข็งตัวสมบูรณ์ ไวต่อการสัมผัสความชื้น ในขณะที่เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์แข็งตัวทันทีด้วยการฉายแสงลดการสัมผัสกับความชื้นที่ผิวขณะเกิดพอลิเมอร์ไรเซชัน ความแข็งผิวแข็งแรงจึงเพียงพอที่จะเสริมให้เกิดการแข็งตัวต่อด้วยปฏิกิริยากรด-ด่างเพื่อให้เกิดการแข็งตัวสมบูรณ์เต็มที่

ไม่เป็นที่ทราบว่าการเกิดปฏิกิริยาแข็งตัวสมบูรณ์ของกลาสไอโอโนเมอร์ต้องใช้เวลาไม่น้อยเท่าใด แต่ในการศึกษานี้เก็บฟันตัวอย่างที่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนการกรอแต่งเตรียมช่องว่างฟันเคียว ด้วยใช้เครื่องกรอซ่ายขยายช่องว่างกึ่งกลางรากฟันที่เตรียมไว้ก่อนวัสดุแข็งตัว กรอเพิ่มเล็กน้อยให้มีขนาดเท่ากับพีโซครีลเบอร์ 4 ซึ่ง Wilson (1990) กล่าวว่า การแข็งตัวในระยะแรกของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เป็นผลมาจากปฏิกิริยาพอลิเมอร์ไรเซชันของไฮดรอกซิลเอธิลเมทาคริเลต ไม่ใช่เกิดจากปฏิกิริยากรด-ด่าง แต่ปฏิกิริยากรด-ด่างจะเป็นตัวกำหนดความแข็งผิวและความแข็งแรงของวัสดุ ซึ่งต้องใช้เวลาานมากจึงจะเกิดปฏิกิริยาสมบูรณ์ เนื่องจากเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เป็นการแทนที่น้ำด้วยไฮดรอกซิลเอธิลเมทาคริเลตทำให้มีน้ำเป็นส่วนประกอบน้อย ปฏิกิริยากรด-ด่างของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์เกิดขึ้นอย่างช้าๆ ช้ากว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบอย่างเดียว ดังนั้นการเก็บเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ไว้

ในน้ำเป็นเวลานานเพื่อให้เกิดการแข็งตัวเต็มที่สมบูรณ์จึงเป็นสิ่งจำเป็นให้เกิดความแข็งแรง ด้านทานแรงไม่ให้เกิดการทำลายโครงสร้างซึ่งอาจต้องใช้เวลานานถึง 1 ปี (Sidu และคณะ, 1997)

Feilzer และคณะ (1987) พบว่าความเค้นจากการแข็งตัวของคอนเว็นชั้่นนั้ด กลาสโไอโไอโนเมอร์ทำให้เกิดรอยแตกขึ้นเองในเนื้อวัสดุ ส่วนเรซิน โมดิฟายด์ กลาสโไอโไอโนเมอร์ความเค้นเกิดขึ้นทันทีหลังฉายแสง แต่ไม่ทำให้เกิดความล้้มเหลวในเนื้อวัสดุหรือความล้้มเหลวในการยึดติด เนื่องจากเรซิน โมดิฟายด์ กลาสโไอโไอโนเมอร์มีความต้านทานต่อแรงดึงสูงกว่าคอนเว็นชั้่นนั้ด กลาสโไอโไอโนเมอร์ สามารถลดความเค้นด้วยการเก็บกลาสโไอโไอโนเมอร์ในน้ำเป็นเวลา 15 ชั่วโมง พบว่าความเค้นแรงดึงในเรซิน โมดิฟายด์ กลาสโไอโไอโนเมอร์ถูกเปลี่ยนเป็นความเค้นแรงอัดหมด คงเหลือความเค้นแรงอัดเพียงเล็กน้อย ส่วนคอนเว็นชั้่นนั้ด กลาสโไอโไอโนเมอร์ความเค้นแรงดึงคงเหลือเพียงเล็กน้อย ซึ่งในทางคลินิกความเค้นแรงอัดเพียงเล็กน้อยทำให้วัสดุเกิดความเนบสนิทได้ดีกว่าความเค้นแรงดึงที่คงเหลือ สอดคล้องกับการศึกษาที่พบการรั่วซึมเกิดขึ้นตามขอบรอยต่อของวัสดุกับเนื้อฟัน แต่ความรุนแรงของการรั่วซึมของวิตรีเมอร์น้อยกว่าทีแอก ฟิล

Attin และคณะ (1995) พบว่าการแข็งตัวของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสโไอโไอโนเมอร์มีการหดตัวอย่างรวดเร็วจากพอลิเมอร์ไรด์เซชันอนุโมลอิสระที่เกิดปฏิกิริยาการแข็งตัวด้วยแสงใน 5 นาทีแรกและยังคงมีการหดตัวอย่างช้าๆเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อให้มีการแข็งตัวเต็มที่สมบูรณ์ เป็นผลให้เกิดความเค้นจากการหดตัว (contraction stress) ทำลายการยึดติดผิวของวัสดุ ถ้าวัสดุมีค่าแรงเฉือนยึดติดของวัสดุกับผิวฟันไม่มากพอที่จะต้านการหดตัวขณะแข็งตัว จะทำให้เกิดช่องว่างขอบรอยต่อ (marginal gap) ระหว่างฟันและวัสดุอุดเกิดความล้้มเหลวของการยึดติดและเพิ่มการรั่วซึม จึงควรเก็บเรซิน โมดิฟายด์ กลาสโไอโไอโนเมอร์ในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนการกรอแต่งหรือนำขึ้นตัวอย่างไปทดสอบ เพื่อให้เกิดการขยายตัวด้วยน้ำซดเซยการหดตัวขณะแข็งตัวของวัสดุช่วยลดช่องว่างขอบรอยต่อ (Fritz และคณะ, 1996) เพิ่มความแข็งแรงและค่าความแข็งแรงเฉือนยึดติด (Attin และคณะ, 1995; Fritz และคณะ, 1996) นอกจากนี้ Attin และคณะ (1995) ยังพบว่าวิตรีเมอร์มีปริมาตรการหดตัว 5 นาทีแรกเท่ากับ 2.4 เปอร์เซ็นต์ ปริมาตรการหดเพิ่มขึ้นหลัง 24 ชั่วโมงเท่ากับ 3.6 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อเก็บวิตรีเมอร์ไว้ในน้ำเป็นเวลา 28 วัน พบว่าปริมาตรการขยายตัวเพิ่มขึ้นเท่ากับ 3 เปอร์เซ็นต์ ไม่เพียงพอที่จะชดเซยการหดตัวที่เกิดจากการแข็งตัว อย่างไรก็ตามเชื่อว่าการเก็บเรซิน โมดิฟายด์ กลาสโไอโไอโนเมอร์ในน้ำเป็นเวลานานช่วยให้เกิดความเนบสนิทของขอบได้ ซึ่งในการศึกษาที่ฟันตัวอย่างเก็บในน้ำเป็นเวลาประมาณ 56 วัน ก่อนการรับแรงและ

ทดสอบการรั่วซึม เพื่อให้เกิดการขยายตัวชดเชยการหดตัวขณะแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ โดยที่ DeMagalhaes และคณะ (1999) พบว่าความเค้นจากการหดตัวที่เกิดขึ้นบริเวณรอยต่อของวิทรีเมอร์กับเนื้อฟัน ไม่เพียงพอที่จะทำให้เกิดช่องว่างขอบรอยต่อหรือเพิ่มการรั่วซึม

ยังไม่เป็นที่ทราบว่าจะเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่ใช้อุดโพรงฟันขนาดรูปร่างเท่าใดต้องการการดูดซับน้ำนานเท่าใดจึงจะชดเชยการหดตัวขณะแข็งตัวของวัสดุได้ เพราะการดูดซับน้ำในปริมาณที่มากเกินไปจะทำให้ความแข็งแรงของวัสดุลดลง (Feilzer และคณะ, 1995) เนื่องจากไฮดรอกซิลเอธิลเมธาคริเลตเป็นไฮโดรเจล แมทริกที่ชอบน้ำจะเพิ่มการดูดซับน้ำทำให้เกิดการยืดตัวตามแนวยาวเพิ่มขึ้น มีการละลายส่วนประกอบของซีเมนต์ ความแข็งผิวลดลง ค่าความแข็งแรงลดลง (Cattani-Lorente และคณะ, 1999; Yap และ Lee, 1997)

Davidson (1994) พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์มีการเปลี่ยนแปลงมิติตลอดเวลา มีแนวโน้มที่จะขยายตัวในที่มีความชื้นและหดตัวในสภาวะที่แห้ง การชดเชยการหดตัวขณะแข็งตัวของกลาสไอโอโนเมอร์ด้วยการดูดซับน้ำ น้ำจะแทรกเข้าไปตามรอยแตกให้เกิดกลไกการซ่อมแซมเองของวัสดุ แต่การสัมผัสความชื้นเป็นเวลานานจะทำให้กลาสไอโอโนเมอร์เกิดการละลายตัว จึงควรปิดผิวด้วยวานิชหรือเรซิน

Bouschlicher และคณะ (1996) ศึกษาเปรียบเทียบการรั่วซึมของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์และคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ก่อนการฝังแห้ง พบว่าวิทรีเมอร์มีการรั่วซึมของสีซิลเวอร์ในเตรตน้อยกว่าคิแทค ฟิล แต่เมื่อฝังแห้งในอากาศเป็นเวลา 45 นาที แล้วนำกลับมาเก็บในน้ำ 24 ชั่วโมง ก่อนการทดสอบการรั่วซึมด้วยสารละลายซิลเวอร์ในเตรตความเข้มข้นร้อยละ 50 โดยน้ำหนัก ในที่มีดเป็นเวลา 2 ชั่วโมง และทำให้เกิดสีด้วยสารละลายเดเวลอปเปอร์ 8 ชั่วโมง วัดความรุนแรงของการรั่วซึมเป็นค่าตัวเลข พบว่าวิทรีเมอร์ที่ฝังแห้ง 45 นาที มีการรั่วซึมเพิ่มขึ้นไม่แตกต่างจากวิทรีเมอร์ที่ไม่ฝังแห้ง แต่คิแทค ฟิลที่ฝังแห้ง 45 นาที มีค่าความรุนแรงของการรั่วซึมมากกว่าคิแทค ฟิลที่ไม่ฝังแห้ง เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์และคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่ฝังแห้งเกิดการรั่วซึมเพิ่มมากขึ้นเนื่องจากมีการระเหยของน้ำที่เป็นพันธะหลวมขณะที่วัสดุยังไม่แข็งตัวเต็มที่สมบูรณ์

Fritz และคณะ (1996) กล่าวว่า การเก็บกลาสไอโอโนเมอร์ในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง อาจไม่เพียงพอที่จะลดเศษสมมูลของน้ำในกลาสไอโอโนเมอร์ ถ้ากลาสไอโอโนเมอร์แข็งตัวไม่สมบูรณ์เต็มที่ การรั่วซึมของสีจะเกิดขึ้นได้ต่อเมื่อมีช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและวัสดุซึ่งพบว่าวิตรีเมอร์หลังแข็งตัว 15 นาที มีช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างวิตรีเมอร์กับเนื้อฟันเท่ากับ 1.6-0.4 ไมโครเมตร แต่เมื่อเก็บวิตรีเมอร์ในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง พบว่า 4 ตัวอย่างจาก 6 ตัวอย่างไม่เกิดช่องว่างขอบรอยต่อ และเมื่อนำวิตรีเมอร์ที่เก็บในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง มาทดสอบด้วยการฝังแห้งเป็นเวลา 15 นาที กลับพบความกว้างช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างวิตรีเมอร์และเนื้อฟันมีค่าเท่ากับ 1.44 ไมโครเมตร ในขณะที่เก็บวิตรีเมอร์ในน้ำเป็นเวลา 1 ปี ไม่พบช่องว่างระหว่างวิตรีเมอร์และเนื้อฟันเมื่อนำวิตรีเมอร์มาฝังแห้งเป็นเวลา 15 นาที เท่ากัน

Sidu และคณะ (1997) กล่าวว่า ไม่สามารถลดเศษการหดตัวของวัสดุที่เกิดจากการระเหยตัวของน้ำจากการสัมผัสอากาศแห้งเป็นเวลานานด้วยการเก็บในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เนื่องจากการขยายตัวด้วยน้ำที่เกิดขึ้นไม่สามารถซ่อมสร้างรอยร้าวด้านในที่ถูกทำลายให้กลับคืนสู่สภาพเดิมได้ แม้ว่าความกว้างช่องว่างจะลดลงแต่ความแนบสนิทไม่ดีเท่าเดิมและพบว่าวิตรีเมอร์ที่เก็บในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เมื่อนำมาฝังแห้งเป็นเวลา 30 นาที และ 60 นาที จะพบความกว้างช่องว่างระหว่างวิตรีเมอร์และเนื้อฟันเท่ากับ 2.54 ไมโครเมตร และ 3.52 ไมโครเมตร ตามลำดับ แต่ในทางคลินิกขนาดช่องว่างขอบรอยต่อระหว่างวัสดุกับฟันที่เกิดขึ้นประมาณ 10-20 ไมโครเมตร เป็นเรื่องปกติที่ยอมรับได้ (Saltzberg และคณะ, 1976)

การศึกษานี้กลาสไอโอโนเมอร์สัมผัสอากาศแห้งเป็นเวลาประมาณ 10 นาที จากนั้นตอนการฝังยาทาเล็บให้แห้ง แล้วเก็บฟันตัวอย่างในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อให้กลาสไอโอโนเมอร์กลับสู่สมมูลเดิม ก่อนการทดสอบการรั่วซึม ซึ่ง Bouschlicher และคณะ (1996) กล่าวว่า การเก็บกลาสไอโอโนเมอร์ที่ฝังแห้งในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพียงพอที่จะลดเศษการเสียดสมมูลของน้ำ

ดังนั้นการรั่วซึมของกลาสไอโอโนเมอร์ในการศึกษานี้จึงน่าจะขึ้นอยู่กับคุณสมบัติเชิงกลและคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุ Bullard และคณะ (1988) พบว่าการรั่วซึมของวัสดุจะเกิดขึ้นต่อเมื่อค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวของวัสดุมีความแตกต่างจากค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวของเนื้อฟัน โดยพบว่าอันฟิลด์ อะคริลิกเรซิน ไมโครฟิล คอมโพสิต เรซิน อันโมดิ

ฟายด์ ซิงค์ออกไซด์ยูจินอล คอมโพสิต เรซิน และอัมัลกัม ที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวเท่ากับ 80×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส 57×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส 35×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส 24×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส 22×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส ตามลำดับ มีการรั่วซึมมากกว่าคิแทค ฟิลที่เป็นคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวเท่ากับ 14×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส ใกล้เคียงกับเนื้อฟัน Mitra และ Conway (1994) พบว่าการเติมเรซินในกลาสไอโอโนเมอร์จะทำให้เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวมากขึ้น แต่วิทรีเมอร์กลับมีค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวตามยาวเท่ากับ 11.5×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส ใกล้เคียงกับเนื้อฟันที่มีค่าเท่ากับ 11.4×10^{-6} ต่อองศาเซลเซียส (Craig, 1993) สนับสนุนการทดลองนี้ที่พบว่าการใช้ไททิน อัมัลกัมอุดรอยทะลุผิวรากฟันมีความรุนแรงของการรั่วซึมมากกว่าการอุดด้วยคิแทค ฟิลและวิทรีเมอร์อย่างมีนัยสำคัญ

นอกจากนั้นคุณสมบัติการยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์ยังเป็นตัวกำหนดการรั่วซึมของวัสดุ ซึ่งพบว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์เกิดการยึดติดกับเนื้อฟันด้วยการแลกเปลี่ยนประจุเกิดพันธะไฮโดรเจนและพันธะอ็อกซิก (Wilson, 1990) ส่วนการยึดติดของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์กับเนื้อฟันเกิดจากแรงดึงของเรซินในท่อเดนตินและการแลกเปลี่ยนประจุ (Tsunekawa และคณะ, 1992) ทำให้เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีการยึดติดแนบสนิทกับเนื้อฟันดีกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์จึงเกิดการรั่วซึมของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์น้อยกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ คล้ายกับการศึกษานี้ที่พบว่ามี การรั่วซึมของวิทรีเมอร์น้อยกว่าคิแทค ฟิลอย่างมีนัยสำคัญเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดรอยทะลุและบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน

เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อมากช่วยต้านทานการหดตัวขณะแข็งตัวลดการรั่วซึมได้ดีกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อน้อย (Tsunekawa และคณะ, 1992) Peutzfeldt (1996) พบว่าวิทรีเมอร์มีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อเท่ากับ 7.9 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และคิแทค ฟิลมีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อเท่ากับ 3 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และ Awliya และ Akpata (1999) ทำการศึกษาคล้ายกันโดยเตรียมผิวฟันก่อนอุดเช่นเดียวกันพบว่าวิทรีเมอร์มีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อเท่ากับ 7.4 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และคิแทค ฟิลมีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อเท่ากับ 5.4 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร ส่วน Fruits และคณะ (1996) กล่าวว่าแม้จะอุดวิทรีเมอร์และคิแทค ฟิลร่วมกับ

เดนติน บอนดิง (dentine bonding) ค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อของวิทรีเมอร์และคิแทค ฟิลที่ได้เท่ากับ 6.7 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และ 3.8 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร ตามลำดับ ไม่แตกต่างจากค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อที่ได้จากการเตรียมเนื้อฟันก่อนอุด

Fritz และคณะ (1996) พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ที่เก็บไว้ในน้ำเป็นเวลานานขึ้นจะทำให้เกิดการแข็งตัวสมบูรณ์เต็มที่และค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อเพิ่มขึ้น โดยพบว่าค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อของวิทรีเมอร์ที่เก็บในน้ำเป็นเวลา 24 ชั่วโมง มีค่าเท่ากับ 2.4 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และเพิ่มขึ้นเท่ากับ 13.8 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร เมื่อเก็บไว้ในน้ำเป็นเวลา 6 เดือน ในขณะที่คิแทค ฟิลมีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อ 24 ชั่วโมง น้อยมากและเพิ่มขึ้นเป็น 4.5 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร เมื่อเก็บในน้ำเป็นเวลา 6 เดือน

จากการศึกษาค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อดังกล่าวข้างต้น ไม่ว่าจะอุดด้วยการเตรียมผิวเนื้อฟัน หรือการอุดร่วมกับการใช้เดนติน บอนดิง หรือการเก็บในน้ำเป็นเวลานานเพื่อให้เกิดการแข็งตัวสมบูรณ์ของกลาสไอโอโนเมอร์ พบว่าวิทรีเมอร์มีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อมากกว่าคิแทค ฟิล ซึ่งในการศึกษานี้การอุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วยวิทรีเมอร์มีการรั่วซึมน้อยกว่าการอุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันด้วยคิแทค ฟิล น่าจะเป็นเพราะวิทรีเมอร์มีค่าความแข็งแรงพันธะเนื้อมากกว่าคิแทค ฟิล เช่นกัน

การเปรียบเทียบคุณสมบัติเชิงกลของกลาสไอโอโนเมอร์ Beatty และ Pidaparti (1993) พบว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ มีค่าโมดูลัสยืดหยุ่น (modulus of elasticity) สูง เป็นวัสดุที่มีความเปราะพบการแตกหักมากกว่าการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง แต่เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีการใส่เรซินเพื่อปรับความเปราะของคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ให้มีความต้านทานการแตกหัก (fracture toughness) เพิ่มขึ้น โดย Uno และคณะ (1996) พบว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีความแข็งแรงดึงสูงกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ และ Kovarik และ Muncy (1995) พบว่า เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าความต้านทานการแตกหักสูงกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ Mitchell และคณะ (1999) กล่าวว่าวัสดุที่มีค่าความต้านทานการแตกหักน้อยจะเกิดรอยแตกร้าวต่อออกไปเพิ่มมากขึ้น (propagation of crack) ในเนื้อวัสดุ วัสดุที่มีค่าความต้านทานการแตกหักสูงช่วยป้องกันความล้มเหลวที่เกิดขึ้นในเนื้อวัสดุเมื่อวัสดุแข็งตัวหรือรับแรงบดเคี้ยว ซึ่งพบว่าวิทรีเมอร์ที่มีค่าความต้านทานการแตกหักเท่ากับ 1.08 เมกกะนิว

ต้นต่อตารางเมตร ส่วน คีแทค ฟิล Beatty และ Pidaparti (1993) พบว่ามีค่าความต้านทานการแตกหักเท่ากับ 0.35 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร

Mitra และ Kedrowski (1994) ทดสอบคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุเมื่อเก็บกลาสไอโอโนเมอร์เป็นเวลา 52 สัปดาห์ พบว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าความแข็งแรงอัด (compressive strength) ความแข็งแรงดึง (diametral tensile strength) ความแข็งแรงยึดตัว (flexural strength) สูงกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ มีความเปราะน้อยกว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ โดยพบว่าคีแทค ฟิลมีค่าความแข็งแรงอัด ความแข็งแรงดึง และความแข็งแรงยึดตัว เท่ากับ 213 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร 20.3 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และ 12.2 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร ตามลำดับ น้อยกว่าวิทรีเมอร์ที่มีค่าความแข็งแรงอัด ความแข็งแรงดึง และความแข็งแรงยึดตัว เท่ากับ 253 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร 46.3 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร และ 61.7 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร ตามลำดับ ส่วน Craig (1993) พบว่าเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าความแข็งแรงอัดหลังแข็งตัว 7 วัน มีค่าใกล้เคียงกับคอมโพสิตเรซิน และอมัลกัมที่แข็งตัวใน 1 ชั่วโมง แต่หลังแข็งตัวเพียง 1 ชั่วโมงของเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ไม่เพียงพอต่อการต้านทานแรงบริเวณรับแรง (bearing area) สอดคล้องกับการศึกษาที่พบว่าการใช้วิทรีเมอร์อุดรอยทะลุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันมีการรั่วซึมน้อยกว่าการใช้คีแทค ฟิลอุดรอยทะลุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน อาจเป็นเพราะวิทรีเมอร์มีคุณสมบัติเชิงกลที่ดีกว่าคีแทค ฟิล โดยเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ทำหน้าที่ช่วยรับแรงและกระจายแรง อย่างไรก็ตามไม่ควรใช้เรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ หรือคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์รับแรงก่อนการแข็งตัวเต็มที่สมบูรณ์

แม้ว่าไททิน อมัลกัมจะมีค่าความแข็งแรงอัดสูงและใช้เป็นวัสดุอุดฟันหลังบริเวณรับแรงต้านทานการแตกหักสูง แต่ไม่สามารถทนต่อแรงดึงหรือแรงบิดที่เกิดรอบๆขอบรอยต่อของอมัลกัมและเนื้อฟัน (Anusavice, 1996) จากการศึกษาที่พบความรุนแรงของการรั่วซึมเกิดขึ้นกับกลุ่มที่ 1 มากที่สุด อาจเป็นเพราะแรงที่กระทำต่อฟันกรามน้อยเป็นแรงเฉือนที่มีทั้งด้านที่ได้รับแรงกด (pressure zone) และด้านรับแรงดึง (tension zone) ซึ่งไททิน อมัลกัมอาจทนต่อแรงดึงได้น้อย จึงพบรอยแตกร้าวในเนื้ออมัลกัมหรือมีการหลุดหายของอมัลกัมที่ส่วนปลายรูเปิดรอยทะลุเพิ่มความรุนแรงของการรั่วซึมมากกว่ากลุ่มอื่น

Mitchell และคณะ (1995) พบว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่ใช้เป็นวัสดุยึดฟัน เดียวเกิดรอยแตก (crack) จากการหดตัวขณะแข็งตัวของวัสดุก่อนการรับแรง ทำให้เกิดการล้ามเหลวในเนื้อวัสดุเอง และมีผลต่อการยึดติดของกลาสไอโอโนเมอร์กับเนื้อฟันและฟันเดือย โดย Grajower และ Guelmann (1989) กล่าวว่าความเค้นที่เกิดขึ้นจากการหดตัวขณะแข็งตัวทำให้มิติไม่มีเสถียรภาพ (dimensional instability) และมิติจะไม่เสถียรเพิ่มขึ้นเมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวในช่องปากที่มีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ

Chan และคณะ (1993) แนะนำให้ใช้คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์เป็นวัสดุยึดฟัน เดือย ในกรณีที่ช่องว่างโพรงฟันมีขนาดใหญ่เหลือเนื้อฟันบาง ด้วยการเตรียมฟันเดือยให้ส่วนโพสที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากับค่าเฉลี่ยฟันเดือยของฟันกรามน้อย โดยขึ้นความหนาของวัสดุยึดกลาสไอโอโนเมอร์จะทำหน้าที่ยึดและช่วยกระจายแรงบดเคี้ยวสู่เนื้อฟันที่เหลือ ซึ่งพบว่าวัสดุยึดคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์มีค่าความแข็งแรงยึดติด (retention strength) เท่ากับ 218 นิวตัน และเพิ่มเป็น 536 นิวตัน เมื่อขึ้นความหนาของกลาสไอโอโนเมอร์เท่ากับ 0.25 มิลลิเมตร อย่างไรก็ตามหากที่จะทำให้ซีเมนต์เป็นชั้นเนื้อเดียวกัน เมื่อยึดฟันเดือยด้วยกลาสไอโอโนเมอร์จะทำให้เกิดแรงดันไฮโดรไดนามิก (hydrodynamic pressure) อาจพบฟองอากาศในเนื้อวัสดุซึ่งทำให้คุณสมบัติเชิงกลลดลง

การแนะนำให้ใช้คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ยึดฟันเดือยโลหะเนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์ให้การยึดติดกับเนื้อฟันที่เหลืออยู่ได้ดี แต่ยังเป็นที่ยังสงสัยเกี่ยวกับคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ ซึ่ง Johnson และคณะ (1988) พบว่าคอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ที่ใช้เป็นวัสดุยึด แม้จะมีค่าความแข็งแรงอัดสูง แต่ค่าความแข็งแรงดึงและค่าความแข็งแรงดัดน้อย หากที่จะกระจายแรงด้วยการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง จึงเกิดการล้ามเหลวในเนื้อวัสดุ Olio (1991) สนับสนุนแนวคิดการใช้กลาสไอโอโนเมอร์เป็นวัสดุยึดเนื่องจากให้การยึดติดสูงประมาณ 4.75-6 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร มีความแข็งแรงอัดประมาณ 130-190 เมกกะนิวตันต่อตารางเมตร มีความต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างการแตกหักมากกว่าซิงค์ฟอสเฟต ซีเมนต์ Mitchell และคณะ (1994) พบว่าฟันเดือยที่ใช้คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์เป็นวัสดุยึดสามารถทนแรงดึง (pull out load) เฉลี่ยได้เพียง 53 เปอร์เซ็นต์ ของแรงจากค้ำบนเดือยทั้งหมด โดยให้แรงสูงสุดในฟันหน้าเท่ากับ 200 นิวตัน พบว่าฟันเดือยสามารถทนต่อแรงดึงได้เท่ากับ 106 นิวตัน

ในการศึกษานี้จำลองการให้แรงเท่ากับค่าเฉลี่ยแรงบดเคี้ยวของฟันกรามน้อย คล้ายการใช้ งานจริงในช่องปากด้วยแรง 288 นิวตัน เป็นเวลา 30 นาที และพักการให้แรง 15 นาที ก่อนได้รับ แรงใหม่ แต่ในช่องปากฟันได้รับแรงบดเคี้ยวเป็นระยะเวลาสั้นๆมีการคืนกลับสู่สมดุลการรับ แรงอย่างรวดเร็ว (Graf, 1969; Suit, 1975) ดังนั้นการใช้จีซี พูจี ซีเมนต์ยึดฟันเคี้ยวจึงเป็นอีกทาง เลือกหนึ่งในการรักษาคอลงรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบาง มีช่องว่างโพรงฟันขนาดใหญ่ เนื่องจากจีซี พูจี ซีเมนต์ให้การยึดติดได้ดีกว่าการใช้ซิงค์ ฟอสเฟต ซีเมนต์ (Chan และคณะ, 1993) และให้ฟลู ออไรด์ป้องกันรากฟันผุได้ดีกว่าการใช้เรซิน ซีเมนต์ โดยจีซี พูจี ซีเมนต์แข็งตัวได้เองในโพรงฟัน โดยไม่ต้องใช้แสงกระตุ้น (Swift และคณะ, 1990)

การใช้จีซี พูจี ซีเมนต์ในกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 มีชั้นความหนาซีเมนต์มากกว่ากลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 แต่ความรุนแรงการรั่วซึมของกลุ่มที่ 2 กลับน้อยกว่ากลุ่มที่ 1 และไม่แตกต่างอย่างมี นัยสำคัญจากกลุ่มที่ 3 และกลุ่มที่ 4 แสดงให้เห็นว่าจีซี พูจี ซีเมนต์ให้ความแข็งแรงยึดติดได้ดีไม่ ว่าจะมีชั้นความหนาของซีเมนต์มากน้อยแตกต่างกัน และจีซี พูจี ซีเมนต์ให้การยึดติดเป็นเนื้อเดียว กับกลาสไอโอโนเมอร์ทั้งวิทริเมอร์และคิแทค ฟิล ส่วนในกลุ่มที่ 1 ไททิน อมัลกัมที่ใช้อุดรอย ทะลุไม่เกิดการยึดติดกับจีซี พูจี ซีเมนต์จึงอาจเป็นเหตุให้พบการรั่วซึมมากกว่ากลุ่มอื่นที่เป็นกลาส ไอโอโนเมอร์เหมือนกันแต่คนละผลิตภัณฑ์

ฟันกรามน้อยที่รักษารากฟันแล้วไม่ว่าจะเป็นฟันบนหรือฟันล่าง ควรทำครอบฟันเพื่อ ป้องกันบวมฟันไว้ทั้งหมด เนื่องจากเป็นฟันที่อยู่ในตำแหน่งรับแรงเฉือนเฉลี่ยสูงสุดของการบด เคี้ยว อาจทำให้รากฟันแตกผ่ากลางได้ และในกรณีที่เนื้อฟันเหลืออยู่น้อยการทำฟันเคี้ยวเพื่อให้ เป็นแกนยึดครอบฟันและเสริมความแข็งแรงของโครงสร้างฟันที่เหลืออยู่ ให้เกิดความสำเร็จใน การรักษา (Sorensen และ Martinoff, 1984)

Frank (1959) พบว่าฟันที่ได้รับการรักษาคอลงรากฟันแล้วมีความเปราะมากกว่าฟันธรรม ชาติ อาจแตกได้เมื่อได้รับแรงบดเคี้ยว เนื่องจากในฟันธรรมชาติจะมีกลไกการป้องกันตัวเอง (feedback mechanism) ในเนื้อเยื่อปริทันต์ โพรงประสาทฟัน และระบบข้อต่อขากรรไกร เป็น ตัวจำกัดแรงบดเคี้ยวไม่ให้มากเกินไปเกินความสามารถของฟันที่จะรับได้ แต่ในฟันที่รักษาคอลงรากฟัน แล้วมีการตอบสนองต่อแรงบดเคี้ยวเพื่อป้องกันการแตกหักลดลงและมีการสูญเสียเนื้อฟันดี ดังนั้น การบูรณะฟันที่ผ่านการรักษาคอลงรากฟันมาแล้วให้ประสบความสำเร็จ นอกจากการเลือกฟัน

เดือยและครอบฟันที่เหมาะสมแล้ว การออกแบบด้านบดเคี้ยวของครอบฟันให้รับแรงสัมพันธ์กับระบบบดเคี้ยวทั้งการสบฟันในศูนย์และนอกศูนย์ ไม่ให้เกิดการสบสะดุดเป็นสิ่งสำคัญ เพื่อลดแรงกระทำบนรากฟันที่เหลืออยู่ (Laurell และ Lundgren, 1984)

การศึกษาการรับแรงบดเคี้ยวของ Anderson (1956) ด้วยการติดสัญญาณรับแรง (strain gauges) ในวัสดุอุดครอบ (onlay) ของฟันกรามบน พบว่าได้รับแรงบดเคี้ยวเท่ากับ 145 นิวตัน เมื่อเคี้ยวขนมปังกรอบ (biscuit) สอดคล้องกับการศึกษาของ Laurell และ Lundgren (1984) ที่วัดแรงบดเคี้ยวจากการติดสัญญาณรับแรง 4 ตำแหน่ง พบว่าฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยฟันปลอมติดแน่นในผู้ป่วยที่รักษาโรคเหงือก รับแรงบดเคี้ยวสูงสุดเฉลี่ยที่บริเวณฟันกรามน้อยบนซี่ที่สองในผู้ป่วยที่มีการสบฟันปกติมีค่าเท่ากับ 163 นิวตัน และ Lundgren และ Laurell (1986) พบว่าฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยสะพานฟันติดแน่นรับแรงบดเคี้ยวสูงสุดเฉลี่ย 37 เปอร์เซ็นต์ ของแรงบดเคี้ยวที่เคยได้รับจากฟันธรรมชาติ (habitual occlusion) ในผู้ป่วยแต่ละรายรับแรงบดเคี้ยวแตกต่างกันสัมพันธ์กับคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้บูรณะ อาหาร อายุ ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อบดเคี้ยว กระดูกและเนื้อเยื่อปริทันต์ที่รองรับ

ในการศึกษานี้ฟันตัวอย่างรับแรง 288 นิวตัน เป็นจำนวน 144,000 รอบ ไม่มากพอที่จะทำให้รากฟันแตก แต่ถ้าได้รับแรงสะสมคงค้างเป็นเวลานานจนเกิดความล้าเกินกว่าโครงสร้างเนื้อฟันที่เหลืออยู่จะรับได้ อาจทำให้เกิดรากฟันแตกได้ ซึ่งจากการศึกษาวัดแรงบดเคี้ยวดังกล่าวข้างต้นพบว่าฟันที่ได้รับการบูรณะด้วยครอบฟันหรือสะพานฟันติดแน่นที่มีการสูญเสียเนื้อฟันดี จะรับแรงบดเคี้ยวได้น้อยกว่าฟันธรรมชาติ ดังนั้นฟันที่ผ่านการรักษาลงรากฟันถ้ากำหนดให้รับแรงบดเคี้ยวเท่ากับแรงบดเคี้ยวเดิมที่เคยได้รับ อาจทำให้รากฟันแตกโดยเฉพาะฟันกรามน้อย จึงควรออกแบบครอบฟันให้มีขนาดด้านบดเคี้ยวลดลงให้เกิดการสบฟันสมดุลอย่างแผ่วเบา

การรับแรงก่อนการทดสอบการรั่วซึมอาจเป็นปัจจัยเสริมให้เกิดการรั่วซึมเพิ่มมากขึ้น ซึ่งในการศึกษานี้พบว่าเกิดการรั่วซึมขึ้นทุกกลุ่ม แม้ว่าวิทรีเมอร์จะให้การยึดติดกับเนื้อฟันได้ดีแต่ภายหลังการรับแรงมากเกินความสามารถในการต้านทาน อาจเกิดความล้าเหลวในการยึดติด แต่ความรุนแรงการรั่วซึมของวิทรีเมอร์เกิดขึ้นน้อยกว่าการไททิน อมัลกัมและซีแทค ฟิล

การวัดผลการรั่วซึมในการศึกษานี้ ใช้วิธีตัดฟันทามยาวซึ่งมีข้อจำกัดคืออาจตัดไม่ผ่าน กลางวัสดุอุดรอยทะลุผิวรากฟันขนานแนวแกนกลางจากด้านใกล้ไปหาด้านไกลของรากฟัน และมีการสูญเสียเนื้อฟันตามความหนาของใบมีดที่มีค่าเท่ากับ 0.012 นิ้ว ทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการวัดและแปลผลการรั่วซึม ถ้าเนื้อฟันที่สูญเสียเป็นส่วนที่มีสีติดหรือตัดผ่านในส่วนที่ไม่พบการติดสี ทำให้แปลผลความรุนแรงของการรั่วซึมได้น้อยกว่าความเป็นจริง

ระยะทางเฉลี่ยการรั่วซึมของวัสดุจะมากหรือน้อยแตกต่างกันในแต่ละการศึกษาขึ้นกับ ชนิดอนุภาคของประจุพื้นที่ผิวสัมผัสและระยะเวลาของสีที่ใช้ทดสอบ (Going, 1972; Bauer และ Henson, 1984; Taylor และ Lynch, 1992; Pathomvanich และ Edmunds, 1996) ซึ่งในการศึกษานี้ วัดผลระยะทางเฉลี่ยการรั่วซึมด้วยซิลเวอร์ในเตรต พบว่าไททิน อมัลกัมมีระยะทางเฉลี่ยการรั่วซึมมากที่สุดเท่ากับ 2.92 มิลลิเมตร ส่วนวิทรีเมอร์และคิแทค ฟิลที่ใช้อุดรอยทะลุพร้อมบุหรือฉาบฟัน ผนังคลองรากฟันมีระยะทางเฉลี่ยการรั่วซึมเท่ากับ 1.76 มิลลิเมตร และ 2.33 มิลลิเมตร ตามลำดับ ดังตารางที่ 7 มากกว่าการวัดผลระยะทางการรั่วซึมด้วยอิริโทรซิน 2 เปอร์เซนต์ ซึ่งพบว่าอมัลกัมมีระยะทางเฉลี่ยการรั่วซึมเท่ากับ 2.72 มิลลิเมตร มากกว่าวิทรีบอนด์และคิแทค ฟิลที่มีระยะทางเฉลี่ยการรั่วซึมเท่ากับ 0.70 มิลลิเมตร และ 1.72 มิลลิเมตร ตามลำดับ (Alhadainy และ Himel, 1993; Alhadainy และ Himel, 1993) ทั้งนี้เนื่องจากซิลเวอร์ อีออนมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเล็กมากประมาณ 0.059 นาโนเมตร ทำให้สามารถซึมผ่านขอบรอยต่อระหว่างเนื้อฟันและวัสดุอุดที่เกิดการยึดติดด้วยพันธะเคมีและการยึดติดเชิงกลเข้าไปได้ ถ้าเกิดความล้มเหลวการยึดติดในเนื้อวัสดุหรือการล้มเหลวการยึดติดระหว่างวัสดุอุดกับเนื้อฟันแม้ช่องว่างขอบรอยต่อจะมีขนาดเล็กก็ตาม (Wu และคณะ, 1983)

การใช้ไททิน อมัลกัมอุดรอยทะลุที่ไม่บุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน เป็นวิธีการรักษาคลองรากฟันที่เนื้อฟันบางและมีรูทะลุแบบเดิม ซึ่งในการศึกษานี้พบว่าเป็นการรักษาที่มีการรั่วซึมมากกว่าการใช้กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีการนำเสนองาน 2 ชนิดคือ คอนเวนชันนัล กลาสไอโอโนเมอร์ (คิแทค ฟิล) และเรซิน โมดิฟายด์ กลาสไอโอโนเมอร์ (วิทรีเมอร์) อย่างไรก็ตามไม่มีวัสดุอุดรอยทะลุหรือวิธีการบูรณะผนังคลองรากฟันที่เหลือนเนื้อฟันบางและมีรูทะลุใดให้ผลการรักษาที่ดีที่สุด เนื่องจากฟันตัวอย่างทุกซี่พบว่าการรั่วซึมเกิดขึ้น โดยมีค่าความรุนแรงของการรั่วซึมแตกต่างกัน ดังตารางที่ 8 ซึ่งพบว่าการใช้วิทรีเมอร์อุดรอยทะลุไม่บุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน มีการรั่วซึมไม่แตกต่างจากการใช้คิแทค ฟิลอุดรอยทะลุไม่บุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน และเมื่อ

พิจารณาการใช้วิธีเมอร์อุครอยทะเลดูไม่ว่าจะใช้วิธีไม่บูหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันหรือวิธีบูหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน ก็มีการรั่วซึมไม่แตกต่างกัน แต่การใช้วิธีเมอร์อุครอยทะเลดูด้วยวิธีบูหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันมีการรั่วซึมน้อยกว่าการใช้ซีเมนต์ ฟิลอุครอยทะเลดูด้วยวิธีบูหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นการใช้วิธีเมอร์อุครอยทะเลดูทั้ง 2 วิธี อาจเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการรักษาคคลองรากฟันที่เนื้อฟันบางและมีรูทะเลดู ซึ่งจะทำให้เกิดการรั่วซึมน้อยกว่าวิธีการรักษาที่ใช้อมัลกัมอุครอยทะเลดูโดยไม่บูหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟัน

เนื่องจากกลาสไอโอโนเมอร์มีคุณสมบัติการยึดติดและให้ความแนบสนิทกับเนื้อฟันจึงแนะนำให้ใช้กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ กระตุ้นให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ และชักนำให้มีการหายของแผลอุครอยทะเลดูและบูรณะผนังคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบาง แต่ทั้งนี้ อาจต้องคำนึงคุณสมบัติอย่างอื่นด้วย เช่น คุณสมบัติเชิงกล เคมีสมบัติ ความสามารถในการต้านทานแรงบดเคี้ยว เพื่อให้ฟันที่ได้รับการบูรณะมีอายุการใช้งานนาน ซึ่งในงานวิจัยนี้พบว่าการใช้วิธีเมอร์อุครอยทะเลดูและบูรณะผนังคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบางก่อนการบูรณะฟันนั้นต่อด้วยฟันเดือยและครอบฟันสามารถต้านทานแรงและลดการรั่วซึมได้ดีกว่าการใช้ซีเมนต์ ฟิลและไททินอมัลกัม

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 6

สรุปและข้อเสนอแนะ

สรุป

การศึกษาความสัมพันธ์ของการรั่วซึมของวัสดุอุดกลาสไอโอโนเมอร์ที่ใช้บูรณะผนังคลองรากฟันที่หล่อเนื้อฟันบางและเกิดรอยทะลุภายหลังจากการบูรณะฟันด้วยฟันเดือยและครอบฟันเมื่อได้รับแรง และเปรียบเทียบการรั่วซึมเมื่อใช้วัสดุต่างชนิดกันและกรรมวิธีในการบูรณะต่างกัน ในงานวิจัยนี้พบว่า

1. การใช้ไททิน อมัลกัมอุดรอยทะลุที่ไม่บุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน มีการรั่วซึมมากกว่าการใช้วิธรีเมอร์อุดรอยทะลุด้วยวิธีไม่บุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟันและวิธีบุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน และกีแทค ฟิลที่อุดรอยทะลุพร้อมบูรณะผนังคลองรากฟันอย่างมีนัยสำคัญ

2. การใช้วิธรีเมอร์อุดรอยทะลุที่ไม่บุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน มีการรั่วซึมไม่แตกต่างจากการอุดรอยทะลุพร้อมบูรณะผนังคลองรากฟันด้วยวิธรีเมอร์หรือกีแทค ฟิล การเลือกวัสดุอุดรอยทะลุให้มีความเหมาะสมและมีกลสมบัติด้านทานแรง จึงเป็นปัจจัยสำคัญกว่าการเลือกวิธีการบูรณะผนังคลองรากฟันที่หล่อเนื้อฟันบาง เนื่องจากไม่พบความแตกต่างระหว่างวิธีการไม่บุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟัน กับวิธีการบุหรือฉาบฟันผนังคลองรากฟันเมื่ออุดรอยทะลุด้วยวัสดุเดียวกัน

3. การอุดรอยทะลุพร้อมบูรณะผนังคลองรากฟันด้วยวิธรีเมอร์มีการรั่วซึมน้อยกว่า การอุดรอยทะลุพร้อมบูรณะผนังคลองรากฟันด้วยกีแทค ฟิลอย่างมีนัยสำคัญ อาจเนื่องจากวิธรีเมอร์ให้การยึดติดและมีกลสมบัติด้านทานแรงสูงกว่ากีแทค ฟิล เมื่อบูรณะด้วยวิธีเดียวกัน

4. พบการรั่วซึมเกิดขึ้นทุกซี่จึงยังไม่มีวิธีการรักษาคลองรากฟันที่หล่อเนื้อฟันบางและมีรอยทะลุใดให้ผลการรักษาที่ดีที่สุด แต่เนื่องจากรอยทะลุผิวรากฟันของฟันกรามน้อยอยู่ในตำแหน่ง

ที่รับแรงเฉือน ทำให้เกิดแรงกดด้านรับแรงและแรงดึงด้านตรงข้ามกับแรงกระทำที่ขอบรอยต่อของวัสดุตลอดเวลาการใช้งานจึงเพิ่มโอกาสเกิดการร้าวซึม

ข้อเสนอแนะ

1. การบูรณะคลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันบางและมีรอยทะลุ สามารถรักษาด้วยวิธีไม่ทำศัลยกรรมด้วยการเลือกใช้กลาสไอโอโนเมอร์ที่มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ ชักนำให้เกิดการสร้างกระดูกและเนื้อเยื่อ ให้ฟันระคายเคืองและมีความเหมาะสมกับเนื้อฟัน นอกจากนั้นจะต้องมีคุณสมบัติเชิงกลอื่นเช่น ความแข็งแรงอัด ความแข็งแรงดึง ความแข็งแรงยึดหยุ่น และพลังงานการแตกหักสูงพอที่จะต้านทานแรงเฉือนจากแรงบดเคี้ยวที่กระทำต่อฟันกรามน้อย เพื่อการลดการร้าวซึม และยืดอายุการใช้งาน ลดการสูญเสียฟัน

2. ฟันที่ผ่านการอุดรอยทะลุและบูรณะผนังคลองรากฟันแล้วควรบูรณะฟันต่อด้วยฟันเดือยและครอบฟัน เพื่อเสริมความแข็งแรงของโครงสร้างเนื้อฟันที่เหลืออยู่ เนื่องจากฟันกรามน้อยอยู่ในตำแหน่งรับแรงเฉือนสูงสุด มีโอกาสเกิดรากฟันแตกได้

3. คลองรากฟันที่เหลือเนื้อฟันคือน้อยและมีรอยทะลุผิวรากฟัน มีความอ่อนแอของรากฟันสูง สูญเสียการตอบสนองต่อแรงเพื่อป้องกันตัวเอง เมื่อได้รับบดเคี้ยวที่มากเกินไป ทำให้รากฟันแตกได้ ดังนั้นการบูรณะฟันขั้นสุดท้ายด้วยครอบฟันดีดแน่น จึงควรออกแบบด้านบดเคี้ยวให้มีบริเวณรับแรงน้อยกว่าฟันธรรมชาติเดิม เพื่อให้เกิดการสบสัมผัสฟันอย่างแผ่วเบา ไม่มีการสบสะคูด ป้องกันการสูญเสียฟัน

4. ในการศึกษาพบว่าการรักษาคลองรากฟันที่เนื้อฟันบางและมีรอยทะลุด้วยวิธีเมอร์มีความต้านทานการแตกหักและลดการร้าวซึม แต่ในทางคลินิกมีข้อจำกัดในการเข้าทำการอุด และควบคุมความชื้น น่าจะมีการศึกษาต่อเนื่องในทางคลินิก เพื่อติดตามผลการรักษาว่าฟันที่ผ่านการรักษาด้วยวิธีดังกล่าวมีอายุการใช้งานได้นานเท่าใด เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการบูรณะที่อุดรอยทะลุด้วยไททิน อมัลกัม โดยไม่บุหรือฉาบพื้นผนังคลองรากฟันที่ใช้รักษาอยู่ทั่วไป

รายการอ้างอิง

- Abdalla, A. I. ; and Alhadainy, H. A. .Clinical evaluation of glass ionomer restorative in class V abrasion lesions: two-year results. Quintessence Int 28 (1997): 255-258.
- Abdalla, A. I. ; and Garcia-Godoy, F. Bond strengths of resin-modified glass ionomers and polyacid-modified resin composites to dentin. Am J Dent 10 (1997): 291-294.
- Abou-Rass, M. ; Jann, J. M. ; Jobe, D. ; and Tsutsui, F. Preparation of space for posting: effect on thickness of canal walls and incidence of perforation in molars. J Am Dent Assoc 104 (1982): 834-837.
- Aguirre, R. ; El Deeb, M. E. ; and El Deeb, M. E. Evaluation of the repair of mechanical furcation perforations using amalgam, gutta-percha, or indium foil. J Endod 12 (1986): 249-256.
- Al-Ajam, A. D. K. ; and McGregor, A. J. Comparison of the sealing capabilities of ketac-silver and extra high copper alloy amalgam when used as retrograde root canal filling. J Endod 19 (1993): 353-356.
- Alhadainy, H. A. Root perforations a review of literature. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 78 (1994): 368-374.
- Alhadainy, H. A. ; Elsaed, H. Y. ; and Elbaghdady. An electrochemical study of the sealing ability of different retrofilling materials. J Endod 19 (1993): 508-511.
- Alhadainy, H. A. ; and Himel, V. T. Comparative study of the sealing ability of light-cured versus chemically cured materials placed into furcation perforations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 76 (1993)_a: 338-342.
- Alhadainy, H. A. ; and Himel, V. T. Evaluation of the sealing ability of amalgam, cavite, and glass ionomer cement in the repair of furcation perforations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 75 (1993)_b: 362-366.
- Al-Khatib, Z. Z. ; Baum, R. H. ; Morse, D. R. ; Yesilsoy, C. ; Bhambhani, S. ; and Furst, M. L. The antimicrobial effect of various endodontic sealers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 70 (1990): 784-790.
- Al-Obaidi, F. F. ; and Salama, F. S. Resin-modified glass ionomer restorations in primary

- molars: a comparison of three in vitro procedures. J Clin Pediatr Dent 21 (1996): 73-78.
- Anderson, D. J. Measurement of stress in mastication II. J Dent Res 35 (1956): 671-673.
- Anderson, D. J. ; and Picton, D. C. A. Masticatory stresses in normal and modified occlusion. J Dent Res 37 (1958): 312-317.
- Anusavice, K. J. Phillips' science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1996.
- Ash, M. M. ; and Ramfjord, S. Occlusion. 4th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1995.
- Assif, D. ; Bitenski, A. ; Pilo, R. ; and Oren, E. Effect of post design on resistance of endodontically treated teeth with complete crowns. J Prosthet Dent 69 (1993): 36-40.
- Attin, T. ; Buchalla, W. ; and Hellwig, E. Influence if enamel conditioning on bond strength of resin-modified glass ionomer restorative materials and polyacid-modified composites. J Prosthet Dent 76 (1996): 29-33.
- Attin, T. ; Buchalla, W. ; Kielbassa, A. M. ; and Hellwig, E. Curing shrinkage and volumetric Changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. Dent Mater 11 (1995): 359-362.
- Awliya, W. Y. ; and Akpata, E. S. Effect of fluorosis in shear bond strength of glass ionomer-based restorative materials to dentin. J Prosthet Dent 81 (1999): 290-294.
- Balla, R. ; LoMonaco, C. J. ; Skribner, J. ; and Lin, L. M. Histological study of furcation perforations treated with tricalcium phosphate, hydroxylapatite, amalgam, and life. J Endod 17 (1991): 234-238.
- Barkhardar, R. A. ; Pelzner, R. B. ; and Stark, M. M. Use of glass ionomers as retrofilling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 67 (1989): 734-739.
- Barnes, D. M. ; Blank, L. W. Gingell, J. C. ; and Giner, P. P. Aclinical evaluation of a resin-modified glass ionomer restorative material. J Am Dent Assoc 126 (1995): 1245-1253.
- Barnett, R. J. ; Burton, W. E. ; and Nuckles, D. B. Intentional replantation: report of a successful case. Quintessence Int 12 (1992): 755-757.
- Barnett, F. ; Trope, M. ; Rooney, J. ; and Tronstad, L. In vivo sealing ability of calcium hydroxide-containing root canal sealers. Endod Dent Traumatol 5 (1989): 23-26.

- Barry, T. I. ; Clinton, D. J. ; and Wilson, A. D. The structure of glass ionomer cement and its relationship to the setting process. J Dent Res 58 (1979): 1072-1079.
- Bates, J. F. ; Stafford, G. D. ; and Harrison, A. Masticatory function-a review of the literature (III) masticatory performance and efficiency. J Oral Rehabil 3 (1976): 57-67.
- Bauer, J. G. ; and Henson, J. Microleakage: a measure of the performance of direct filling materials. Oper Dent 9 (1984): 2-9.
- Beatty, M. W. ; and Pidaparti, R. M. V. Elastic and fracture properties of dental direct filling materials. Biomaterials 14 (1993): 999-1002.
- Beavers, R. A. ; Bergenholtz, G. ; and Cox, C. F. Periodontal wound healing following intentional root perforations in permanent teeth of macaca mulatta. Int Endod J 19 (1986): 36-44.
- Beech, D. R. Improvement in the adhesion of polyacrylate cements to human dentine. Br Dent J 135 (1973): 442-445.
- Beltes, P. ; Koulaouzidou, E. ; Kotoula, V. ; and Kortsaris, A. H. In vitro evaluation of the cytotoxicity of calcium hydroxide-based root canal sealers. Endod Dent Traumatol 11 (1995): 245-249.
- Benenati, F. W. ; Roane, J. B. ; Biggs, J. T. ; and Simon, J. H. Recall evaluation of iatrogenic root perforations repaired with amalgam and gutta-percha. J Endod 12 (1986): 161-166.
- Blackman, R. ; Gross, M. ; and Seltzer, S. An evaluation of the biocompatibility of a glass ionomer-silver cement in rat connective tissue. J Endod 15 (1989): 76-79.
- Bouschlicher, M. R. ; Vargas, M. A. ; and Denehy, G. E. Effect of desiccation on microleakage of five class 5 restorative materials. Oper Dent 21(1996): 90-95.
- Bourke, A. M. ; Walls, A. W. ; and McCabe, J. I. Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cement: the setting reaction. J Dent 20 (1992): 115-120.
- Brackett, W. W. ; Gunnin, T. D. ; Gilpatrick, R. O. ; and Browning, W. D. Microleakage of class V compomer and light-cured glass ionomer restorations. J Prosthet Dent 79 (1998): 261-263.
- Briseno, M. B. ; and Willershausen, B. Root canal sealer cytotoxicity with human gingival

- fibroblasts III calcium hydroxide-based sealers. J Endod 18 (1992): 110-113.
- Bullard, H. ; Leinfelder, H. F. ; and Russell, H. M. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. J Am Dent Assoc 116 (1988): 871-874.
- Burnell, S. C. Improved cast dowel and base for restoring endodontically treated teeth. J Am Dent Assoc 68 (1964): 39-45.
- Callis, P. D. ; and Santini, A. Tissue response to retrograde root fillings in the ferret canine: a comparison of a glass ionomer cement and gutta-percha with sealer. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 64 (1987): 475-479.
- Cattani-Lorente, M. A. ; Dupuis, V. ; Payan, J. ; Moya, F. ; and Meyer. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. Dent Mater 15 (1999): 71-78.
- Caughman, W. F. ; Caughman, G. B. ; Dominy, W. T. ; and Schuster, G. S. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. J Prosthet Dent 63 (1990): 513-521.
- Chailertvanitkul, P. ; Saunders, W. P. ; and Mackenzie, D. Coronal leakage in teeth root-filled with gutta-percha and two different sealers after long-term storage. Endod Dent Traumatol 13 (1997): 82-87.
- Chan, F. W. ; Harcourt, J. K. ; and Brockhurst, P. J. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. Aust Dent J 38 (1993): 39-45.
- Chong, B. S. ; Pitt Ford, T. R. ; and Watson, T. F. The adaptation and sealing ability of light-cured glass ionomer retrograde root fillings. Int Endod J 24 (1991): 223-232.
- Colley, I. T. ; Hampson, E. L. ; and Lehman, M. L. Retention of post-crowns : an assessment of the relative efficiency of posts of different shapes and sizes. Br Dent J 124 (1968): 63-69.
- Conway, J. C. ; and Baumhammers, A. Scanning electron microscopic examination of surfaces and margins of restorations. J Prosthet Dent 27 (1972): 622-631.
- Craig, R. G. Restorative Dental Materials. 9th ed. St. Louis: The C.V. Mosby, 1993.
- Crisp, S. ; Lewis, B. G. ; and Wilson, A. D. Characterization of glass-ionomer cements: 6 a study of erosion and water absorption in both neutral and acidic media. J Dent 8

(1980): 68-74.

- Crisp, S. ; Pringuer, M. A. ; Wardleworth, D. ; and Wilson, A. D. Reaction in glass ionomer cements: II. an infrared spectroscopic study. J Dent Res 53 (1974): 1414-1419.
- Crisp, S. ; and Wilson, A. D. Reaction in glass ionomer cements: I. decomposition of the powder. J Dent Res 53 (1974): 1408-1413.
- Croll, T. P. ; and Helpin, M. L. Class II vitremer restoration of primary molars. J Dent for Children (1995): 17-21.
- Cunningham, J. ; and Williams, D. F. Marginal failure in anterior restorations. J Prosthet Dent 39 (1978): 522-526.
- Davidson, C. L. Glass ionomer base under posterior composites. J Esthet Dent 6 (1994): 223-226.
- Davidson, C. L. ; and Abdalla, A. I. Effect of occlusion load cycling on the marginal integrity of adhesive class V restorations. Am J Dent 7 (1994): 111-114.
- Davidson, C. L. ; Abdalla, A. I. ; and DeGee, A. J. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. J Oral Rehabil 20 (1993): 291-300.
- Davidson, C. L. ; and DeGee, A. J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res 63 (1984): 146-148.
- Dazey, S. ; and Senia, E. S. An in vitro comparison of the sealing ability of materials placed in lateral root perforations. J Endod 16 (1990): 19-23.
- DeGroot, M. E. ; Oguntebi, B. R. ; Cunningham, C. J. ; and Pink, R. A comparison of tissue reactions to Ketac-Fil and amalgam. J Endod 21 (1995): 65-69.
- DeMagalhaes, C. S. ; Serra, M. C. ; and Rodrigues, A. L. Volumetric microleakage assessment of glass-ionomer-resin composite hybrid materials. Quintessence Int 30 (1999): 117-121.
- DeSort, K. D. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. J Prosthet Dent 49 (1983): 203-206.
- Diaz-Arnold, A. M. ; and Wilcox, L. R. Restoration of endodontically treated anterior teeth: an evaluation of coronal microleakage of glass ionomer and composite resin materials.

J Prosthet Dent 64 (1990): 643-646.

- Doerr, C. L. ; Hilton, T. J. ; and Hermes, C. B. Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. Am J Dent 19 (1996): 19-21.
- Douglas, W. H. ; Fields, R. P. ; and Fundingsland, J. A comparison between the microleakage of direct and indirect composite restorative systems. J Dent 17 (1989): 184-188.
- Durney, E. L. ; and Rosen, H. Root fracture as a complication of post design and insertion: a laboratory study. Oper Dent 2 (1977): 90-94.
- ElDeeb, M. E. ; ElDeeb, M. ; Tabibi, A. ; and Jensen, J. R. An evaluation of the use of amalgam, cavite, and calcium hydroxide in the repair of furcation perforations. J Endod 8 (1982): 459-466.
- Erdilek, N. ; Ozata, F. ; and Sepetcioglu, F. Microleakage of glass ionomer cement composite resin and glass ionomer resin cement. J Clin Pediatr Dent 21 (1997): 311-314.
- Esberard, R. M. ; Carnes, D. L. ; and DelRio, C. E. PH changes at the surface of root dentin when using root canal sealers containing calcium hydroxide. J Endod 22 (1996): 399-401.
- Feilzer, A. J. ; DeGee, A. J. ; and Davidson, C. L. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. J Prosthet Dent 59 (1988): 297-300.
- Feilzer, A. J. ; DeGee, A. J. ; and Davidson, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res 66 (1987): 1636-1639.
- Feilzer, A. J. ; Kakaboura, A. I. ; and DeGee, A. J. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. Dent Mater 11 (1995): 186-190.
- Frank, A. L. Protective coronal coverage of the pulpless tooth. J Am Dent Assoc 59 (1959): 895-900.
- Frank, A. L. Resorption, perforations, and fractures. Dent Clin North Am 18 (1974): 465-487.
- Friedl, K. H. ; Powers, J. M. ; and Hiller, K. A. Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. Oper Dent 20 (1995): 74-80.
- Friedl, K. H. ; Schmalz, G. ; Hiller, K. A. ; and Mortazavi, F. Marginal adaptation of

- composite restorations versus hybrid ionomer/composite sandwich restorations. Oper Dent 22 (1997): 21-29.
- Fritz, U. B. ; Finger, W. J. ; and Uno, S. Marginal adaptation of resin-bonded light-cured glass ionomers in dentin cavities. Am J Dent 9 (1996)_a : 253-258.
- Fritz, U. B. ; Finger, W. J. ; and Uno, S. Resin-modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin. Dent Mater 12 (1996)_b : 161-166.
- Fruits, T. J. ; Duncanson, M. G. ; and Miller, R. C. Bond strengths of fluoride-releasing restorative materials. Am J Dent 9 (1996): 219-222.
- Geurtsen, W. ; Leinenbach, F. ; Krage, T. ; and Leyhausen, G. Cytotoxicity of four root canal sealers in permanent 3T3 cell and primary human periodontal ligament fibroblast cultures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 85 (1998): 592-597.
- Gibbs, C. H. ; Lundeen, H. C. ; Mahan, P. E. ; and Fujimoto, J. Chewing movements in relation to dorder movements at the first molar. J Prosthet Dent 46 (1981): 308-322.
- Gladys, S. ; Meerbeek, B. V. ; Lambrechts, P. ; and Vanherle, G. Marginal adaptation and retention of glass-ionomer, resin-modified glass ionomers and a polyacid-modified resin composite in cervical class V lesion. Dent Mater 14 (1998): 294-306.
- Going, R. E. Cavity liners and dentin treatment. J Am Dent Assoc 69 (1964): 415-422.
- Going, R. E. Microleakage around dental restorations: a summarizing review. J Am Dent Assoc 84 (1972):1349-1357.
- Goldberg, F. ; and Gurfinkel, J. Analysis of the use of dycal with gutta percha points as and endodontic filling technique. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 47 (1979): 78-82.
- Graf, H. Bruxism. Dent Clin North Am 13 (1969): 659-665.
- Grajower, R. ; and Guelmann, M. Dimensional changes during setting of a glass ionomer filling material. Quintessence Int 20 (1989): 505-511.
- Grossman, L. I. Endodontic Practice. 10th ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1982.
- Grossman, L. I. The management of accidents encountered in endodontic practice. Dent Clin North Am 11 (1957): 903-912.
- Guzy, G. E. ; and Nicholls, J. I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosthet Dent 42 (1979): 39-44.

- Hallett, K. B. ; and Garcia-Godoy, F. Microleakage of resin-modified glass ionomer cement restorations :a in vitro study. Dent Mater 9 (1993): 306-311.
- Harris, W. E. A simplified method of treatment for endodontic perforations. J Endod 2 (1976): 126-134.
- Hartwell, G. R. ; and England, M. C. Healing of furcation perforations in primate teeth after repair with decalcified freeze-dried bone: a longitudinal study. J Endod 19 (1993): 357-361.
- Helfer, A. R. ; Melnick, S. ; and Schilder, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 34 (1972): 661-669.
- Hildebrand, G. Y. A further contribution to mandibular kinetics. J Dent Res 16 (1937): 551-559.
- Himel, V. T. ; and Alhadainy, H. A. Effect of dentin preparation and acid etching on the sealing ability of glass ionomer and composite resin when used to repair furcation perforations over plaster of Paris barriers. J Endod 21 (1995): 142-145.
- Himel, V. T. ; Brady, J. ; and Weir, J. Evaluation of repair of mechanical perforations of the pulp chamber floor using biodegradable tricalcium phosphate or calcium hydroxide. J Endod 11 (1985): 161-165.
- Hoag, E. P. ; and Dwyer, T. G. A comparative evaluation of three post and core techniques. J Prosthet Dent 47 (1982): 177-181.
- Holland, R. ; Mello, W. ; Nery, M. J. ; Bernabe, P. F. E. ; and Souza, V. Reaction of human periapical tissue to pulp extirpation and immediate root canal filling with calcium hydroxide. J Endod 3 (1977): 63-67.
- Hotz, P. ; McLean, J. W. ; Sced, I. ; and Wilson, A. D. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. Br Dent J 142 (1977): 41-47.
- Howell, A. H. ; and Brudevold, F. Vertical forces used during chewing of food. J Dent Res 29 (1950): 133-136.
- Ingle, J. I. ; and Bakland, L. K. Endodontics 4th ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1994.
- Jew, R. C. K. ;Weine, F. S. ; Keene, J. J. ; and Smulson, M. H. A A histologic evaluation of periodontal tissues adjacent to root perforations filled with cavit. Oral Surg Oral Med

Oral Pathol 54 (1982): 124-135.

Johnson, G. H. ; Herbert, A. H. ; and Powers, J. M. Changes in properties of glass ionomer luting cements with time. Oper Dent 13 (1988): 191-196.

Johnson, J. K. ; and Sakumura, J. S. Dowel from and tensile force. J Prosthet Dent 40 (1978): 645-649.

Johnson, J. K. ; Schwartz, N. L. ; and Blackwell, R. T. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. J Am Dent Assoc 93 (1976): 597-605.

Kerekes, K. ; and Tronstad, L. Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. J Endod 5 (1979): 83-90.

Kovarik, R. E. ; and Muncy, M. V. Fracture toughness of resin -modified glass ionomers. Am J Dent 8 (1995): 145-148.

Kvinnslund, I. ; Oswald, R. J. ; Halse, A. ; and Gronningsaeter, A. G. A clinical and roentgenological study of 55 cases of root perforation. Int Endod J 22 (1989): 75-84.

Laurell, L. ; and Lundgren, D. A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. J Oral Rehabil 11 (1984): 39-44.

Lee, S. ; Monsef, M. ; and Torabinejad, M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. J Endod 19 (1993): 541-543.

Lemon, R. R. Nonsurgical repair of perforation defects internal matrix concept. Dent Clin North Am 36 (1992): 439-457.

Leyhausen, G. ; Abtahi, M. ; Karbakhsch, M. ; Sapotnick, A. ; and Geurtsen, W. Biocompatibility of various light-curing and one conventional glass-ionomer cement. Biomaterials 19 (1998): 559-564.

Limkangwalmongkol, S. ; Abbott, P. V. ; and Sandler, A. B. Apical dye penetration with four root canal sealer and gutta-percha using longitudinal sectioning. J Endod 18 (1992): 535-539.

Lin, A. ; McIntyre, N. S. ; and Davidson, R. D. Studies on the adhesion of glass ionomer cements to dentine. J Dent Res 71 (1992): 1836-1841.

Lundgren, D. ; and Laurell, L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions

- restored with fixed bridges of cross-arch extension. J Oral Rehabil 13 (1986): 57-71.
- Makkawy, H. M. ; Koka, S. ; Lavin, M. T. ; and Ewoldsen, N. O. Cytotoxicity of root perforation repair materials. J Endod 24 (1998): 477-479.
- Maneenut, C. ; and Tays, M. J. Clinical evaluation of resin-modified glass ionomer restorative cements in cervical abrasion lesions: one-year results. Quintessence Int 26 (1995): 739-743.
- Mannocci, F. ; Vichi, A. ;and Ferrari, M. Sealing ability of several restorative materials used for repair of lateral root perforations. J Endod 23 (1997): 639-641.
- Martin, L. R. ; Glibert, B. ; and Dickerson. Management of endodontic perforations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 54 (1982): 668-677.
- Mathis, R. S. ; and Ferracane, J. L. Properties of a glass ionomer / resin composite hybrid material. Dent Mater 5 (1989): 355-358.
- Mattison, G. D. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. J Prosthet Dent 48 (1982): 407-411.
- Matsumoto, K. ; Inoue, K. ; and Matsumoto, A. The effect of newly developed root canal sealers on rat dental pulp cells in primary culture. J Endod 15 (1989): 60-67.
- McCabe, J. F. Resin-modified glass ionomers. Biomaterials 19 (1998): 521-527.
- McCurdy, C. R. ; Swartz, M. L. ; Phillips, R. W. ; and Rhodes, B. F. A comparison of in vivo and in vitro microleakage of dental restorations. J Am Dent Assoc 88 (1974): 592-602.
- McLean, J. W. Aesthetics in restorative dentistry: the challenge for the future. Br Dent J 149 (1980): 368-373.
- McLean, J. W. ; and Gasser, O. Glass-cermet cements. Quintessence Int 5 (1985): 333-343.
- McLean, J. W. ; and Wilson, A. D. The clinical development of glass ionomer cements: I formulations and properties. Aust Dent J (1977): 33-36.
- McLean, J. W. ; Wilson, A. D. ; and Prosser, J. H. Development and use of water-hardening glass ionomer luting cements. J Prosthet Dent 52 (1984): 175-181.
- Mitchell, C. A. ; Orr, J. F. ; and Connor, K. N. Comparative study of four glass ionomer luting cements during post pull-out tests. Dent Mater 10 (1994): 88-91.

- Mitchell, C. A. ; Douglas, W. H. ; and Cheng, Y. S. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass ionomer and composite luting cements. Dent Mater 15 (1999): 7-13.
- Mitchell, C. A. ; Orr, J. F. ; and Kennedy, J. G. Factors influencing the failure of dental glass ionomer cements due to contraction. Biomaterials 16 (1995): 11-16.
- Mitra, S. B. ; and Conway, W. T. Coefficient of thermal expansion of some methacrylate-modified glass ionomers. J Dent Res 73 (1994): 219. (abstr 944)
- Mitra, S. B. ; and Kedrowski, B. L. Long-term mechanical properties of glass ionomers. Dent Mater 10 (1994): 78-82.
- Molven, O. Tooth mortality and endodontic status of a selected population group observations before and after treatment. Acta Odont Scand 34 (1976): 107-116.
- Mount, G. J. Glass ionomer cements: past, present and future. Oper Dent 19 (1994): 82-90.
- Newburg, R. E. ; and Pameijer, C. H. Retentive properties of post and core systems. J Prosthet Dent 36 (1976): 636-648.
- Nicholls, E. Treatment of traumatic perforations of the pulp cavity. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 15 (1962): 603-612.
- Oilo, G. Luting cements: a review and comparison. Int Dent J 41 (1991): 81-88.
- Oilo, G. ; and Ruyter, I. E. The influence of various admixes on the physical properties of a polycarboxylate cement. J Dent Res 62 (1983): 937-939.
- Okeson, J. P. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 2th ed. St. Louis: The C.V. Mosby, 1989.
- Papagiannoulis, L. ; Eliades, G. ; and Lekka, M. Etched glass ionomer liners :surface properties and interfacial profile with composite resins. J Oral Rehabil 17 (1990): 25-36.
- Pathomvanich, S. ; and Edmunds, D. H. The sealing ability of thermafil obturators assessed by four different microleakage techniques. Int Endod J 29 (1996): 327-334.
- Perel, M. L. ; and Muroff, F. I. Clinical criteria for posts and cores. J Prosthet Dent 28 (1972): 405-411.
- Petersson, K. ; Hasselgren, G. ; and Tronstad, L. Endodontic treatment of experimental root

- perforations in dog teeth. Endod Dent Traumatol 1 (1985): 22-28.
- Peutzfeldt, A. Compomers and glass ionomers: bond strength to dentin and mechanical properties. Am J Dent 9 (1996): 259-263.
- Peutzfeldt, A. ; and Asmussen, E. Bonding and gap formation of glass-ionomer cement used in conjunction with composite resin. Acta Odontol Scand 47 (1989): 141-148.
- Phillips, R. W. Science of dental materials. 9th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1991.
- Pitt Ford, T. R. ; and Roberts, G. J. Tissue response to glass ionomer retrograde root fillings. Int Endod J 23 (1990): 233-238.
- Pitt Ford, T. R. ; and Rowe, A. H. R. A new root canal sealer based on calcium hydroxide. J Endod 7 (1989): 286-289.
- Powis, D. R. ; Folleras, T. ; Merson, S. A. ; and Wilson, A. D. Improved adhesion of glass ionomer cement to dentine and enamel. J Dent Res 61 (1982): 1416-1422 .
- Prosser, H. J. ; Powis, D. R. ; and Wilson, A. D. Glass ionomer cements of improved flexural strength. J Dent Res 65 (1986): 146-148.
- Puckett, A. D. ; Fitchie, J. G. ; Bennett, B. ; and Hembree, J. H. Microleakage and thermal properties of hybrid ionomer restoratives. Quintessence Int 26 (1995): 577-581.
- Resillez-Urioste, F. ; Sanandajt, K. ; and Davidson, R. M. Use of a resin-ionomer in the treatment of mechanical root perforation: report of a case. Quintessence Int 29 (1998): 115-118.
- Rodrigues, J. A. ; DeMagalhaes, C. S. ; Serra, M. C. ; and Rodrigues, A. L. In vitro microleakage of glass ionomer composite resin hybrid materials. Oper Dent 24 (1999): 89-95.
- Rosales, J. I. ; Vallecillo, M. ; Osorio, R. ; Bravo, M. ; and Toledano, M. An in vitro comparison of micro-leakage in three glass ionomer cements used as retrograde filling materials. Int Dent J 46 (1996): 15-21.
- Rowe, A. H. R. Effect of root filling materials on the periapical tissues. Br Dent J 122 (1967): 98-102.
- Ruemping, D. R. ; Lund, M. R. ; and Schnell, R. J. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. J Prosthet Dent 41 (1979): 159-162.

- Salama, F. S. ; Riad, M. I. ; and Abdel Megid, F. Y. Microleakage and marginal gap formation of glass ionomer resin restorations. J Clin Pediatr Dent 20 (1995): 31-36.
- Saltzberg, D. S. ; Ceravolo, F. J. ; Holstein, F. ; Groom, G. ; and Gottsegen, R. Scanning electron microscope study of the junction between restorations and cavosurface margins. J Prosthet Dent 36 (1976): 517-522.
- Sano, H. ; Takatsu, T. ; Ciucchi, B. ; Horner, J. A. ; Matthews, W. G. ; and Pashley, D. H. Nanoleakage : leakage within the hybrid layer. Oper Dent 20 (1995): 18-25.
- Schwartz, S. A. ; and Alexander, J. B. A comparison of leakage between silver-glass ionomer cement and amalgam retrofillings. J Endod 14 (1988): 385-391.
- Seltzer, S. ; Sinai, I. ; and August, D. Periodontal effects of root perforations before and during endodontic procedures. J Dent Res 49 (1970): 332-339.
- Seltzer, S. ; Smith, J. ; Freedman, I. ; and Nazimov, H. Endodontic failures-an analysis based on clinical, roentgenographic, and histologic findings. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 23 (1967): 517-530.
- Sepet, E. ; Aytepe, Z. ; and Oray, H. Surface texture and enamel-restoration interface of glass ionomer restorations. J Clin Pediatr Dent 21 (1997): 231-236.
- Sheth, J. J. ; Jensen, M. E. ; Sheth, P. J. ; and Versteeg, J. Effect of etching glass ionomer cements on bond strength to composite resin. J Dent Res 68 (1989): 1082-1087.
- Sidhu, S. K. Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers. Am J Dent 7 (1994): 115-118.
- Sidhu, S. K. ; Sherriff, M. ; and Watson, T. F. The effects of maturity and dehydration shrinkage on resin-modified glass-ionomer restorations. J Dent Res 76 (1997): 1495-1501.
- Sidhu, S. K. ; and Watson, T. F. Resin-modified glass ionomer materials .a status report for the American Journal of dentistry. Am J Dent 8 (1995): 59-67.
- Siqueira Jr, J. F. ; Fraga, R. C. ; and Garcia, P. F. Evaluation of sealing ability, pH and flow rate of three calcium hydroxide-based sealers. Endod Dent Traumatol 11 (1995): 225-228.
- Smith, D. C. A new dental cement. Br Dent J 125 (1968): 381-384.

- Smith, D. C. Composition and characteristics of glass ionomer cements. J Am Dent Assoc 120 (1990): 20-22.
- Soikkonen, K. T. Endodontically treated teeth and periapical findings in the elderly. Int Endod J 28 (1995): 200-203.
- Sorensen, J. A. ; and Martinoff, J. T. Intracoronal reinforcement and coronal coverages : a study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 51 (1984): 780-784.
- Standlee, J. P. ; Caputo, A. A. ; Collard, E. W. ; and Pollack, M. H. Analysis of stress distribution by endodontic posts. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 33 (1972): 952-960.
- Standlee, J. P. ; Caputo, A. A. ; and Hanson, E. C. Retention of endodontic dowels : effects of cement dowel length, diameter and design. J Prosthet Dent 39 (1978): 401-405.
- Stern, N. ; and Hirschfeld, Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. J Prosthet Dent 30 (1973): 162-165.
- Stromberg, T. ; Hasselgren, G. ; and Bergstedt, H. Endodontic treatment of traumatic root perforation in man. Swed Dent J 65 (1972): 457-466.
- Suit, S. R. ; Gibbs, C. H. ; and Benz, S. T. Study of gliding tooth contacts during mastication J Periodontol 47 (1975): 331-334.
- Swift, E. J. ; Pawlus, M. A. ; and Vargas, M. A. Shear bond strengths of resin-modified glass ionomer restorative materials. Oper Dent 20 (1995):138-143.
- Tagger, M. ; Tagger, E. ; and Kfir, A. Release of calcium and hydroxyl ions form set endodontic sealers containing calcium hydroxide. J Endod 14 (1988): 588-591.
- Tassery, H. ; Remusat, M. ; Koubi, G. ; and Pertot, W. J. Comparison of the intraosseous biocompatibility of vitremer and super-EBA by implantation into the mandible of rabbits. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 83 (1997): 602-608.
- Tate, W. H. ; Friedl, K. H. ; and Powers, J. M. Bond strength of composites to hybrid ionomers. Oper Dent 21 (1996): 147-152.
- Tay, W. M. An update on glass ionomer cements. Dent Update (1995): 283-286.
- Tay, F. R. ; Pang, K. M. ; Gwinnett, A. J. ; and Wei, S. H. Y. A method for microleakage evaluation along the dentin/restorative interface. Am J Dent 8 (1995): 105-108.
- Taylor, M. J. ; and Lynch, E. Review microleakage. J Dent 20 (1992): 3-10.

- Thornton, J. B. ; Retief, D. H. ; and Bradley, E. L. Fluoride release form and tensile bond strength of ketac fil and ketac silver to enamel and dentin. Dent Mater 2 (1986): 241-245.
- Tjan, A. H. L. ; and Whang, S. B. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. J Prosthet Dent 53 (1985):496-500.
- Tjan, A. H. L. ; and Whang, S. B. Retentive properties of some simplified dowel-core systems to cast gold dowel and core. J Prosthet Dent 50 (1983): 203-206.
- Toledano, M. ; Osorio, E. ; Osorio, R. ; and Garcia-Godoy, F. Microleakage of class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. J Prosthet Dent 81 (1999): 610-615.
- Trabert, K. C. ; Caputo, A. A. ; and Abou-Rass, M. Tooth fracture-a comparison of endodontic and restorative treatments. J Endod 4 (1978) : 341-345.
- Triana, R. ; Prado, C. ; Garro, J. ; and Garcia-Godoy, F. Dentin bond strength of fluoride-releasing materials. Am J Dent 7 (1994): 252-254.
- Tronstad, L. Root resorption etiology, terminology and clinical manifestations. Endod Dent Traumatol 4 (1988): 241-252.
- Tronstad, L. ; Andreasen, J. O. ; Hasselgren, G. ; Kristerson, L. ; and Riss, I. PH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. J Endod 7 (1981): 17-21.
- Trop, M. ; and Tronstad, L. Long-term calcium hydroxide treatment of a tooth with iatrogenic root perforation and lateral periodontitis. Endod Dent Traumatol 1 (1985): 35-38.
- Trushkowsky, R. D. ; and Gwinnett, A. J. Microleakage of class V composite, resin sandwich, and resin-modified glass ionomers. Am J Dent 9 (1996): 96-99.
- Tsunekawa, M. ; Setcos, J. ; Usami, Y. ; Iwaku, M. ; and Marshall, S. J. A new light-activated adhesive composite: shear bond strength and microleakage. Dent Mater 8 (1992)_a : 234-237.
- Tsunekawa, M. ; Usami, Y. ; Iwaku, M. ; Setcos, J. ; and Marshall, S. J. A new light-activated adhesive cavity liner: an in vitro bond strength and microleakage study. Dent Mater 8 (1992)_b : 296-298.
- Uno, S. ; Finger, W. J. ; and Fritz, U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified

- glass ionomer restorative materials. Dent Mater 12 (1996): 64-69.
- Uno, S. ; Finger, W. J. ; and Fritz, U. B. Effect of cavity design on microleakage of resin-modified glass ionomer restorations. Am J Dent 10 (1997): 32-35.
- Vargas, M. A. ; Fortin, D. ; and Swift, E. J. Bond strengths of glass ionomers using a dentin adhesive. Am J Dent 8 (1995):197-200.
- Welch, J. D. ; Anderson, R. W. ; Pashler, D. H. ; Weller, R. N. ;and Kimbrough, W. F. An assessment of the ability of various materials to seal furcation canals in molar teeth. J Endod 22 (1996): 608-611.
- Wilcox, L. R. ; and Diaz-Arnold, A. Coronal microleakage of permanent lingual access restorations in endodontically treated anterior teeth. J Endod 15 (1989): 584-587.
- Wilder, A. D. ; May, K. N. ; Swift, E. J. ; and Sullivan, D. J. Effects of viscosity and surface moisture on bond strengths of resin-modified glass ionomers. Am J Dent 9 (1996): 215-218.
- Wilson, A. D. Developments in glass ionomer cements. Int J Prosthodont 2 (1989): 438-466.
- Wilson, A. D. Resin-modified glass-ionomer cements. Int J Prosthodont 3 (1990): 425-429.
- Wilson, A. D. ; and Kent, B. E. A new translucent cement for dentistry : the glass ionomer cement. Br Dent J 132 (1972): 133-135.
- Wilson, A. D. ; Prosser, H. J. ; and Powis, D. M. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. J Dent Res 62 (1983): 590-592.
- Wu, W. ; Cobb, E. ; and Dermann, K. Detecting margin leakage of dental composite restorations. J Biomed Mater Res 17 (1983): 37-43.
- Yap, A. ; and Lee, C. M. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. J Oral Rehabil 24 (1997): 310-314.
- Zemner, O ; and Cabrini, R. L. Adhesion of human blood monocytes and lymphocytes to different endodontic cements: a methodological in vitro study. J Endod 12 (1986): 150-155.
- Zmener, O. ; and Dominguez, F. V. Tissue responses to a glass ionomer used as an endodontic cement (A preliminary study in dogs). Oral Surg Oral Med Oral Pathol 56 (1983): 198-205.

Zetterqvist, L. ; Anneroth, G. ; and Nordenram, A. Glass ionomercement retrograde filling material an experimental investigation in monkeys. In J Oral Maxillofac Surg 16 (1987): 459-464.

Zetterqvist, L. ; Anneroth, G. ;Danin, J. ; and Roding, K. Microleakage of retrograde fillings a comparative investigation between amalgam and glass ionomer cement in vitro. Int Endod J 21 (1988): 1-8.



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

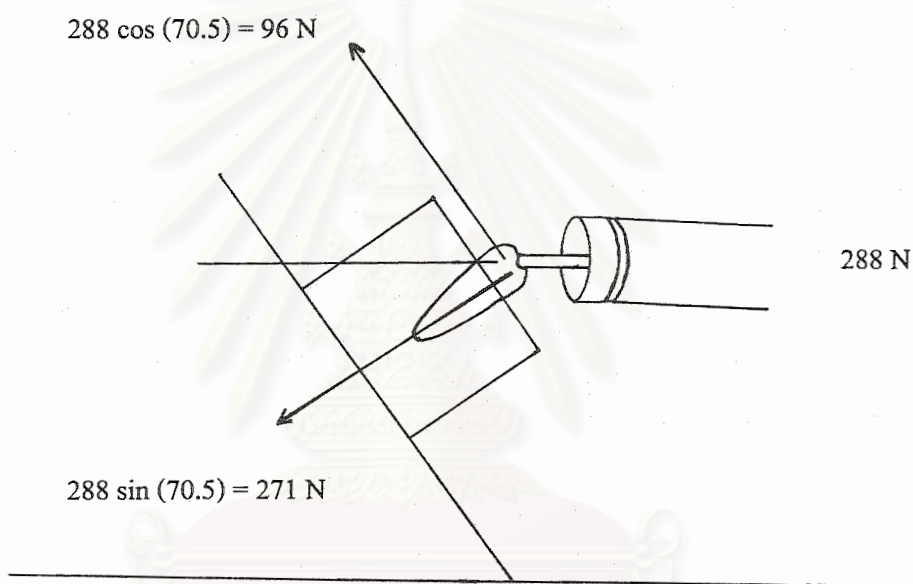


ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เครื่องมือให้แรง

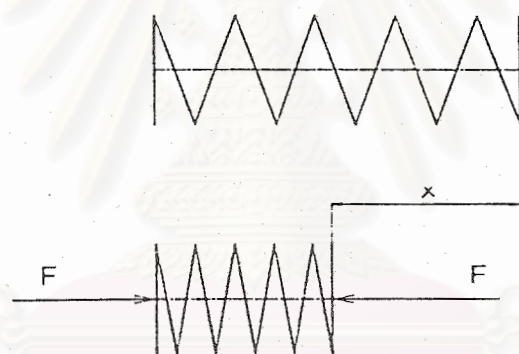
แรงที่กำหนดให้กับฟันตัวอย่างในการศึกษานี้เท่ากับค่าเฉลี่ยแรงบดเคี้ยวของฟันกรามน้อย 288 นิวตัน จำลองให้คล้ายกับการได้รับแรงบนด้านบดเคี้ยว 3 ตำแหน่ง เพื่อให้ฟันตัวอย่างได้รับแรงบนพื้นเอียงด้านลิ้นของปุ่มค้ำแก้มเฉลี่ยในแนวนอนเท่ากับ 93 นิวตัน และแรงขนานแนวแกนกลางของรากฟันเท่ากับ 271 นิวตัน โดยเอียงเบ้าอะคริลิก 70.5 องศา (ดังรูปที่ 34)



รูปที่ 34 แสดงการรับแรงของฟันตัวอย่าง

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เครื่องมือให้แรงสำหรับการศึกษานี้ ถูกกำหนดให้ส่งผ่านแรงไปยังแอ่งหวำรับแรงบนกรอบ ฟัน ซึ่งแรงที่กระทำบนฟันตัวอย่างจะเริ่มต้นจากค่าแรงเป็นศูนย์แล้วเพิ่มขึ้นจนถึงค่าแรงสูงสุด 288 นิวตัน แล้วลดลงจนถึงศูนย์อีกครั้งหนึ่งเมื่อครบหนึ่งวัฏจักร เวลาต่อคาบวัฏจักรไม่ควรน้อยเกินไป เพราะจะทำให้ความเร็วของเครื่องมือสูงเกินไป และจะเกิดความร้อนในกรอบฟัน ตัวฟันและเข้า ฟันอะคริลิกจนทำให้ผลการทดลองผิดพลาดได้ ดังนั้นเครื่องมือให้แรงจึงถูกออกแบบให้แรงกระทำ บนกรอบฟันได้ 8 ตำแหน่งในเวลาเดียวกัน เพื่อชดเชยเวลาที่จะต้องเสียไปในการเดินเครื่องด้วยความเร็วต่ำและหลีกเลี่ยงปัญหาอันจะเกิดจากความร้อนตามที่กล่าวมาแล้ว หลักการที่ใช้ในการ กำเนิดแรงอาศัยหลักการยุบตัวของสปริงที่แปรตามแรงที่กระทำต่อสปริงดังรูปที่ 35

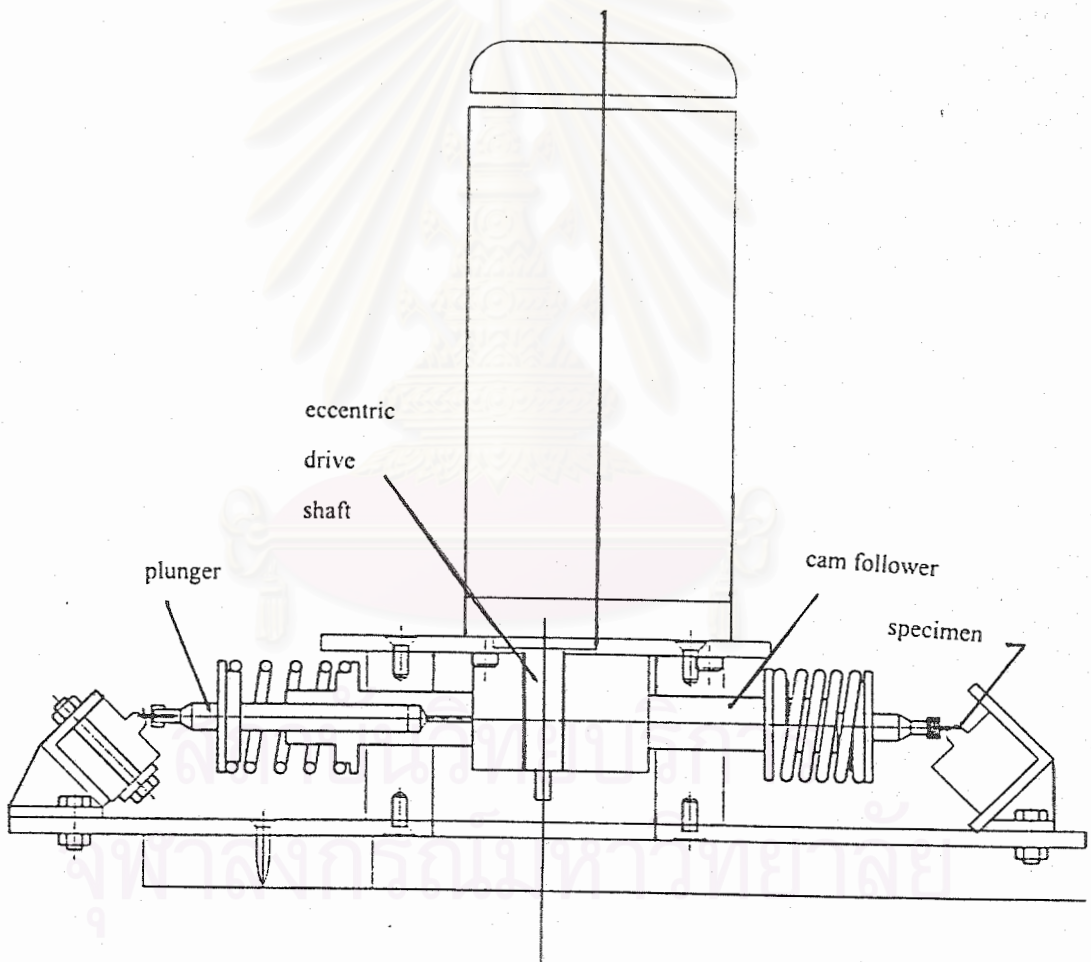


รูปที่ 35 แสดงหลักการยุบตัวของสปริงแปรตามแรงที่มากกระทำ

$$F = kx$$

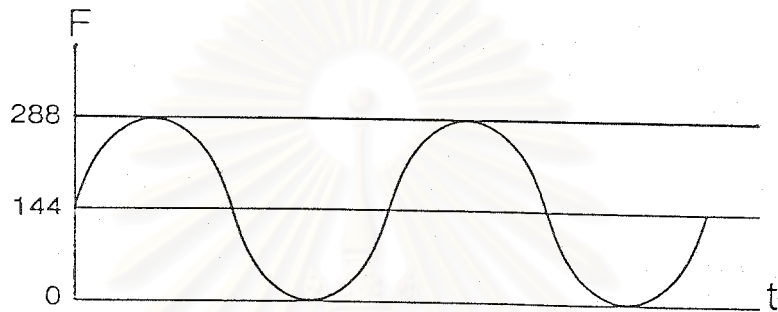
โดยที่	F	คือแรงกด	(N)
	k	คือค่าคงที่ของสปริง	(N/m)
	และ x	คือระยะยุบของสปริง	(m)

ระยะยุบของสปริงถูกกำหนดโดยการสร้างเพลายีงศูนย์กลาง (eccentric drive shaft) ขึ้นมาแล้ว ขั้วเพลานี้ด้วยมอเตอร์ไฟฟ้า เครื่องที่ครอบเพลายีงศูนย์กลางนี้มีรูในแนวรัศมี 8 รู เพื่อทำหน้าที่เป็นกระบอกสูบสำหรับให้ cam follower เคลื่อนไปมา cam follower นี้กดลงบนสปริงซึ่งจะส่งแรงปฏิกิริยาไปกด plunger ซึ่งส่งแรงต่อเข้าหาครอบฟันอีกทอดหนึ่งดังรูปที่ 36



รูปที่ 36 แสดงการจำลองเครื่องให้แรง

ส่วนรูปที่ 37 แสดงความเปลี่ยนแปลงของแรงในหนึ่งคาบของวัฏจักร ซึ่งเป็นแบบ sinusoidal ตามการบังคับของเพลาเชิงศูนย์



รูปที่ 37 แสดงแรงในหนึ่งคาบของวัฏจักร

โดย	F	คือแรงกด	(N)
	t	คือเวลา	(sec)

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียน

นางสาว พิศเพลิน ชนเทพาพร เกิดวันที่ 14 กันยายน พ.ศ. 2510 ที่อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น สำเร็จการศึกษาปริญญาตรีทันตแพทยศาสตรบัณฑิต คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ในปีการศึกษา 2536 เข้ารับราชการเป็นทันตแพทย์ประจำโรงพยาบาลมัญจาคีรี อำเภอมัญจาคีรี จังหวัดขอนแก่น เป็นเวลา 3 ปี และย้ายเข้ามาเป็นอาจารย์ประจำภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น เป็นเวลา 1 ปี ก่อนเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อปี พ.ศ. 2540 ปัจจุบันรับราชการในตำแหน่งอาจารย์ประจำภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย