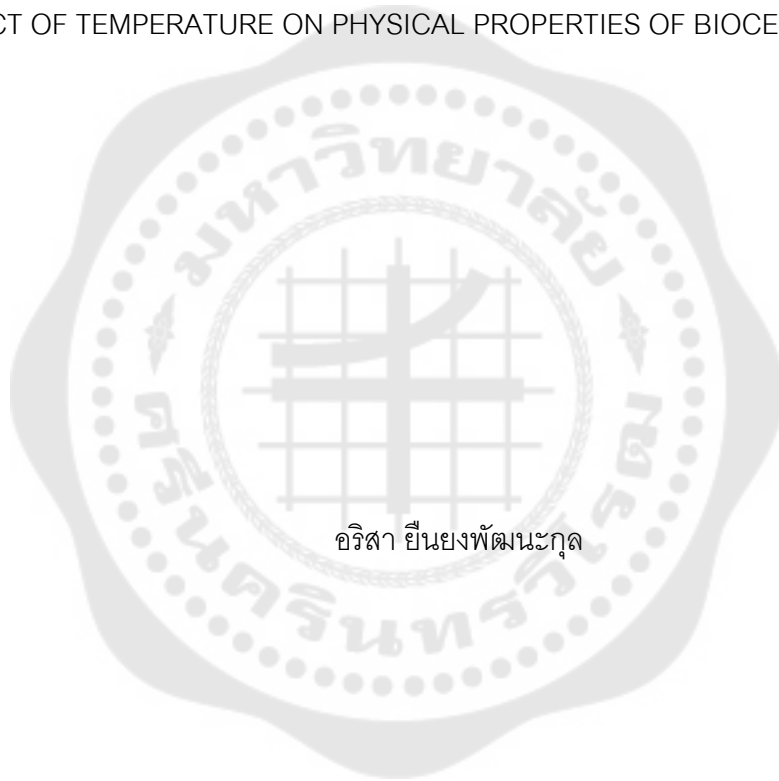




ผลของอุณหภูมิต่อสมบัติทางกายภาพของไบโอเซรามิกซีลเลอร์

EFFECT OF TEMPERATURE ON PHYSICAL PROPERTIES OF BIOCERAMIC SEALERS



อริสา ยืนยงพัฒนะกุล

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2564

ผลของอุณหภูมิต่อสมบัติทางกายภาพของไบโอเซรามิกซีลเลอร์



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2564

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

EFFECT OF TEMPERATURE ON PHYSICAL PROPERTIES OF BIOCERAMIC SEALERS



ARISA YUENYONGPATTANAKUL

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of MASTER OF SCIENCE
(Clinical Dentistry)

Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University

2021

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ผลของอุณหภูมิต่อสมบัติทางกายภาพของไบโอเซรามิกซีลเลอร์

ของ

อริสา ยืนยงพัฒนะกุล

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมคลินิก

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

ที่ปรึกษาหลัก

ประธาน

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ.ชินาลัย ปิยะชน)

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.อุทัยวรรณ
อารยะตระกูลลิขิต)

กรรมการ

(อาจารย์ ดร.ทพญ.จารุมา ศักดิ์ดี)

| | |
|------------------|---|
| ชื่อเรื่อง | ผลของอุณหภูมิต่อสมบัติทางกายภาพของไบโอเซรามิกซีลเลอร์ |
| ผู้วิจัย | อริสา ยืนยงพัฒนะกุล |
| ปริญญา | วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต |
| ปีการศึกษา | 2564 |
| อาจารย์ที่ปรึกษา | ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทพญ. ชินาลัย ปิยะชน |

วัตถุประสงค์ : เพื่อเปรียบเทียบระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ของเซรามิกซีล เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และไอรูทเอสพี เมื่อได้รับอุณหภูมิที่แตกต่างกัน วัตถุประสงค์และวิธีการ : แบ่งกลุ่มเอเอชพลัส เซรามิกซีล เอ็นโดซีล เอ็มทีเอ และไอรูทเอสพี แล้วนำไปให้ความร้อนด้วยเตาอบลมร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 หรือ 200 องศาเซลเซียส นาน 30 วินาที จากนั้นเก็บเข้าตู้อบที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ทดสอบสมบัติระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์ ด้วยเครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์ จับเวลาตั้งแต่ผสมวัสดุเสร็จจนกระทั่งไม่ปรากฏรอยกดบนผิววัสดุ และทดสอบสมบัติการไหลแผ่ของซีลเลอร์โดยการให้น้ำหนัก 100 กรัม เป็นเวลา 7 นาที จากนั้นนำไปสแกนและประมวลผลภาพด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์อิมเมจเจ วิเคราะห์ผลโดยใช้สถิติวิเคราะห์แปรปรวน 2 ทาง และเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดซิกเดก ที่ระดับนัยสำคัญ ($P>0.05$) ผลการศึกษา : เอเอชพลัสและไอรูทเอสพีเมื่อได้รับอุณหภูมิเพิ่มขึ้นจะมีระยะเวลาแข็งตัวสั้นลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P<0.05$) เซรามิกซีลที่ 120 และ 160 องศาเซลเซียส และเอ็นโดซีลเอ็มทีเอที่ 160 และ 200 องศาเซลเซียส มีเวลาแข็งตัวไม่แตกต่างกันในทางสถิติ ($P>0.05$) เอเอชพลัสมีระยะเวลาแข็งตัวยาวที่สุดทุกระดับอุณหภูมิ ยกเว้นที่ 200 องศาเซลเซียส ไอรูทเอสพีจะมีระยะเวลาแข็งตัวยาวที่สุดในขณะที่เอ็นโดซีลเอ็มทีเอมีระยะเวลาแข็งตัวสั้นสุดทุกระดับอุณหภูมิ ยกเว้นที่ 120 องศาเซลเซียส เซรามิกซีลจะมีระยะเวลาแข็งตัวสั้นที่สุด การไหลแผ่ของเอเอชพลัสและเซรามิกซีลจะลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P<0.05$) เมื่อได้รับความร้อนตั้งแต่ 160 องศาเซลเซียส ขึ้นไป ส่วนไอรูทเอสพีและเอ็นโดซีล เอ็มทีเอที่ไม่พบการเปลี่ยนแปลงของการไหลแผ่เมื่อได้รับความร้อน สรุป : อุณหภูมิที่สูงขึ้นส่งผลให้ซีลเลอร์ทุกกลุ่มมีระยะเวลาแข็งตัวสั้นลงและการไหลแผ่ลดลง ยกเว้นไอรูทเอสพีและเอ็นโดซีลเอ็มทีเอที่ไม่พบการเปลี่ยนแปลงของการไหลแผ่เมื่อได้รับความร้อน

คำสำคัญ : ไบโอเซรามิกซีลเลอร์, ระยะเวลาแข็งตัว, การไหลแผ่

| | |
|----------------|---|
| Title | EFFECT OF TEMPERATURE ON PHYSICAL PROPERTIES OF BIOCERAMIC SEALERS |
| Author | ARISA YUENYONGPATTANAKUL |
| Degree | MASTER OF SCIENCE |
| Academic Year | 2021 |
| Thesis Advisor | Assistant Professor Chinalai Piyachon |

Aim: To evaluate the setting time and flowability of Ceraseal, Endoseal MTA, and iRoot SP when heated at different temperatures. Material and method: AH Plus, Ceraseal, Endoseal MTA, and iRoot SP were heated at 120, 160, or 200°C for 30 seconds, followed by incubation at 37°C. Setting time was assessed by a universal testing machine from the end of mixing until no indentations were detected on the surface. Flowability was tested by 100-g weight placed on top of the sealers for seven minutes, then the image was scanned and analyzed with Image J computer software to measure the mean of the maximum and minimum diameters of the compressed disc of the sealer. The data were analyzed with Two-Way ANOVA and a post-hoc Sidak tests. ($P < 0.05$) Results: Heat application significantly reduced the setting time of AH Plus and iRoot SP. Ceraseal at 120 and 160°C, and Endoseal MTA at 160 and 200°C resulted in insignificant changes in setting times ($P > 0.05$). AH Plus was the longest setting time sealer at all temperatures, except at 200°C for iRoot SP. Endoseal MTA was the shortest setting time sealer at all temperatures, except at 120°C for Ceraseal. Flowability of AH Plus and Ceraseal decreased when heated at 160°C ($P < 0.05$), whereas the flowability of other groups was unaffected by high temperatures. Conclusion: Increased temperatures resulted in a faster setting time and decreased flowability for all sealer groups, but no change flowability was found in iRoot SP and Endoseal MTA.

Keyword : Bioceramic sealer, Setting time, Flowability

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับความอนุเคราะห์และความกรุณาเป็นอย่างสูงทั้งจากอาจารย์และบุคลากรในคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ขอกราบขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ทันตแพทย์หญิง ชินาลักษณ์ ปิยะชน และ อาจารย์ทันตแพทย์หญิงพีรพร ทวีวัฒน์ไพศาล ที่ปรึกษาปริญญาานิพนธ์ ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาแนะนำ ตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ หลายประการที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย อีกทั้งดูแลเอาใจใส่ทำให้ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้มีความสมบูรณ์และสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบพระคุณคณาจารย์สาขาวิชาเอนโดดอนต์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒทุกท่าน ที่ได้กรุณาให้ความช่วยเหลือ และประสิทธิ์ประสาทวิชาเรื่อยมา รวมทั้งเจ้าหน้าที่คลินิกบัณฑิตศึกษาและเจ้าหน้าที่ภาควิชาทันตกรรมอนุรักษ์และทันตกรรมประดิษฐ์ ที่เอื้อเฟื้อสถานที่และอุปกรณ์ในการทำวิจัย รวมถึงอำนวยความสะดวกเรื่องเอกสารและสถานที่ในการสอบ

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ด็อกเตอร์ ทันตแพทย์หญิง อุทัยวรรณ อารยะตระกูล ลิขิต ผู้กรุณาสละเวลามาเป็นประธานในการสอบปากเปล่าปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบคุณนางกนกพร สุขยานันท์ และ นายศรพิงศ์ ตั้งประเสริฐ เจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ สำหรับความช่วยเหลือในการจัดหาอุปกรณ์เครื่องมือต่าง ๆ ที่ใช้ในการวิจัย และให้คำแนะนำในการใช้งาน

ท้ายที่สุดขอขอบพระคุณบุพการีและบุคคลรอบข้างที่คอยให้กำลังใจและสนับสนุน ตลอดจนให้ความช่วยเหลือต่าง ๆ ในทุกช่วงเวลาของการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้จนสำเร็จลุล่วงด้วยดี

อรวิสา ยืนยงพัฒนะกุล

สารบัญ

| | หน้า |
|---|------|
| บทคัดย่อภาษาไทย | ง |
| บทคัดย่อภาษาอังกฤษ | จ |
| กิตติกรรมประกาศ..... | ฉ |
| สารบัญ | ช |
| สารบัญตาราง..... | ฌ |
| สารบัญรูปภาพ | ญ |
| บทที่ 1 บทนำ..... | 1 |
| ภูมิหลัง | 1 |
| คำถามงานวิจัย..... | 3 |
| ความสำคัญของการวิจัย | 3 |
| ความมุ่งหมายของการวิจัย | 4 |
| ขอบเขตของการวิจัย | 4 |
| กรอบแนวคิดการวิจัย | 5 |
| สมมุติฐานการวิจัย..... | 6 |
| บทที่ 2 ทบทวนวรรณกรรม..... | 7 |
| ซีลเลอร์ (Sealers)..... | 7 |
| 1.1 ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์..... | 8 |
| 1.2 เรซินเบสซีลเลอร์ | 10 |
| 1.3 ไบโอบีโอสซีลเลอร์ | 13 |
| 1.4 ความร้อนกับสมบัติของซีลเลอร์ | 24 |
| บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย..... | 28 |

| | |
|--|----|
| 3.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง | 28 |
| 3.2 การเตรียมวัสดุ..... | 28 |
| 3.3 การทดสอบสมบัติระยะเวลาแข็งตัว | 28 |
| 3.4 การทดสอบสมบัติการไหลแผ่ (Flowability) | 31 |
| 3.5 การวิเคราะห์ข้อมูล..... | 33 |
| บทที่ 4 ผลการศึกษา | 34 |
| การทดสอบสมบัติระยะเวลาแข็งตัว..... | 34 |
| การทดสอบสมบัติการไหลแผ่..... | 37 |
| บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ | 40 |
| สรุปผลการวิจัย..... | 40 |
| อภิปรายผลการวิจัย | 40 |
| ข้อเสนอแนะ | 46 |
| บรรณานุกรม | 47 |
| ภาคผนวก..... | 56 |
| ประวัติผู้เขียน..... | 64 |

สารบัญตาราง

| | หน้า |
|---|------|
| ตาราง 1 ส่วนประกอบขิงค้ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์สูตร Grossman | 9 |
| ตาราง 2 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานระยะเวลาแข็งตัว | 34 |
| ตาราง 3 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานระยะเวลาไหลแผ่ | 37 |
| ตาราง 4 การวิเคราะห์ด้วยสถิติ Two-Way ANOVA และ Sidak tests เพื่อเปรียบเทียบระยะเวลา แข็งตัวของซีลเลอร์เมื่อได้รับความร้อน | 57 |
| ตาราง 5 การวิเคราะห์ด้วยสถิติ Two-Way ANOVA และ Sidak tests เพื่อเปรียบเทียบระยะเวลา ไหลแผ่ของซีลเลอร์เมื่อได้รับความร้อน | 61 |



สารบัญรูปภาพ

หน้า

| | |
|---|----|
| ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดวิจัย | 5 |
| ภาพประกอบ 2 ปฏิบัติการเติมโมเลกุลของน้ำของ (A) ไตรแคลเซียมซิลิเกต (B) ไดแคลเซียมซิลิเกต และ (C) ปฏิบัติการตกตะกอน | 14 |
| ภาพประกอบ 3 A.เอเซพลัส B. เซราซีล C. เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ D. ไอรูทเอสพี..... | 28 |
| ภาพประกอบ 4 เอเซพลัสที่บรรจุลงในแบบหล่อโลหะไร้สนิม | 29 |
| ภาพประกอบ 5 วัสดุกลุ่มไบโอเซรามิกซีลเลอร์ ที่บรรจุลงในแบบหล่อยิปซัม..... | 30 |
| ภาพประกอบ 6 ตู้อบลมร้อนซึ่งภายในมีเทอร์โมคัปเปิลชนิดควางอยู่ | 30 |
| ภาพประกอบ 7 เครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์ | 30 |
| ภาพประกอบ 8 สรุปขั้นตอนการทดสอบสมบัติระยะเวลาแข็งตัว | 31 |
| ภาพประกอบ 9A. ซีลเลอร์ก่อนได้รับน้ำหนัก B. ซีลเลอร์หลังได้รับน้ำหนัก | 32 |
| ภาพประกอบ 10 สรุปขั้นตอนการทดสอบสมบัติการไหลแผ่ | 33 |
| ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์ จำแนกตามอุณหภูมิความร้อนที่ได้รับ | 35 |
| ภาพประกอบ 12 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์ จำแนกตามชนิดของซีลเลอร์ | 36 |
| ภาพประกอบ 13 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยการไหลแผ่ของซีลเลอร์ จำแนกตามอุณหภูมิความร้อนที่ได้รับ | 38 |
| ภาพประกอบ 14 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยการไหลแผ่ของซีลเลอร์ จำแนกตามชนิดของซีลเลอร์..... | 39 |

บทที่ 1

บทนำ

ภูมิหลัง

การอุดคลองรากฟันมีวัตถุประสงค์เพื่อช่วยฝังกลบเชื้อจุลินทรีย์ที่อาจหลงเหลืออยู่ภายในท่อเนื้อฟัน (Dentinal tubule) ความแนบสนิทของวัสดุอุดคลองรากฟันที่มีกับผนังคลองรากฟันเป็นปัจจัยที่สำคัญที่ช่วยป้องกันการติดเชื้อซ้ำจากการรั่วซึมของเชื้อจุลินทรีย์และสารอักเสบจากช่องปาก และเนื้อเยื่อรอบปลายรากเข้าสู่ระบบคลองรากฟัน (1, 2) ดังนั้นการอุดคลองรากฟันให้แน่นเต็มดีทั้งสามมิติ ไม่ว่าจะเป็นแนวราบหรือแนวตั้งในคลองรากฟัน เพื่อผนึกและกำจัดทางติดต่อของคลองรากฟันและแขนงคลองรากฟัน (Accessory canals) ออกจากอวัยวะปริทันต์จึงเป็นปัจจัยที่ส่งเสริมให้การรักษารากฟันมีโอกาสสำเร็จสูงขึ้น (3)

จึงเกิดการพัฒนาวิธีอุดคลองรากฟันขึ้นมาหลายวิธี ได้แก่ วิธีเลเทอรัลคอนเดนเซชัน (Lateral condensation) วิธีวอร์มเวอร์ติคัล คอมแพคชัน (Warm vertical compaction) และวิธีซิงเกิลโคน (Single cone technique) (4, 5) โดยวัสดุที่นิยมนำมาใช้ในการอุดคลองรากฟันมากที่สุดคือกัทตาเปอร์ชา (Gutta percha) เนื่องจากสมบัติที่ไม่ระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อรอบปลายราก (6) ร่วมกับการนำซิลิโคนมาใช้เพื่อผนึกช่องว่างระหว่างผิวกัทตาเปอร์ชากับผนังคลองรากฟัน เติมเต็มช่องว่างส่วนที่ซับซ้อนของคลองรากฟันและช่องว่างระหว่างกัทตาเปอร์ชาด้วยตัวเอง (7) อย่างไรก็ตามซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซิลิโคน (Zinc oxide eugenol based sealer) ซึ่งนิยมใช้ในอดีตมีการหดตัวที่สูงและเกิดการละลายเมื่อเวลาผ่านไป (8, 9)

เอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate, MTA) เป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีเมนต์ (Calcium silicate cement) มีสมบัติเป็นต่างสูง สามารถฆ่าเชื้อแบคทีเรีย ซอบน้ำ มีการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อทางชีวภาพ (Biocompatibility) มีความแนบสนิทที่ดี ทึบรังสี และสามารถกระตุ้นให้เกิดโครงสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์กับเนื้อฟัน (10-12) จึงมีการพัฒนาของไบโอเซรามิกซิลิโคน (Bioceramic sealer) ขึ้น ในปัจจุบันมีการพัฒนาไบโอเซรามิกซิลิโคนในรูปแบบหลอดฉีด ที่บรรจุซิลิโคนแบบชนิดสารผสมล่วงหน้า เพื่อให้ได้ซิลิโคนที่มีอัตราส่วนเป็นมาตรฐานเดียวกันทุกครั้งเหมาะสมต่อการใช้งาน เช่น เซราซีล (Ceraseal, Meta Biomed Co., Cheongju, Korea) เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ (Endoseal, Maruchi, Wonju, Korea) และไอรูท เอสพี (iRoot SP, Innovative Bioceramics, Vancouver, Canada) ซึ่งมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อและมีการไหลแผ่ที่ดี นอกจากนี้ยังมีการขยายตัวเล็กน้อยของซิลิโคนหลังอุดทำให้เกิดความแนบสนิทที่ดีกับผนังคลองรากฟัน (13) ทำให้เกิดแนวคิดในการใช้ไบโอเซรามิกซิลิโคนเพื่อเป็นวัสดุอุดคลองรากฟัน โดยมีกัท

ตาเปอร์ซาเป็นเพียงตัวนำเพื่อดันซิลเลอริให้ไหลแม่เข้าไปตามท่อเนื้อฟันโดยใช้แรงไฮดรอลิก (Hydraulic force) ด้วยวิธีซิงเกิลโคน (Single cone technique) (14)

อย่างไรก็ตามโครงสร้างของคลองรากฟันที่มีลักษณะเป็นวงรี ซึ่งพบมากที่ระยะ 5 มิลลิเมตร จากปลายรากฟันมนุษย์ (15) มีความยากต่อการตกแต่งและอุดคลองรากฟันให้เต็มทั้งสามมิติ (16, 17) เนื่องจากลักษณะดังกล่าวทำให้แรงไฮดรอลิกที่เกิดขึ้นลดลง แตกต่างจากส่วนปลายรากที่มักจะเป็นวงกลมทำให้เกิดแรงไฮดรอลิกได้ดี (17) ทำให้พบปริมาณช่องว่างหลังการอุดคลองรากฟันด้วยไบโอเซรามิกซิลเลอริโดยวิธีซิงเกิลโคนในระดับส่วนต้นมากกว่าส่วนปลายของคลองรากฟันอย่างมีนัยสำคัญ (16)

Celikten และคณะ ในปี 2016 (17) ใช้ภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ระดับไมโครเมตร (Microtomography; micro-CT) ในการดูช่องว่างที่เกิดขึ้นในคลองรากฟันภายหลังการอุด พบว่าการมีโครงสร้างรากฟันที่ต่างกันส่งผลให้เกิดช่องว่างในคลองรากฟันที่ต่างกัน จึงมีการศึกษาร่วมกับการใช้วิธีอุดวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น โดยหวังผลให้เกิดการไหลแม่ของกัตาเปอร์ซาหลอมเหลว เข้าไปเติมเต็มช่องว่างในระบบคลองรากฟันให้เกิดการผนึกทั้งสามมิติ อย่างไรก็ตามความร้อนจากการอุดด้วยวิธีวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น ส่งผลให้ไบโอเซรามิกซิลเลอริมีแรงยึดติดที่ลดลง เนื่องจากความร้อนส่งผลให้ไบโอเซรามิกซิลเลอริมีสมบัติที่เปลี่ยนแปลงไป (14, 18) Camilleri ในปี 2015 (19) เปรียบเทียบสมบัติของซิลเลอริเมื่อให้ความร้อนเปรียบเทียบที่อุณหภูมิ 37°C และ 100°C เป็นเวลา 1 นาที พบว่าไบโอเซรามิกซิลเลอริจะมีระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแม่ที่ลดลง แต่มีความหนาของแผ่นฟิล์มที่มากขึ้นเมื่อได้รับความร้อนในอุณหภูมิที่สูงขึ้น สอดคล้องกับ Qu และคณะ ในปี 2016 (20) พบว่าไอรูทเอสพี เมื่อได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 140°C เป็นเวลา 10 นาที ความร้อนจะส่งผลให้สมบัติของซิลเลอริเปลี่ยนไปโดยจะมีระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแม่ลดลง เนื่องจากความร้อนไปเร่งการเกิดปฏิกิริยาการเติมโมเลกุลของน้ำ (Hydration reaction) และการก่อตัวเป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) ทำให้ซิลเลอริแข็งตัวเร็วขึ้นจึงส่งผลให้การไหลแม่เข้าไปผนึกโครงสร้างที่ซับซ้อนของคลองรากฟันเป็นไปได้น้อยลง เกิดเป็นช่องว่างภายในคลองรากฟันและมีการรั่วซึมตามมา (14)

อย่างไรก็ตามในปัจจุบันมีการผลิตซิลเลอริออกมาหลายผลิตภัณฑ์ เช่น ไอรูทเอสพี เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และเซราซีล เพื่อพัฒนาสมบัติให้ดีขึ้นเหมาะสมกับการใช้งานทางคลินิก แต่พบว่ายังมีการศึกษาเกี่ยวกับอิทธิพลของอุณหภูมิที่มีผลต่อสมบัติของไบโอเซรามิกซิลเลอริที่น้อย และใช้ระยะเวลาในการให้ความร้อนนานไม่สอดคล้องกับการใช้งานจริงทางคลินิก ผู้วิจัยจึงได้มีความสนใจเปรียบเทียบการเปลี่ยนแปลงของระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแม่ของ

ไบโอเซรามิกซีลเลอร์ เมื่อให้ความร้อนที่อุณหภูมิแตกต่างกันในระยะเวลาที่สอดคล้องกับการใช้งานทางคลินิก

คำถามงานวิจัย

การให้ความร้อนด้วยอุณหภูมิที่แตกต่างกัน ส่งผลต่อระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ของไบโอเซรามิกซีลเลอร์ 3 ชนิด คือ เซราซีล เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และไอรูทเอสพี แตกต่างกันหรือไม่

ความสำคัญของการวิจัย

การอุดคลองรากฟันมีจุดมุ่งหมายเพื่อป้องกันการรั่วซึมระหว่างภายในและภายนอกคลองรากฟัน รวมถึงเพื่อผนึกเชื้อแบคทีเรียหรือสิ่งตกค้างอยู่ในภายในคลองรากฟันไม่ให้ออกมา ก่อให้เกิดการระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อรอบปลายรากฟัน (1, 2)

การอุดคลองรากฟันด้วยวิธีวอร์มเวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น มีแนวความคิดการให้ความร้อนทำให้กัตตาเปอร์ซาหลอมเหลว แล้วสามารถไหลแผ่ไปแนบสนิทกับผนังคลองรากฟันในส่วนต่าง ๆ ภายในคลองรากฟันได้มากขึ้น เพื่อให้เกิดการอุดคลองรากฟันได้แน่นเต็มทั้งสามมิติ (3) ซึ่งในปัจจุบันด้วยมีการพัฒนาไบโอเซรามิกซีลเลอร์ขึ้น ให้มีสมบัติที่ดีใกล้เคียงกับซีลเลอร์ในอุดมคติ จึงมีการนิยมนำมาใช้ในการอุดคลองรากฟันเพิ่มมากขึ้น (21) แต่พบว่าการนำไบโอเซรามิกซีลเลอร์ ร่วมกับการอุดคลองรากฟันด้วยวิธีวอร์มเวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น ยังมีข้อจำกัดอยู่ โดยความร้อนมีผลทำให้ระยะเวลาแข็งตัวและสมบัติการไหลแผ่ของไบโอเซรามิกซีลเลอร์ลดลงจนต่ำกว่าค่ามาตรฐานไอเอสโอ (ISO) (19, 20)

อย่างไรก็ตามการศึกษาที่ผ่านมา มีระยะเวลาในการให้ความร้อนกับซีลเลอร์ที่นานไม่สอดคล้องกับทางคลินิกจริงและใช้ความร้อนที่สูง (19, 20) แม้ Buchanan ในปี 2004 (22) แนะนำให้ใช้อุณหภูมิที่ 200 องศาเซลเซียส ในการอุดคลองรากฟันด้วยวิธีวอร์มเวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น แต่พบว่าการใช้อุณหภูมิเพียง 42 องศาเซลเซียส เพียงพอในการทำให้กัตตาเปอร์ซาหลอมเหลวและสามารถเปลี่ยนรูปร่างได้ (23) จึงมีการพัฒนาแนวคิดในการอุดคลองรากฟันด้วยอุณหภูมิที่ต่ำลงมาในช่วง 130–150 องศาเซลเซียส ซึ่งพบว่าเพียงพอในการอุดคลองรากฟันด้วยวิธีวอร์มเวอร์ติคอลล คอมแพคชั่นได้อย่างมีประสิทธิภาพ (24)

ดังนั้นการศึกษาระยะเวลาแข็งตัวและสมบัติการไหลแผ่ของซีลเลอร์เมื่อให้ความร้อนด้วยอุณหภูมิที่แตกต่างกัน โดยการใช้อุณหภูมิที่ต่ำลงมาและมีระยะเวลาที่ได้รับความร้อนสอดคล้องกับการใช้งานทางคลินิก อาจส่งผลให้สมบัติของไบโอเซรามิกซีลเลอร์มีค่าอยู่ในช่วงที่สอดคล้องกับ

มาตรฐานไอเอสไอกำหนดไว้ ซึ่งจะถือเป็นอีกแนวทางหนึ่งในการปรับใช้วิธีอุดวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชันร่วมกับไบโอเซรามิกซีลเลอร์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ความมุ่งหมายของการวิจัย

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อศึกษาเปรียบเทียบระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ของไบโอเซรามิกซีลเลอร์ 3 ชนิด คือ เซราซีล เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และไอรูทเอสพี เมื่อได้รับอุณหภูมิ 3 ระดับ ในช่วงระยะเวลาการทำงานที่เหมาะสมในทางคลินิก

ขอบเขตของการวิจัย

เป็นการวิจัยเชิงทดลองเพื่อเปรียบเทียบระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ของเอเอชพลัส เซราซีล เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และไอรูทเอสพี เมื่อให้ความร้อนด้วยอุณหภูมิที่แตกต่างกัน

ตัวแปรที่ศึกษา

ตัวแปรต้น

- 1.1 ชนิดของซีลเลอร์ ได้แก่ เอเอชพลัส เซราซีล เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และไอรูทเอสพี
- 1.2 ความร้อนที่อุณหภูมิที่แตกต่างกัน ได้แก่ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส

ตัวแปรตาม

- 2.1 ระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์
- 2.2 ระยะเวลาการไหลแผ่ของซีลเลอร์

ตัวแปรควบคุม

- 3.1 ปริมาณของซีลเลอร์
- 3.2 อัตราส่วนซีลเลอร์ที่ได้รับการผสม
- 3.3 แรงที่ใช้ในการทดสอบสมบัติของซีลเลอร์
- 3.4 ระยะเวลาในการให้ความร้อน
- 3.5 ความชื้นและอุณหภูมิระหว่างการทดสอบ

นิยามศัพท์เฉพาะ

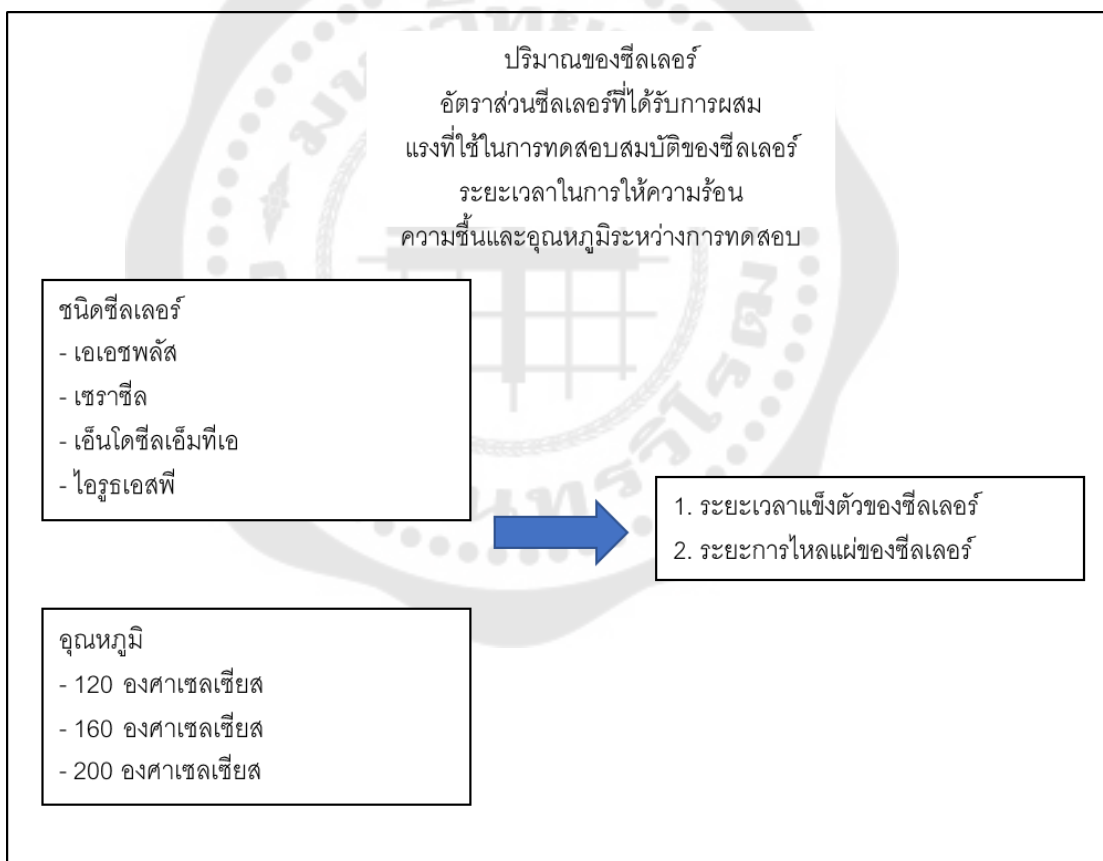
1. ไบโอเซรามิก (Bioceramic) หมายถึง เซรามิก (Ceramic) ที่ออกแบบมาเพื่อใช้ทางการแพทย์และทันตกรรม มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อภายในร่างกาย ประกอบด้วยแคลเซียม (Calcium) และฟอสฟอรัส (Phosphorus) เป็นหลัก ซึ่งเป็นองค์ประกอบที่พบในสิ่งมีชีวิต

2. ซีลเลอร์ (Sealer) หมายถึง วัสดุที่ใช้ในการอุดคลองรากฟัน เพื่อช่วยเติมเต็มช่องว่างระหว่างกัตตาเปอร์ซากับผนังคลองรากฟัน และระหว่างกัตตาเปอร์ซาด้วยกันเอง เพื่อเพิ่มความแนบสนิทระหว่างผนังคลองรากฟันและวัสดุอุดคลองรากฟัน

3. สมบัติการไหลแผ่ (Flowability) หมายถึง ความสามารถของซีลเลอร์ที่สามารถเคลื่อนที่ไปอย่างของเหลว

4. ระยะเวลาแข็งตัว (Setting time) หมายถึง ช่วงระยะเวลาตั้งแต่วัสดุผสมเสร็จจนกระทั่งมีการแข็งตัว

กรอบแนวคิดการวิจัย



ภาพประกอบ 1 กรอบแนวคิดวิจัย

สมมุติฐานการวิจัย

1. ชนิดของวัสดุส่งผลต่อระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่แตกต่างกันหรือไม่

สมมุติฐานหลัก : เซราซีล เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และไอรูธเอสพีส่งผลทำให้ระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ไม่แตกต่างกัน

สมมุติฐานรอง : เซราซีล เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และไอรูธเอสพีส่งผลทำให้ระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่แตกต่างกันอย่างน้อย 1 คู่

2. ความร้อนที่ได้รับส่งผลต่อระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่แตกต่างกันหรือไม่

สมมุติฐานหลัก : เมื่อให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ส่งผลทำให้ระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ไม่แตกต่างกัน

สมมุติฐานรอง : เมื่อให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ส่งผลทำให้ระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่แตกต่างกันอย่างน้อย 1 คู่

3. ชนิดและความร้อนมีปฏิสัมพันธ์ร่วมกันในการส่งผลต่อระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่หรือไม่

สมมุติฐานหลัก : ชนิดและความร้อนไม่มีปฏิสัมพันธ์ร่วมกันในการส่งผลต่อระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่

สมมุติฐานรอง : ชนิดและความร้อนมีปฏิสัมพันธ์ร่วมกันในการส่งผลต่อระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรม

การอุดคลองรากฟันเป็นการใส่วัสดุอุดคลองรากฟันที่เหมาะสมลงไปใคลองรากฟัน โดยหวังให้เกิดความแนบสนิทโดยตลอดกับผนังคลองรากฟัน เพื่อปิดกั้นทางติดต่อระหว่างภายในกับภายนอกคลองรากฟัน ป้องกันไม่ให้เชื้อแบคทีเรียที่อาจหลงเหลือในท่อเนื้อฟันเพิ่มจำนวนหรือออกสู่เนื้อเยื่อปลายรากฟัน ในปี 1865 E. L. Clarke ได้นำกัทตาเปอร์ชามาใช้ในการอุดคลองรากฟัน และมีการใช้กันอย่างแพร่หลายจนมาถึงปัจจุบัน (6) แต่เนื่องจากกัทตาเปอร์ชาไม่ยึดติดกับเนื้อฟัน จึงมีการนำซิลเลอร์มาใช้เพื่อผนึกช่องว่างระหว่างผิววัสดุอุดกับคลองรากฟัน เติมเต็มช่องว่างในส่วนที่ซับซ้อนของคลองรากฟันและระหว่างกัทตาเปอร์ชาด้วยตัวเอง (7)

ซิลเลอร์ (Sealers)

Almaroof ในปี 2008 (25) พบว่าเมื่ออุดคลองรากฟันด้วยกัทตาเปอร์ชาพร้อมกับ Dorifill ซึ่งเป็นซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซิลเลอร์ (Zinc oxide eugenol based sealer) พบว่าซิลเลอร์จะมีการรั่วซึมของสีฟลูออเรสเซนซ์ (Fluorescence) ที่เวลา 48 ชั่วโมง น้อยกว่ากลุ่มที่อุดคลองรากฟันด้วยกัทตาเปอร์ชาเพียงอย่างเดียวทั้งในการอุดด้วยวิธีแลตเทอรัลคอนเดนเซชัน (Lateral condensation) และวิธีกัทตาเปอร์ชาหลอมแบบฉีด (Thermoplasticized gutta-percha injection) ซึ่ง Grossman ได้กล่าวถึงสมบัติของซิลเลอร์ในอุดมคติไว้ ดังนี้ (26)

1. มีการยึดติดที่ดีระหว่างซีเมนต์และผนังคลองรากฟันเมื่อแห้งตัว
2. ให้ความแนบสนิทที่ดี
3. มีความทึบรังสี (Radiopaque)
4. ผนึกความละเอียด เพื่อให้สามารถผสมได้ง่าย
5. ไม่เกิดการหดตัวขณะแห้งตัว
6. ไม่ทำให้ฟันเปลี่ยนสี
7. มีสมบัติยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย (Bacteriostatic) หรือไม่ส่งเสริมการเจริญเติบโตของแบคทีเรีย
8. แข็งตัวช้า
9. ไม่ละลายในของเหลวภายในร่างกาย (Tissue fluid)
10. ไม่ระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อรอบปลายราก
11. ละลายในตัวทำละลายทั่วไป หรือออกได้ง่ายเมื่อจำเป็น

จากอดีตจนถึงปัจจุบันมีการพัฒนาซีลเลอร์ขึ้นมาหลายชนิด เพื่อหวังให้มีสมบัติที่ใกล้เคียงกับซีลเลอร์ในอุดมคติของ Grossman มากที่สุด โดยสามารถจำแนกประเภทตามส่วนประกอบหลักได้เป็น 6 ประเภท ได้แก่

1. ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์
2. แคลเซียมไฮดรอกไซด์เบสซีลเลอร์ (Calcium hydroxide based sealer)
3. กลาสไอโอโนเมอร์เบสซีลเลอร์ (Glass ionomer based sealer)
4. ซิลิโคนเบสซีลเลอร์ (Silicone based sealer)
5. เรซินเบสซีลเลอร์ (Resin based sealer)
6. ไบโอเซรามิกซีลเลอร์ (Bioceramic sealer) หรือแคลเซียมซิลิเกตเบสซีลเลอร์ (Calcium silicate based sealer)

อย่างไรก็ตามในปัจจุบันยังไม่พบซีลเลอร์ที่มีสมบัติตามอุดมคติของ Grossman ครบทุกประการ

1.1 ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์

ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์เป็นซีลเลอร์ดั้งเดิมที่มีการใช้กันมาตั้งแต่ในอดีต สูตรแรกถูกพัฒนาโดย Rickert และ Dixon ในปี 1931 ภายใต้ชื่อการค้า Kerr sealer (27) ประกอบไปด้วยซิงค์ออกไซด์ (Zinc oxide) สเตย์บิลท์เรซิน (Staybelite resin) และเงิน (Silver) แต่เนื่องจากเงินสามารถถูกออกซิไดซ์เกิดเป็นสารประกอบซัลไฟด์ (Sulphides) ซึ่งให้สีเทาดำ ดังนั้นเมื่อมีซีลเลอร์คงเหลืออยู่ในโพรงเนื้อเยื่อในจะทำให้เกิดการสะท้อนเป็นสีเทาดำผ่านผิวเคลือบฟันออกมา หรือซีลเลอร์อาจมีการแพร่เข้าไปในท่อเนื้อฟันจึงทำให้ฟันเปลี่ยนเป็นสีคล้ำได้ จึงทดแทนอนุภาคเงินด้วยแบเรียมซัลเฟต (Barium sulfate) และบิสมัทซับคาร์บอเนต (Bismuth subcarbonate) เพื่อแก้ไขปัญหาฟันเปลี่ยนสี (28) มีการพัฒนาปรับปรุงส่วนประกอบของซีลเลอร์เรื่อยมาจนกลายมาเป็นสูตรของ Grossman ในปัจจุบัน (7) มีส่วนประกอบดังแสดงในตาราง 1

1.1.1 ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อทางชีวภาพ

ในขั้นตอนการผสมเมื่อส่วนผงของซิงค์ออกไซด์ผสมกับส่วนน้ำของยูจีนอล จะเกิดปฏิกิริยาทางเคมีคีเลชัน (Chelation reaction) ขึ้น แล้วสร้างเป็นรูปสารประกอบคีเลตซิงค์ออกไซด์ยูจีนอล (ZnOE chelate compound) ร่วมกับ ยูจีนอลอิสระ (Free eugenol) ซึ่งเป็นสารประกอบฟีนอลที่มีฤทธิ์ระคายเคืองและเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อ (29) Dimitrova-Nakov และคณะ ในปี 2015 (30) ทดสอบความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อต่อเซลล์เนื้อเยื่อในฟันกรามซี่ที่หนึ่งของหนูเมื่อสัมผัสกับซีลเลอร์ที่ก่อตัวแล้วของพัลพ์แคลเซียมซีลเลอร์ (ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์)

เปรียบเทียบกับไบโอรูทอาร์ชีเอส (Bioroot RCS, Septodont, Saint Maur des fossés, France) (แคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ พบว่าซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์มีความเป็นพิษต่อเซลล์ ในขณะที่แคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์มีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อ อย่างไรก็ตาม Mutoh และ Tani-Ishii ในปี 2011 (31) พบว่าซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์จะก่อให้เกิดการอักเสบขึ้นเล็กน้อยในช่วง 7 วันแรก แต่เมื่อเวลาผ่านไป 14 วัน เนื้อเยื่อรอบปลายรากฟันจะหยุดการอักเสบและถูกแทนที่ด้วยเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน แสดงให้เห็นถึงความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่ดีของซีลเลอร์ที่มีการก่อตัวแล้ว

ตาราง 1 ส่วนประกอบซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์สูตร Grossman

| ส่วนผง | อัตราส่วน (ร้อยละ) |
|--|--------------------|
| ซิงค์ออกไซด์ | 42 |
| สเตย์ปีไลท์เรซิน | 27 |
| แบเรียมซิลเฟต | 15 |
| บิสมาทซ์คาร์บอเนต | 15 |
| โซเดียมบอเรต แอนไฮดรัส (Sodium borate anhydrous) | 1 |
| ส่วนน้ำ | อัตราส่วน (ร้อยละ) |
| ยูจีนอล (Eugenol) | 100 |

1.1.2 ความสามารถในการผนึก (Sealing ability)

ความล้มเหลวจากการรักษาคลองรากฟันโดยทั่วไปมีสาเหตุจากการรั่วซึมบริเวณปลายรากฟัน Kontaktitis และคณะในปี 1997 (8) ทดสอบความสามารถในการผนึกของซีลเลอร์ 5 ชนิด ได้แก่ เอเอช 26 (AH26, De Trey, Konstanz, Germany) ซีลลาเพก (Sealapex, Kerr Manufacturing Co., Romulus, MI, USA) คีแทก-เอ็นโด (Ketac-Endo, Espe GmbH, Seefeld, Germany) รอท และพัลป์คาแนลอีดีบับลิวี่ (Pulp Canal Sealer EWT, Kerr Manufacturing Co., Romulus, MI, USA) ซึ่งเป็นซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซีลเลอร์ และสารยึดติด (Bonding Agent, Johnson and Johnson, Sao Jose dos Campos-SP, Brazil) ทั้งในกรณีใช้เป็นชั้นบาง

(0.05 มิลลิเมตร) และชั้นหนา (0.3 มิลลิเมตร) พบว่าภายหลังเก็บไว้ในน้ำนาน 2 ปี เอเอช 26 ซิลิกาเพก คีแทก-เอ็นโด และพัลปีคาแนลอีดับบลิวที จะพบการรั่วซึมมากกว่าเมื่อเทียบกับการวัดก่อนการแช่น้ำ โดยที่รอกและพัลปีคาแนลอีดับบลิวทีจะพบการรั่วซึมมากที่สุด สาเหตุจากการที่ซิลเลอร์เกิดการหดตัวและละลายเมื่อระยะเวลาผ่านไป เมื่อดูที่ปัจจัยความหนาของซิลเลอร์ต่อการรั่วซึม พบว่าซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซิลเลอร์เมื่อใช้เป็นชั้นบางจะให้การรั่วซึมที่น้อยกว่า ซึ่งคาดว่าการเกิดจากการสลายตัวของซิลเลอร์ ดังนั้นกรณีใช้ซิลเลอร์เป็นชั้นบางจะทำให้มีพื้นที่ผิวสัมผัสที่น้อยกว่า ส่งผลให้มีอัตราการสลายตัวของซิลเลอร์ที่ช้ากว่าเมื่อเทียบกับการการใช้ซิลเลอร์เป็นชั้นหนา

1.1.3 การละลายตัว (Solubility)

การรั่วซึมของซิลเลอร์มีความสัมพันธ์กับการสลายตัวของซิลเลอร์ เมื่อซิลเลอร์มีการละลายตัวสูงจะส่งผลให้เกิดช่องว่างระหว่างบริเวณแนวของซิลเลอร์กับเนื้อฟันและกัตตาเปอร่า จึงทำให้ความแนบสนิทในคลองรากฟันลดลง เกิดการรั่วซึมของแบคทีเรียเข้ามาได้ง่ายขึ้น Khalil และคณะ ในปี 2005 (9) ศึกษาการละลายตัวของซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซิลเลอร์เมื่อแช่ในน้ำเกลือ เป็นระยะเวลา 1, 7, 14, 28 และ 56 วัน พบว่าในช่วง 14 วันแรกซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซิลเลอร์จะมีค่าการละลายตัวน้อยกว่าร้อยละ 3 แต่เนื่องจากการละลายตัวที่เพิ่มขึ้นของซิลเลอร์ตามระยะเวลาที่ผ่านไป ทำให้ที่ระยะเวลา 56 วัน ซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซิลเลอร์จะมีค่าการละลายตัวที่สูงถึงร้อยละ 5.4 ซึ่งเกินค่ามาตรฐานตาม ISO ที่กำหนดไว้

1.1.4 การแทรกซึม (Penetration)

เนื่องจากซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซิลเลอร์ไม่สามารถยึดติดกับเนื้อฟันด้วยพันธะเคมี ดังนั้นความสามารถในการผนึกเพื่อป้องกันการรั่วซึมจะมาจากความสามารถในการไหลแผ่เข้าไปในต่อเนื้อฟัน ทำให้เกิดแรงยึดติดทางกล (Mechanical Interlocking) ช่วยเพิ่มการยึดติดของวัสดุอุดคลองรากฟันกับผนังคลองรากฟัน (32) ส่งผลให้การอุดคลองรากฟันมีความสามารถในการผนึกที่ดีขึ้น (33) อย่างไรก็ตาม Singh และคณะ ในปี 2012 (34) พบว่าซิงค์ออกไซด์ยูจีนอลเบสซิลเลอร์มีความสามารถในการแทรกซึมของซิลเลอร์เข้าไปในต่อเนื้อฟันที่ต่ำเพียง 3 ไมโครเมตร ในขณะที่เอเอชพลัสซึ่งเป็นเรซินเบสซิลเลอร์สามารถแทรกซึมลึกเข้าไปในต่อเนื้อฟันได้ถึง 24 ไมโครเมตร

1.2 เรซินเบสซิลเลอร์

แบ่งเป็น 2 กลุ่มใหญ่ ได้แก่

A. อีพอกซีเรซินเบส (Epoxy resin based)

เอเอช 26 ถูกพัฒนาขึ้นมาในปี 1940 และจัดจำหน่ายภายใต้บริษัท DENTSPLY DeTrey มีส่วนประกอบเป็นเฮกซะเมทิลีนเตตรามิน (Hexamethylenetetramine,

HMT) ซึ่งมีฤทธิ์ฆ่าเชื้อแบคทีเรีย แต่ในสถานะที่เป็นกรดสามารถถูกไฮโดรไลซิสและปลดปล่อยฟอร์มัลดีไฮด์ (Formaldehyde) ที่เป็นพิษต่อเซลล์ (35)

เอเอชพลัส (AH Plus, Dentsply De Trey, Konstanz, Germany) บรรจุในรูปแบบหลอด จำนวน 2 หลอด หลอดอีพอกไซด์ (Epoxides) ประกอบไปด้วย บิสฟีนอลเอ (Bisphenol-A epoxy resin) บิสฟีนอลบี (Bisphenol-F epoxy resin) ไอรอนออกไซด์ (Iron oxide pigments) แคลเซียมทังสเตต (Calcium tungstate) เซอร์โคเนียมออกไซด์ (Zirconium oxide) และซิลิกอนออกไซด์ (Silicon oxide) ส่วนหลอดเอมีนจะประกอบไปด้วยไดเบนซิลไดเอมีน (Dibenzylidiamine) อะมิโนอะดามันเทน (Amino adamantane) ไตรไซโคลดีเคน ไดเอมีน (Tricyclodecane diamine) แคลเซียมทังสเตต เซอร์โคเนียมออกไซด์ และซิลิกอนออกไซด์ (19, 36) มีระยะเวลาแข็งตัวตามที่บริษัทผู้ผลิตแจ้งอยู่ที่ 8 ชั่วโมง ที่อุณหภูมิ 37 °C

B. เมทาคริเลตเรซินเบส (Methacrylate resin based)

เมทาคริเลตเรซินเบสถูกพัฒนาขึ้นมาบนหลักการของการยึดติดกับเนื้อฟันเพื่อหวังผลให้เกิดการยึดติดเป็นอันหนึ่งอันเดียวกันของผนังคลองรากฟันและวัสดุอุดคลองรากฟันหรือโมโนบล็อก (Monoblock) ขึ้นมา (37) ซึ่งสามารถแบ่งตามการพัฒนาได้เป็น 4 รุ่น ได้แก่ รุ่นที่ 1 ไฮดรอน (Hydron, Hydron Technologies, Inc, Pompano Beach, FL), รุ่นที่ 2 เอนโดเรซ (EndoREZ, Ultradent Products Inc, South Jordan, UT), รุ่นที่ 3 อีพิฟานี (Epiphany, Pentron Clinical Technologies, USA) และรุ่นที่ 4 เมตาซีล (MetaSEAL) (Parkell Inc, NY, USA) (38)

1.2.1 ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อทางชีวภาพ

Koch และคณะ ในปี 2001 (39) พบว่าเมื่อนำเอเอช 26 ซึ่งก่อตัวสมบูรณ์แล้วมาแช่ในน้ำกลั่นนาน 10 นาที แล้วทดสอบด้วยเครื่องโครมาโทกราฟีเหลวความดันสูง (High Performance Liquid Chromatography) ซึ่งเป็นเครื่องมือแยกและวิเคราะห์ส่วนประกอบสารที่อยู่ในสารของเหลว สามารถวัดฟอร์มัลดีไฮด์ได้ 6.6 ไมโครกรัม ซึ่งสามารถแพร่ผ่านเนื้อฟันและเคลือบรากฟันออกสู่น้ำเยื่อโดยรอบและระบบไหลเวียนโลหิตได้อย่างรวดเร็ว (35) แต่เนื่องจากฟอร์มัลดีไฮด์สามารถถูกเมตาโบไลต์ (Metabolite) ในร่างกายได้อย่างรวดเร็ว (40) ร่วมกับปริมาณฟอร์มัลดีไฮด์ที่ปลดปล่อยออกมาในปริมาณที่น้อยกว่าระดับที่เป็นพิษ การใช้อีพอกซีเรซินเบสซีลเลอร์จึงมีผลเป็นพิษเพียงเล็กน้อยต่อร่างกายในระดับที่ไม่เป็นอันตราย (35)

แต่อย่างไรก็ตามเพื่อลดความกังวลจากฟอร์มัลดีไฮด์ที่ถูกปลดปล่อยออกมาจากซีลเลอร์ เอเอช 26 ซึ่งอาจก่อให้เกิดอันตรายหรือการแพ้โดยเฉพาะอย่างยิ่งให้ผู้ป่วยรายที่แพ้ฟอร์มัลดีไฮด์ จึงมีการพัฒนาเอเอช พลัสซึ่งมีความเป็นพิษที่ลดลง Azar และคณะ ในปี 2000 (41) ทดสอบความเป็นพิษของซีลเลอร์ต่อเซลล์ไฟโบรบลาสต์จากเนื้อเยื่อเหงือกมนุษย์ (Human

gingival fibroblasts) ที่ระยะเวลาต่าง ๆ กัน พบว่าเอเอช 26 จะมีระดับความเป็นพิษสูงมาก ในช่วง 1 สัปดาห์แรกหลังการผสม จากนั้นจะค่อย ๆ ลดระดับความเป็นพิษลง ในขณะที่เอเอชพลัสจะมีพิษสูงเพียง 4 ชั่วโมงแรกหลังการผสมเท่านั้น หลังจากนั้นจะลดระดับความเป็นพิษลงมาใกล้เคียงกับกลุ่มควบคุมที่ไม่มีการสัมผัสกับซีลเลอร์

1.2.2 ความสามารถในการฉีก

De-Deus และคณะ ในปี 2006 (42) ศึกษาการรั่วซึมของแบคทีเรียเป็นเวลา 12 สัปดาห์ พบว่าเอเอชพลัสจะมีการรั่วซึมที่น้อยที่สุดและความหนาของแผ่นฟิล์มไม่มีผลต่อการรั่วซึมของแบคทีเรีย ในขณะที่แคลเซียมไฮดรอกไซด์เบสซีลเลอร์และซิงค์ออกไซด์ยูจินอลเบสซีลเลอร์ในกรณีที่มีความหนาของแผ่นฟิล์มสูงจะทำให้เกิดการรั่วซึมเพิ่มมากขึ้นตามมา Zhang และคณะ ในปี 2009 (43) เปรียบเทียบการรั่วซึมของเอเอชพลัสที่อุดด้วยวิวีวอร์ม เวอร์ติคอลลคอมแพคชั่น กับไฮรูทเอสพี เมื่ออุดด้วยวิวีวอร์ม เวอร์ติคอลลคอมแพคชั่นและไฮรูทเอสพีเมื่ออุดด้วยวิธีซิงเกิลโคน พบว่าทั้งสามกลุ่มมีการรั่วซึมไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ในขณะที่ Arora ในปี 2015 (44) เปรียบเทียบการรั่วซึมของกลูโคสเป็นเวลา 7 วัน เมื่ออุดด้วยเอเอชพลัสโดยวิธีเลเซอร์คอนเดนเซชัน พบว่าจะมีการรั่วซึมของกลูโคสที่สูงกว่าเมื่อเทียบกับการอุดด้วยแคลเซียมซิลิเบสซีลเลอร์โดยวิธีซิงเกิลโคน

1.2.3 การละลายตัว

การละลายตัวของซีลเลอร์สามารถส่งผลต่อการรั่วซึมตามมาได้ ดังนั้นสมบัติการละลายตัวจึงเป็นหนึ่งในสมบัติที่สำคัญในการประเมินการเลือกใช้งานของซีลเลอร์ เนื่องจากการรั่วซึมที่น้อยของเอเอชพลัสทำให้มีความนิยมนำมาใช้ในการอุดคลองรากฟันในปัจจุบัน Zordan-Bronzel และคณะ ในปี 2019 (45) พบว่าสาเหตุที่เอเอชพลัสมีการละลายตัวน้อยที่สุด มาจากการเกิดพันธะของวัสดุในกลุ่มเรซินเบสซีลเลอร์ ในขณะที่แคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์จะมีการละลายตัวที่สูงมากกว่าเอเอชพลัส เนื่องจากจากลักษณะของอนุภาคในซีลเลอร์ที่ชอบน้ำ ทำให้เพิ่มพื้นที่ให้โมเลกุลของน้ำเข้ามาจับ จึงเกิดการละลายตัวของซีลเลอร์ตามมา

1.2.4 การแทรกซึม

Macedo และคณะในปี 2017 (46) เปรียบเทียบการแทรกซึมของเอเอชพลัสเข้าไปในท่อเนื้อฟัน เมื่ออุดด้วย 4 วิธีที่แตกต่างกัน คือ วิธีเลเซอร์คอนเดนเซชัน วิวีวอร์ม เวอร์ติคอลลคอมแพคชั่น วิธีโมดิฟายแท็กเกอร์ไฮบริด (Modified Tagger hybrid) และวิธีซิงเกิลโคน พบว่าเมื่ออุดด้วยวิวีวอร์ม เวอร์ติคอลลคอมแพคชั่นจะให้การแทรกซึมของเอเอชพลัสเข้าไปในท่อเนื้อฟันมากที่สุด แต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญกับวิธีเลเซอร์คอนเดนเซชันและวิธีโมดิฟายแท็กเกอร์ไฮบริด ส่วนวิธีซิงเกิลโคนจะให้การแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันที่แย่มาก และเมื่อเทียบกับซิงค์ออกไซด์

ยูจีนอลเบสซีลเลอร์ พบว่าการอุดคลองรากฟันด้วยวิธีเลเซอร์คอนเดนเซชันร่วมกับเอเซพลัสจะมีความสามาถในการแทรกซึมของซีลเลอร์เข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ลึกกว่า (34) El Hachem และคณะ ในปี 2019 (47) เปรียบเทียบการแทรกซึมของซีลเลอร์เข้าไปในท่อเนื้อฟันตัดหน้าบน 96 ที่เมื่ออุดด้วยวิธีซึ่งเกิดโคนที่ระดับ 5 มิลลิเมตร จากปลายรากฟัน พบว่าเอเซพลัสและเอ็นโดซีควนซ์ บีซี ซีลเลอร์ (EndoSequence BC sealer, Brasseler USA, Savannah, USA) ซึ่งเป็นไบโอเซรามิกซีลเลอร์ มีค่าเฉลี่ยการแทรกซึมลึกเข้าไปในท่อเนื้อฟันมากกว่าที่ระดับ 1 มิลลิเมตร จากปลายรากฟัน และที่ระดับ 5 มิลลิเมตร จากปลายรากฟัน เอเซพลัสจะมีการแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้น้อยกว่าเอ็นโดซีควนซ์ บีซี ซีลเลอร์ ในขณะที่ Chen และคณะ ในปี 2011 (48) เมื่อส่องดูด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope, SEM) เอเซพลัสจะมีการแทรกซึมเข้าท่อเนื้อฟันได้ลึกกว่าไฮรูทเอสพี ซึ่งเป็นอีกชื่อทางการค้าหนึ่งของเอ็นโดซีควนซ์ บีซี ซีลเลอร์ รวมถึงมีความแนบสนิทกับผนังรากฟันส่วนปลายที่ดีกว่า

1.3 ไบโอเซรามิกซีลเลอร์

ไบโอเซรามิกซีลเลอร์เป็นวัสดุจำพวกเอ็มทีเอ (Mineral trioxide aggregate, MTA) ซึ่งเป็นหนึ่งในกลุ่มไบโอเซรามิก (Bioceramic) มีส่วนประกอบหลักเป็น ไตรแคลเซียมซิลิเกต (Tricalcium silicate) ไดแคลเซียมซิลิเกต (Dicalcium silicate) และสารที่บรังกี (7) ซึ่งมีกลไกการเกิดปฏิกิริยา ประกอบด้วยปฏิกิริยาสองขั้นตอน ดังนี้ (49)

เมื่อวัสดุสัมผัสกับน้ำแล้ว ส่วนประกอบต่าง ๆ จะมีการละลายและทำปฏิกิริยากับน้ำ เรียก ปฏิกิริยาการเติมโมเลกุลของน้ำ (Hydration reaction) (ภาพประกอบ 2A และ B) ได้ผลิตภัณฑ์เป็น แคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเจล (Calcium silicate hydrate gel, CSH) และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Calcium hydroxide) (50-53) ซึ่งแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเจลมีลักษณะอสัณฐานหรือโครงสร้างผลึกคริสตัลที่ไม่เป็นระเบียบ (Poorly crystalline) และเป็นเจล (Solid gel) ล้อมรอบส่วนที่ยังไม่ได้เกิดปฏิกิริยาอยู่ภายใน (51)

เมื่อไอออนต่าง ๆ ถูกปล่อยออกมาจนเกิดสภาวะสารละลายอิ่มตัวสูง จะทำให้เกิดปฏิกิริยาการตกตะกอน (Precipitate reaction) (50-53) (ภาพประกอบ 2C) แคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ได้จากปฏิกิริยาแรกเมื่อสัมผัสกับของเหลวในร่างกายจะทำปฏิกิริยากับฟอสเฟต (Phosphate) เกิดเป็นสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตและก่อตัวเป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) บนผิววัสดุ (52)

ภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด Fridland และ Rosado ในปี 2013 (54) พบว่าวัสดุที่ก่อตัวจะประกอบไปด้วยช่องว่าง (Void) และรูพรุน (Pores) จากฟองอากาศ

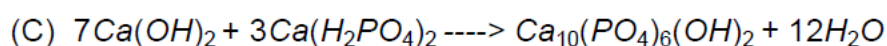
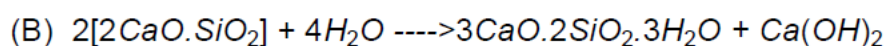
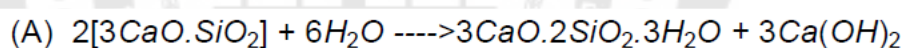
จำนวนมาก ทั้งในตัววัสดุเองและพื้นผิวระหว่างวัสดุกับเนื้อฟัน การที่มีช่องว่างและรูพรุนปริมาณมากและขนาดใหญ่ อาจส่งผลให้เกิดการรั่วซึมหรือความแข็งแรงของวัสดุได้ (54) อย่างไรก็ตาม เมื่อเวลาผ่านไปวัสดุจะทำปฏิกิริยากับน้ำและเกิดการปลดปล่อยแคลเซียมไอออนเข้าไปสะสมในช่องว่างและรูพรุน เกิดเป็นไฮดรอกซีอะพาไทต์ช่วยปิดช่องว่างที่อยู่ภายใน ทำให้วัสดุมีความแนบสนิทมากขึ้น รวมถึงยังมีสมบัติส่งเสริมให้เกิดการสร้างกระดูกและเคลือบรากฟันที่ผิวของวัสดุ (55)

กลไกการยึดติดของไบโอเซรามิกซิลิเลอรร่วมกับเนื้อฟันยังไม่เป็นที่แน่ชัด แต่จากกลไกการเกิดปฏิกิริยาดังกล่าวข้างต้นจึงสามารถคาดการณ์การยึดติดกับเนื้อฟันได้ดังนี้ (56)

1. จากสมบัติการไหลแผ่ที่ดีของซิลิเลอรร่วม ทำให้มีการแพร่ของอนุภาคซิลิเลอรร่วมเข้าไปในท่อเนื้อฟัน (Dentinal tubule) และเกิดแรงยึดติดทางกลขึ้น

2. ความเป็นต่างของซิลิเลอรร่วมจากแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในปฏิกิริยาการก่อตัวของวัสดุ ทำให้เกิดการสลายของเส้นใยคอลลาเจนในเนื้อฟัน และเกิดการแพร่ของอนุภาคซิลิเลอรร่วมเข้าไประหว่างท่อเนื้อฟัน (Intertubular dentin)

3. ในสภาวะที่ได้รับความชื้นจากเนื้อฟัน ฟอสเฟตจะทำปฏิกิริยากับแคลเซียมไฮดรอกไซด์ เกิดการตกตะกอนแล้วสร้างเป็นชั้นไฮดรอกซีอะพาไทต์ ทำให้เกิดการยึดติดทางเคมี (Chemical bond) กับเนื้อฟัน (49)



ภาพประกอบ 2 ปฏิกิริยาการเติมโมเลกุลของน้ำของ (A) ไตรแคลเซียมซิลิเกต (B) ไดแคลเซียมซิลิเกต และ (C) ปฏิกิริยาการตกตะกอน

ที่มา: Malhotra et al (2014)

ไบโอเซรามิกซิลิเลอรร่วมในขณะที่ยังก่อตัวไม่สมบูรณ์ จะมีการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์จากปฏิกิริยาการเติมน้ำ ทำให้มีค่าความเป็นด่างที่สูง (50-53) ส่งผลให้มีสมบัติในการฆ่าเชื้อแบคทีเรีย (57) นอกจากนี้ยังมีสมบัติที่ดีคือไม่เกิดการหดตัวขณะเกิดปฏิกิริยาก่อตัว ชอบน้ำ (13, 58) เมื่อแห้งตัวจะมีการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อทางชีวภาพได้ดี เป็นพิษต่อเซลล์น้อย (59) มีความแนบสนิทที่ดี (43) ทึบรังสี (60) และพบว่าสามารถกระตุ้นให้เกิดโครงสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์ซึ่งเป็นโครงสร้างทางเคมีที่สามารถยึดเกาะกับเนื้อฟันได้ (59) จากสมบัติดังกล่าวทำให้มี

พัฒนาเพื่อนำใช้ในงานเอนโดดอนติกส์มากมาย ได้แก่ การใส่ยาจุดปิดทะลุโพรงประสาทฟัน (Direct pulp capping) พัลโพโตมี (Pulpotomy) การซ่อมรอยทะลุ (Perforation repair) เป็นวัสดุอุดย่นปลายรากฟัน (Root-end filling) เป็นซีเมนต์อุดคลองรากฟัน (root canal sealer) และเป็นวัสดุอุดปลายรากฟันในปลายรากเปิด (apexification) เป็นต้น (10-12)

วัสดุเอ็มทีเอหรือมินเอร์ล ไตรออกไซด์ เอ็กกรีเกต (Mineral trioxide aggregate) เป็นวัสดุกลุ่มแรกของไบโอเซรามิกที่ถูกพัฒนาจากปูนซีเมนต์พอร์ตแลนด์ (Portland Cement) โดย Torabinejad และคณะ ในปี 1993 (61) นำมาใช้ในงานเอนโดดอนติกส์ในรูปแบบของแคลเซียมซิลิเกตเบสซีเมนต์ (Calcium silicate based material) โดยมีส่วนประกอบเป็นไตรแคลเซียมซิลิเกต ไดแคลเซียมซิลิเกต ไตรแคลเซียมซิลิเกตอะลูมิเนต (Tricalcium aluminate) เตตราแคลเซียม อลูมิโนเฟอร์ไรท์ (Tetracalcium aluminoferrite) แคลเซียมซัลเฟต (Calcium sulfate) และมีสารที่บ่งสีเป็นบิสมีทออกไซด์ (Bismuth oxide) ซึ่งในปัจจุบันถือเป็นวัสดุที่ใช้กันเป็นมาตรฐานในทางเอนโดดอนติกส์

เนื่องจากสมบัติที่ดีของเอ็มทีเอจึงเกิดแนวคิดการนำมาใช้เป็นวัสดุอุดคลองรากฟัน แต่เนื่องจากการมีงานที่ยากและอนุภาคหยาบ (62, 63) จึงเกิดการพัฒนาแคลเซียมซิลิเกตเบสซิลิเกตเพื่อใช้สำหรับอุดคลองรากฟันโดยเฉพาะขึ้นมา ในช่วงแรกไบโอเซรามิกซิลิเกตจะมาในรูปแบบผลิตภัณฑ์สองส่วนที่ต้องนำมาผสมกันก่อนใช้งาน ทำให้เพิ่มเวลาทำงานข้างเก้าอี้ รวมถึงซิลิเกตที่ได้อาจมีอัตราส่วนที่คลาดเคลื่อน ส่งผลให้สมบัติของซิลิเกตเปลี่ยนไปได้ (64) จึงเกิดการพัฒนาไบโอเซรามิกซิลิเกตในรูปแบบหลอดฉีดที่บรรจุซิลิเกตแบบชนิดสารผสมล่วงหน้า ทำให้มีการใช้งานที่ง่าย สะดวกและรวดเร็ว ได้ซิลิเกตที่มีอัตราส่วนเป็นมาตรฐานเดียวกันทุกครั้ง ส่งผลให้เนื้อของวัสดุมีความเหมาะสมต่อการใช้งาน เช่น เซราซีล เอนโดซีลเอ็มทีเอ และไอรุกทเอสพี

A. เซราซีล

เซราซีล เป็นไบโอเซรามิกซิลิเกตที่เพิ่งมีการถูกพัฒนาออกมาในปัจจุบัน มีส่วนประกอบเป็น แคลเซียมซิลิเกต เซอร์โคเนียมออกไซด์ และสารให้ความข้น ผลิตภัณฑ์อยู่ในรูปแบบสารผสมล่วงหน้าที่ใช้งานได้ง่ายและอาศัยความชื้นในการก่อตัว มีระยะเวลาในการแข็งตัว 3.5 ชั่วโมง เนื่องจากระยะเวลาแข็งตัวที่สั้นทำให้ลดโอกาสถูกชะล้างจากสารคัดหลั่งรอบปลายราก (27, 60)

B. เอนโดซีลเอ็มทีเอ

เอนโดซีลเอ็มทีเอ มีส่วนผสมประกอบด้วย แคลเซียมซิลิเกต แคลเซียมอลูมิเนต (Calcium aluminates) แคลเซียมอลูมิโนเฟอร์ไรท์ (Calcium aluminoferrite) แคลเซียม

ซัลเฟต สารที่บ่งสี และสารให้ความข้น (Thickening agent) (65) เป็นแคลเซียมซิลิเกตเบส ซิลิเคอร์ชนิดใหม่ที่มีการพัฒนาโดยการเติมวัสดุปอซโซลาน (Pozzolan) ซึ่งเป็นวัสดุที่มี ส่วนประกอบหลักเป็นสารซิลิกาและอลูมินา โดยตัววัสดุเองไม่มีสมบัติในการเชื่อมประสาน แต่เมื่อ อนุภาคปอซโซลานที่บดเป็นผงละเอียดทำปฏิกิริยากับความชื้นในอากาศหรือคลองรากฟันร่วมกับ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่อุณหภูมิต่ำ ปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นจะส่งผลให้เกิดสารที่มีสมบัติในการเชื่อม ประสานหรือแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตเพิ่มขึ้น ส่งผลให้มีเวลาในการแข็งตัวที่เร็วขึ้น โดยเอ็นโดซีล เอ็มทีเอใช้เวลาในการแข็งตัวเพียง 12 นาที

C. ไอรูทเอสพี

ไอรูทเอสพี หรือมีชื่อทางการค้าที่แตกต่างกันไปตามประเทศที่จัดจำหน่าย เป็น เอ็นโดซีควอนซ์ บีซี ซิลิเคอร์ และโททอลฟิล บีซี ซิลิเคอร์ (TotalFill BC Sealer; FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) มาในรูปแบบสารผสมล่วงหน้า (Pre-mixed) มี ส่วนประกอบเป็นไตรแคลเซียมซิลิเกต ไดแคลเซียมซิลิเกต เซอร์โคเนียมออกไซด์ ซิลิกาในรูป คอลลอยด์ (Colloidal silica) แคลเซียมฟอสเฟตโมโนเบสิก (Calcium phosphate monobasic) และแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (60, 65, 66) มีระยะเวลาแข็งตัวตามที่บริษัทผู้ผลิตแจ้งอยู่ที่ 4 ชั่วโมง

1.3.1 ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อทางชีวภาพ

ซิลิเคอร์เมื่อใช้ร่วมกับวัสดุอุดคลองรากฟัน ทำให้มีโอกาสเกิดการสัมผัสโดยตรง กับเนื้อเยื่อรอบปลายราก โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีหลุดเกินออกไปจากบริเวณปลายรากฟัน ดังนั้น ปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อเมื่อสัมผัสกับซิลิเคอร์จึงถือเป็นหนึ่งในปัจจัยสำคัญที่ใช้พิจารณาสมบัติของ ซิลิเคอร์ การที่ซิลิเคอร์มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อจะทำให้เมื่อมีการสัมผัสกัน ไม่เกิดการกระตุ้น เนื้อเยื่อรอบปลายรากให้เกิดปฏิกิริยาไม่พึงประสงค์ เช่น ความเป็นพิษ ระคายเคือง อักเสบ แพ้ หรือเป็นสารก่อมะเร็ง เป็นต้น (56) แคลเซียมซิลิเกตซิลิเคอร์มีแคลเซียมฟอสเฟตเป็นส่วนประกอบ ซึ่งสามารถพบได้ในเนื้อเยื่อแข็งของกระดูกและฟันเช่นเดียวกัน ทำให้แคลเซียม ซิลิเกตซิลิเคอร์มีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อในร่างกาย (56)

Lee และคณะ ในปี 2019 (59) ทดสอบการอยู่รอดของเซลล์ไลน์ MC3T3-E1 ซึ่งเป็นเซลล์ที่ได้มาจากฝักะโหลกของหนูด้วย WSTs (Water soluble Tetrazolium salts) assay เมื่อสัมผัสกับสารสกัดของซิลิเคอร์ 3 ชนิด ได้แก่ เอเอสพลัส เอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์ (MTA Fillapex, Angelus Solucxoes Odontologicas, Londrina, Brazil) และเอ็นโดซีควอนซ์ บีซี ซิลิเคอร์ ที่ แข็งตัวแล้ว โดยมีกลุ่มควบคุมเป็นอาหารเลี้ยงเชื้อ (Medium) เป็นเวลา 1 วัน พบว่าในทุกความ เข้มข้นของเอเอสพลัสจะมีการอยู่รอดของเซลล์ที่ต่ำกว่ากลุ่มควบคุม ในขณะที่แคลเซียมซิลิเกต ซิลิเคอร์ทั้งสองชนิดเฉพาะที่ความเข้มข้นสูงจึงจะทำให้มีการอยู่รอดของเซลล์ที่ต่ำ จึงอาจสรุปได้ว่า

ปัจจัยที่ส่งผลให้การอยู่รอดของเซลล์มาจากการมีส่วนร่วมประกอบของซีลเลอร์ที่ต่างกัน สอดคล้องกับ Zhou และคณะ ในปี 2015 (67) พบว่าเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ตลอดช่วงระยะเวลา 4 สัปดาห์ที่ศึกษา โดยไม่มีความแตกต่างทั้งความเข้มข้นและระยะเวลาที่สัมผัสกับซีลเลอร์ ในขณะที่เอชพลัสที่มีความเข้มข้นสูงในสภาวะที่ยังไม่แข็งตัวพบว่ามีความเป็นพิษสูงต่อเซลล์ แต่จะลดลงเมื่อความเข้มข้นเจือจาง และเมื่อวัสดุแข็งตัวตั้งแต่ 2 สัปดาห์ขึ้นไปจะไม่พบความเป็นพิษต่อเซลล์ อย่างไรก็ตาม Loushine และคณะ ในปี 2011 (68) พบว่าระดับความเป็นพิษของเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซีลเลอร์จะสอดคล้องกับระยะเวลาแข็งตัว โดยในช่วงแรกก่อนการแข็งตัวสมบูรณ์จะมีการปลดปล่อยสารซึ่งเป็นพิษต่อเซลล์ ทำให้เกิดการระคายเคืองและรบกวนกระบวนการหายใจของเนื้อเยื่อรอบปลายราก แต่ความเป็นพิษนี้จะลดลงตามระยะเวลาที่ผ่านมา

เอ็นโดซีลเอ็มทีเอมีความเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อใกล้เคียงกับเอ็มทีเอ (69) สอดคล้องกับ Da Silva และคณะ ในปี 2017 (70) นำซีลเลอร์ไปวางสัมผัสโดยตรงกับเซลล์ไฟโบรบลาสต์ของหนูถีบจักร (Balb/c 3T3) เป็นเวลา 24 วัน พบว่าเอ็นโดซีลเอ็มทีเอมีเปอร์เซ็นต์เซลล์รอดชีวิตไม่แตกต่างจากพื้นที่ไม่สัมผัสวัสดุใดๆเลย ซึ่งใกล้เคียงกับในกลุ่มที่อุดด้วยเอชพลัสและเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ แสดงถึงสมบัติความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่ดีของเอ็นโดซีลเอ็มทีเอ เอชพลัสและเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ ในขณะที่เอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์จะให้ความเป็นพิษต่อเซลล์ที่สูงกว่า

López-García และคณะ ในปี 2020 (71) ศึกษาสมบัติทางชีวภาพของซีลเลอร์ที่มีต่อเซลล์ต้นกำเนิดจากเอ็นโดซีปริทันต์ของมนุษย์ (Human periodontal ligament stem cells; hPDLSCs) ในกลุ่มเซราซีลและเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ จะพบปริมาณเซลล์รอดชีวิต มีการเหนี่ยวนำให้เกิดพื้นที่ผิวให้เซลล์ยึดเกาะ และการเคลื่อนที่ของเซลล์ที่มากกว่าเอ็นโดซีลเอ็มทีเอ ซึ่งแสดงถึงความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อที่ดีของเซราซีลและเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ นอกจากนี้ยังพบว่าเซราซีลและเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ยังมีความสามารถในการเหนี่ยวนำให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็งที่ดีกว่าเอ็นโดซีลเอ็มทีเอซึ่งแสดงด้วยภาพที่ติดสีอะลิซารินเรด (Alizarin Red) และปริมาณแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ถูกปลดปล่อยออกมาในปริมาณที่สูงที่เวลา 7 วัน ซีลเลอร์ทั้งสามกลุ่มจะมีความเป็นด่างที่สูงโดยมีค่าความเป็นกรด-ด่างมากกว่า 8.0 โดยเอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะมีค่าสูงสุดตามด้วยเซราซีลและเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ ตามลำดับ

1.3.2 ความสามารถในการผนึก

การมีสมบัติการไหลแผ่ที่ดีของซีลเลอร์ จะช่วยส่งเสริมความสามารถในการผนึกกับผนังคลองรากฟัน โดยซีลเลอร์ที่มีการไหลแผ่ที่ดีจะสามารถแทรกซึมเข้าไปในบริเวณที่ยากต่อ

การเข้าถึงได้ เช่น บริเวณที่มีความซับซ้อนของคลองรากฟัน คลองรากฟันแขนง (Accessory canal) และรอยคอด (Isthmus) เป็นต้น (56) ตามไอเอสโอ (ISO) 6876:2012 (72) กำหนดค่าการไหลผ่านไม่น้อยกว่า 17 มิลลิเมตร ทดสอบโดยผสมซีลเลอร์ลงบนกึ่งกลางระหว่างแผ่นแก้วสองชั้น กดด้วยน้ำหนัก 100 กรัม นาน 10 นาที จากนั้นใช้ดิจิตอลคาลิเปอร์ (Digital caliper) วัดเส้นผ่านศูนย์กลางของวัสดุที่ไหลผ่านออกไป เมื่อระยะที่ใกล้และไกลสุดที่วัสดุไหลผ่านออกไปได้ห่างกันไม่เกิน 1 มิลลิเมตรให้นำมาหาค่าเฉลี่ย แต่หากเกิน 1 มิลลิเมตร ให้ทำการทดสอบซ้ำ

หลายการศึกษาพบว่าแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์มีการไหลผ่านได้ดีได้มาตรฐานตามไอเอสโอ (56) Lee และคณะ ในปี 2017 (58) เปรียบเทียบการไหลผ่านของแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ ได้แก่ เอ็นโดซีควินซ์ บีซี ซีลเลอร์ เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ และเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์ กับเรซินเบสซีลเลอร์ จากผลการศึกษาพบว่าเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์มีการไหลผ่านที่ดีที่สุดเมื่อเทียบกับซีลเลอร์ชนิดอื่นในการทดลอง ส่วนเอ็นโดซีลเอ็มทีเอมีการไหลผ่านที่ดีใกล้เคียงกับเรซินเบสซีลเลอร์ ในขณะที่เอ็นโดซีควินซ์ บีซี ซีลเลอร์จะมีการไหลผ่านที่น้อยที่สุด อย่างไรก็ตามพบว่าทุกกลุ่มมีการไหลผ่านค่ามาตรฐานไอเอสโอ โดยที่การไหลผ่านที่ดีของเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์มาจากการมีอัตราส่วนของเรซินเป็นส่วนประกอบที่สูง สอดคล้องกับ Lim และคณะ ในปี 2015 (69) ที่พบว่าเอ็นโดซีลเอ็มทีเอมีสมบัติทางกายภาพที่ดีเหมาะสมในการนำมาใช้เป็นซีลเลอร์ในการอุดคลองรากฟัน โดยมีการไหลผ่านที่ดีมากกว่า 15 มิลลิเมตร ซึ่งมีความมากกว่าเอเซพพลัส โดยสรุปพบว่าเอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะมีความสามารถในการไหลผ่านและสามารถแทรกซึมเข้าไปยึดติดกับผนังคลองรากฟันได้ดี (73, 74)

ขั้นตอนสุดท้ายในการรักษารากฟันคือการอุดระบบคลองรากฟัน เพื่อป้องกันการรั่วซึมจากช่องปากและเนื้อเยื่อรอบปลายรากเข้าสู่ระบบคลองรากฟัน การเลือกซีลเลอร์ที่เหมาะสมซึ่งมีความสามารถในการไหลผ่านเข้าไปในเนื้อที่ติและไม่ละลายตัวหรือละลายตัวน้อย จะส่งผลให้เกิดผลการรักษาที่ดี Ersahan และ Aydin ในปี 2013 (75) เปรียบเทียบการรั่วซึมของซีลเลอร์ 4 ชนิด เมื่ออุดด้วยวิธีวิธีเลเซอร์คอนเดนเซชัน ได้แก่ แคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ยี่ห้อไฮรูทเอสพี แคลเซียมไฮดรอกไซด์เบสซีลเลอร์ยี่ห้อซิลลาเพก เมทาคริลเลตเรซินเบสซีลเลอร์ยี่ห้อเอ็นโดเรซ และอีพอกซีเรซินเบสซีลเลอร์ยี่ห้อเอเซพพลัส โดยใช้วิธี Fluid filtration พบว่าเอเซพพลัสจะมีการรั่วซึมน้อยที่สุด และไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับไฮรูทเอสพี

ในอดีตวิธีการอุดซิงเกิลโคนพบว่าจะได้ปริมาณซีลเลอร์ที่หนาจากรอบเนื้อกัตตาเปอร์ชา ทำให้เกิดช่องว่างและนำไปสู่การรั่วซึมได้ เนื่องจากซีลเลอร์จะมีการหดตัวและละลายเมื่อเวลาผ่านไป (8) อย่างไรก็ตามได้มีการพัฒนาเทคนิคการอุดซิงเกิลโคนให้ใช้ร่วมกับกัตตาเปอร์ชาที่มีขนาดพอดีกับคลองรากฟันที่เตรียม ทำให้ปริมาณซีลเลอร์ที่จากรอบกัตตาเปอร์ชาบางลง รวมถึง

พัฒนาให้ใช้ร่วมกับเคลือบซีลเลอร์ เนื่องจากสมบัติที่ดีของซีลเลอร์กลุ่มนี้ คือไม่หดตัว และแข็งตัวเมื่อมีน้ำ (13, 58)

Zhang และคณะ ในปี 2009 (43) เปรียบการรั่วซึมของไอวูทเอสพีเมื่ออุดด้วยวิธี วอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่นและวิธีซิงเกิลโคน เทียบกับเอเอสพลัสที่อุดด้วยวิธีวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น พบว่าทั้งสามกลุ่มมีการรั่วซึมไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อส่องดู ตัวอย่างด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าไอวูทเอสพีจะให้ความแนบสนิทที่ดี บริเวณระหว่างซีลเลอร์และกัตตาเปอร์ชามากกว่าเอเอสพลัส

Soni และคณะ ในปี 2018 (73) พบว่าเมื่อใช้เอ็นโดซีลเอ็มทีเอร่วมกับวิธีอุดซิงเกิลโคนจะมีปริมาณช่องว่างทั้งหมดที่เกิดขึ้นในซีลเลอร์น้อยกว่าเมื่ออุดด้วยเอเอสพลัสและพัลพ์เด็นท์ซีลเลอร์ (Pulpdent sealers, Pulpdent Corporation, MA, USA) ซึ่งเป็นเรซินเบสซีลเลอร์ และซิงค์ออกไซด์ยูจินอลเบสซีลเลอร์ตามลำดับ โดยเฉพาะอย่างยิ่งที่ส่วนปลายรากฟันซึ่งเป็นบริเวณที่สำคัญในการอุดคลองรากฟัน เนื่องจากมักพบว่าปริมาณคลองรากฟันกึ่งสูงจึงต้องการการผนึกที่ดีที่บริเวณส่วนปลายรากฟัน รวมถึงส่วนกลางรากฟันของกลุ่มที่อุดด้วยเอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะไม่พบช่องว่างในซีลเลอร์เลยเมื่อส่องภายใต้กล้องจุลทรรศน์ใช้แสงแบบสเตอริโอ (Stereoscopic microscope) ในขณะที่เอเอสพลัสและพัลพ์เด็นท์ซีลเลอร์สามารถพบช่องว่างได้ตลอดทั้งคลองรากฟัน ซึ่งการผนึกที่ดีของเอ็นโดซีลเอ็มทีเอมาจากสมบัติที่เป็นอนุภาคปอซโซลานขนาดเล็ก 1.5 ไมโครเมตร ทำให้ซีลเลอร์มีความบางสามารถแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันแล้วเกิดการยึดติดกับผนังคลองรากฟันได้ดี (74)

Kharouf และคณะ ในปี 2020 (76) พบว่าเซราซีลให้คุณภาพของวัสดุอุดในคลองรากฟันเมื่ออุดด้วยวิธีซิงเกิลโคนที่ดี เมื่อเปรียบเทียบกับไบโอรูธอาร์ซีเอส ที่ระยะ 2.5 และ 8 มิลลิเมตร จากความยาวทำงาน ที่ส่วนต้นและปลายรากของเซราซีลจะมีปริมาณช่องว่างที่เกิดขึ้นน้อยกว่าไบโอรูธ การที่เซราซีลมีคุณภาพการอุดที่ดีอาจเนื่องมาจากสมบัติการไหลแผ่ที่ดีถึง 27 มิลลิเมตร ซึ่งมากกว่าระยะ 18 มิลลิเมตร ของไบโอรูธ นอกจากนี้การไหลแผ่ที่ดีของเซราซีลยังส่งผลให้ซีลเลอร์สามารถแทรกซึมได้ลึกในท่อเนื้อฟันมากที่สุด 0.6 มิลลิเมตร ที่ระยะ 8 มิลลิเมตร จากความยาวทำงาน ซึ่งสูงกว่าในกลุ่มไบโอรูธ

1.3.3 การละลายตัว

ตามมาตรฐานไอเอสโอกำหนดการละลายตัวของซีลเลอร์ไม่ควรเกินร้อยละ 3 เพื่อให้วัสดุคงความสามารถในการผนึกไว้ได้และป้องกันการติดเชื้อซ้ำ โดยการนำชิ้นตัวอย่างซีลเลอร์มาแช่ในน้ำกลั่นนาน 30 วัน แล้วชั่งน้ำหนักเพื่อคำนวณน้ำหนักที่หายไปหลังจากแช่ในน้ำ

(72) Zhou และคณะในปี 2013 (77) เปรียบเทียบการละลายตัวระหว่างแคลเซียมซิลิเกตเบส ซิลิโคนเรซินเบสซิลิโคนเรซินซิลิโคนเบสซิลิโคนเรซิน และซิงค์ออกไซด์เบสซิลิโคนเรซิน พบว่าเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซิลิโคนเรซินจะมีอัตราการละลายตัวสูงที่สุด แต่ไม่เกินค่ามาตรฐานที่กำหนด การละลายตัวที่สูงมาจากปัจจัยด้านส่วนผสมซึ่งเป็นแคลเซียมซิลิเกตซิลิโคนเรซิน แม้ว่าจะมีการละลายตัวที่สูงมาก เกือบเกินค่ามาตรฐาน อย่างไรก็ตามเอ็นโดซีเคอนซ์ บีซี ซิลิโคนเรซินพบว่ายังคงมีเสถียรภาพทางมิติที่ดี ดังนั้นการละลายตัวจึงไม่ส่งผลกระทบต่อความแนบสนิทของซิลิโคนเรซิน

Kharouf และคณะ ในปี 2020 (76) พบว่าเซลาซีลจะมีการละลายตัวที่สูงเพิ่มขึ้นตามเวลาเมื่อแช่ในน้ำเป็นเวลา 1 7 และ 14 วัน ซึ่งเกินค่ามาตรฐานไอเอสโอ อย่างไรก็ตามการละลายตัวที่สูงของไบโอเซรามิกซิลิโคนเรซิน สัมพันธ์กับการมีปริมาณแคลเซียมไอออนที่ถูกปลดปล่อยออกมาในปริมาณที่สูง ซึ่งแสดงถึงการมีสมบัติเหนียวทำให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อแข็ง (71)

เสถียรภาพเชิงมิติมีความสัมพันธ์กับการละลายตัวและการดูดซับน้ำ แคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่ได้จากปฏิกิริยาการเติมโมเลกุลของน้ำจะส่งผลให้เกิดการละลายตัวและการดูดซับน้ำ ส่งผลให้มีเสถียรภาพเชิงมิติที่ลดลงตามมา และอาจก่อให้เกิดช่องว่างระหว่างซิลิโคนเรซินและผนังคลองรากฟันหรือกัตตาเปอร์ชา ความสามารถในการผนึกเพื่อป้องกันการรั่วซึมของแบคทีเรียจึงลดลง (60) เพื่อการผนึกที่ดีของซิลิโคนเรซิน ไอเอสโอจึงกำหนดค่ามาตรฐานให้มีการหดตัวไม่เกินร้อยละ 1 และมีการขยายตัวไม่เกินร้อยละ 0.1 (60) Tanomaru-Filho และคณะ ในปี 2017 (13) พบว่าเสถียรภาพเชิงมิติของโททอลฟิล บีซี ซิลิโคนเรซิน ที่ระยะเวลา 7 และ 30 วันไม่มีความแตกต่างกัน เนื่องมาจากการละลายตัวที่สูงถูกชดเชยด้วยการขยายตัวจากความสามารถในการดูดซับน้ำที่ดีของซิลิโคนเรซิน จึงทำให้มีเสถียรภาพเชิงมิติที่คงที่ และพบว่าโททอลฟิล บีซี ซิลิโคนเรซินจะมีการขยายตัวเล็กน้อย ในขณะที่เอเอสพลัสจะมีการหดตัว สอดคล้องกับ Zhou และคณะในปี 2013 (77) ที่ระยะเวลา 30 วัน จะมีการขยายตัวเล็กน้อย ในขณะที่เอ็มทีเอฟิลดาเพกซ์และเอเอสพลัสจะมีการหดตัว แต่อย่างไรก็ตามพบว่าทุกกลุ่มมีเสถียรภาพเชิงมิติไม่เกินค่ามาตรฐานที่ไอเอสโอกำหนดไว้

Lim และคณะ ในปี 2015 (69) พบว่าการละลายตัวของเอ็นโดซีลเอ็มทีเอมีความใกล้เคียงกับเอ็มทีเอ (ProRoot, Dentsply, Tulsa, USA) และเอเอสพลัส แต่เมื่อดูการเปลี่ยนแปลงเสถียรภาพเชิงมิติของเอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะมีค่าสูงที่สุด อย่างไรก็ตามที่ระยะเวลา 21 วัน เป็นต้นไปพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับเอเอสพลัสซึ่งมักถูกใช้เป็นมาตรฐาน ในขณะที่ Lee และคณะ ในปี 2017 (58) พบว่าเมื่อแช่ในน้ำเป็นเวลา 30 วัน เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ จะมีการขยายตัวมากกว่าค่ามาตรฐานไอเอสโอ แต่ค่านี้จะลดลงตามระยะเวลาที่เพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตามเมื่อ

เทียบกับเอเอชพลัสซึ่งมีค่าการขยายตัวที่เพิ่มขึ้นตามเวลา และพบว่าที่ระยะเวลา 30 วัน เอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะมีการขยายตัวที่น้อยกว่าเรซินเบสซีลเลอร์

1.3.4 การแทรกซึม

เนื่องจากความสามารถในการไหลแผ่ที่ดีของแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ Wang และคณะ ในปี 2018 (78) จึงศึกษาการแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันของไอรูทเอสพี เปรียบเทียบระหว่างเทคนิคการอุดวิธีซิงเกิลโคนและวิธีวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น โดยมีเอเอชพลัสเทียบเป็นมาตรฐาน ซึ่งซีลเลอร์จะถูกย้อมด้วยสีโรดามีน (Rhodamine B) แล้วนำไปส่องดูภายใต้กล้องจุลทรรศน์แบบคอนโฟคอลชนิดที่ใช้เลเซอร์ในการสแกน (Confocal Laser Scanning Microscope) พบว่าไอรูทเอสพีจะมีคุณภาพการอุดและการแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ดีเทียบเท่ากับเอเอชพลัสในช่วงระยะ 6 มิลลิเมตรจากปลายราก โดยไม่คำนึงถึงวิธีการอุด แต่เมื่อเปรียบเทียบระหว่างวิธีการอุดด้วยกันเองในไอรูทเอสพี พบว่าการอุดด้วยซิงเกิลโคนจะให้การแทรกซึมของซีลเลอร์เข้าไปในท่อเนื้อฟันที่มากกว่าวิธีวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น สอดคล้องกับการศึกษาของ Jeong และคณะในปี 2017 (79) ผสมสีฟลูโอ-3 (Fluo-3) ลงไปในซีลเลอร์ เพื่อเปรียบเทียบการแทรกซึมของแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ชนิดสมาร์ทเพสต์ไบโอ (Smartpastebio, Smartseal, Stamford, UK) เข้าไปในท่อเนื้อฟันระหว่างวิธีการอุดด้วย 3 วิธีที่แตกต่างกัน ได้แก่ กลุ่มที่ 1 อุดด้วยวิธีซิงเกิลโคนโดยใช้ซีพอยท์ (Cpoint) ซึ่งเป็นวัสดุอุดที่มีแกนกลางเป็นเส้นใยไนลอนแล้วเคลือบผิวด้านนอกด้วยวัสดุฟิลิเมอร์ที่ขอบน้ำ กลุ่มที่ 2 อุดด้วยวิธีซิงเกิลโคนโดยใช้กัตตาเปอร์ชา และกลุ่มที่ 3 อุดด้วยวิธีวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น พบว่าทั้งสามวิธีไม่มีความแตกต่างของระยะที่ซีลเลอร์สามารถแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟัน

Kim และคณะ ในปี 2019 (80) เปรียบเทียบการแทรกซึมของไบโอเซรามิกซีลเลอร์สองชนิด ได้แก่ ไบโอรูธอาร์ซีเอสและเอ็นโดซีลเอ็มทีเอ โดยอุดด้วยวิธีซิงเกิลโคน เปรียบเทียบกับการอุดด้วยเอเอชพลัสร่วมกับวิธีวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น ภายหลังจาก 1 สัปดาห์ เมื่อดูการแทรกซึมของซีลเลอร์ที่ระดับ 3.5 และ 7 มิลลิเมตรจากปลายราก พบว่าที่ระดับกลางรากฟันไบโอรูธ อาร์ซีเอสจะให้ปริมาณความเข้มข้นของซีลเลอร์สูงใกล้เคียงกับเอเอชพลัสซึ่งมากกว่าในเอ็นโดซีลเอ็มทีเอ แต่ที่ระดับปลายรากฟันเอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะมีการแทรกซึมที่เข้มข้นกว่าไบโอรูธ อาร์ซีเอส ส่วนระยะการแทรกซึมที่ลึกเข้าไปในท่อเนื้อฟัน พบว่าทั้งเอเอชพลัสและเอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะมีการแทรกซึมที่ต้นบริเวณปลายรากฟัน แต่จะแทรกซึมได้ลึกที่ส่วนต้นของรากฟัน

แม้ว่าจะมีการศึกษาที่พบว่า การดูดด้วยวิธีซึ่งเกิดโคนร่วมกับไบโอเซรามิก ซิลิเคอร์บางชนิด จะให้การแทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ใกล้เคียงกับการดูดด้วยเอเอชพลัสด้วยวิธีวอร์ม เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น (78, 80) แต่เมื่อดูดด้วยวิธีเลเทอร์อัลคอนเดนเซชันพบว่าให้ผลการรักษาที่แตกต่างออกไป Arikatla และคณะ ในปี 2018 (81) นำฟันกรามน้อยมาดูดด้วยวิธีเลเทอร์อัลคอนเดนเซชันร่วมกับซิลิเคอร์ 3 ชนิดที่แตกต่างกัน ได้แก่ เอเอชพลัส เอ็มทีเอพลัส และไบโอรูธ อาร์ซีเอส จากนั้นเปรียบเทียบการแทรกซึมของซิลิเคอร์เข้าไปในท่อเนื้อฟันด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบคอนโฟคอลชนิดที่ใช้เลเซอร์ในการสแกน พบว่าเอเอชพลัสจะมีค่าเฉลี่ยความลึกของซิลิเคอร์ที่แทรกซึมเข้าไปในท่อเนื้อฟันมากกว่าไบโอรูธ อาร์ซีเอสและเอ็มทีเอพลัสตามลำดับ

แม้จากการศึกษาดังกล่าวจะพบว่าเซรามิกซิลิเคอร์มีสมบัติทางชีวภาพและกายภาพที่ดี (71, 76) อย่างไรก็ตามยังคงมีการศึกษาที่น้อย จึงต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไปในอนาคต

1.3.5 ปัจจัยที่มีผลต่อสมบัติของแคลเซียมซิลิเกตซิลิเคอร์

1.3.5.1 ส่วนประกอบของซิลิเคอร์

Viapiana และคณะ ในปี 2014 (82) พบว่าขนาดของสารที่บร้งสีที่เป็นส่วนประกอบในซิลิเคอร์ถือเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลต่ออัตราการไหลแผ่ของวัสดุ เมื่อวัสดุมีสารที่บร้งสีขนาดเล็กเป็นส่วนประกอบจะทำให้พื้นที่ในการสัมผัสเพิ่มมากขึ้น ซิลิเคอร์จึงมีความหนืดและไหลแผ่ได้น้อยลง เห็นได้จากไบโอเซรามิกซิลิเคอร์ทดลองที่มีเซอร์โคเนียออกไซด์ขนาดนาโนเป็นสารที่บร้งสีจะมีความสามารถในการไหลแผ่ที่น้อยกว่ากรณีมีสารที่บร้งสีขนาดไมโคร อย่างไรก็ตามการกรณี่ใช้ในโอเบียมออกไซด์ (Niobium oxide) เป็นที่บร้งสีจะให้ผลการทดลองที่กลับกัน ซึ่งในกรณีนี้มาจากกระสวยยา (Vehicle) ที่ใช้ในการผสมส่งผลต่อการไหลแผ่ของซิลิเคอร์มากกว่าขนาดของสารที่บร้งสี

นอกจากสารที่บร้งสีที่เป็นส่วนประกอบในซิลิเคอร์จะส่งผลถึงสมบัติการไหลแผ่แล้ว ยังส่งผลต่อเนื่องไปถึงความหนาของแผ่นฟิล์ม Marciano และคณะ ในปี 2016 (83) พบว่าการไหลแผ่ของซิลิเคอร์เกี่ยวเนื่องกันกับความหนาของแผ่นฟิล์ม โดยซิลิเคอร์ที่มีการไหลแผ่ที่ดีจะให้ค่าความหนาของแผ่นฟิล์มที่น้อยกว่า เมื่อศึกษาซิลิเคอร์ทดลอง (Portland Cement, Irajazinho, Cimento Rio Branco, Rio de Janeiro, Brazil) ที่มีส่วนประกอบเป็นปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ ซึ่งมีอัตราส่วนสารที่บร้งสีที่แตกต่างจำนวน 2 ชนิด ได้แก่ เซอร์โคเนียออกไซด์และแคลเซียมซัลเฟต กับเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์ พบว่าซิลิเคอร์ที่มีการไหลแผ่ที่ดีจะมีความหนาของแผ่นฟิล์มที่น้อย โดยเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์จะให้การไหลแผ่ที่ดี ในทางตรงกันข้ามจะมีความหนาของแผ่นฟิล์มที่น้อยที่สุด ส่วนในซิลิเคอร์ทดลองก็พบว่ามีความหนาของแผ่นฟิล์มแตกต่างกันไปตาม

ขนาดของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์และสารที่บรัสซี ซึ่งค่ามาตรฐานไอเอสโอกำหนดให้มีความหนาของแผ่นฟิล์มน้อยกว่า 50 ไมโครเมตร (72)

Viapiana และคณะ ในปี 2014 (82) พบว่าเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์ซึ่งเป็นแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์มีการละลายตัวสูงสุด เมื่อเทียบกับเอเซพลัส เนื่องมาจากการมีเรซินและรงควัตถุ (Pigment) เป็นส่วนประกอบอื่น ๆ เพิ่มเข้ามาในเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์ ทำให้เกิดการสูญเสียโครงสร้างได้ง่าย จึงสัมพันธ์กับการละลายตัวที่เพิ่มขึ้นในซีลเลอร์ สอดคล้องกับ Borges และคณะ ในปี 2012 (84) เมื่อส่องดูหลังการทดสอบการละลายตัวภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่าเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์จะปรากฏรูพรุนและรอยร้าวในโครงสร้างเรซิน และมีปริมาณแคลเซียมที่ถูกระบายออกมาจากซีลเลอร์สูง คาดการณ์สาเหตุมาจากการมีบิสมัทไตรออกไซด์ (Bismuth trioxide) เป็นส่วนประกอบทำให้ลดการคงตัวของวัสดุลง นอกจากพบการละลายตัวที่สูงของเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์แล้ว ยังพบว่าไอธูทเอสพีซึ่งเป็นวัสดุในกลุ่มแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์เช่นเดียวกัน จะมีการละลายตัวที่สูงใกล้เคียงกัน ภายหลังจากแช่ในน้ำเป็นเวลา 7 วันเพื่อทดสอบการละลายตัว เมื่อส่องภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด จะพบพื้นผิวภายนอกที่ขรุขระและหยาบมากขึ้นของไอธูทเอสพี การละลายตัวที่สูงของไอธูทเอสพีมาจากการมีขนาดอนุภาคที่เล็กมาก ทำให้เพิ่มพื้นที่ผิวในการสัมผัสกับน้ำ จึงเกิดการชะล้างที่ผิวของวัสดุได้เพิ่มขึ้น

เนื่องจากมาตรฐานของไอเอสโอที่กำหนดให้ศึกษาการละลายตัวของซีลเลอร์เมื่อแช่ในน้ำ อาจไม่ตรงกับสภาพแวดล้อมที่เกิดขึ้นในรากฟัน ดังนั้นจึงมีการศึกษาการละลายตัวเมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลีน (Phosphate Buffer Saline, PBS) Urban และคณะ ในปี 2018 (85) พบว่าแม้เอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์จะมีการละลายตัวสูงสุด เมื่อเทียบกับไบโอธูทอาร์ซีเอสและเอเซพลัสทั้งในน้ำและสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลีนเป็นเวลา 6 เดือน แต่ทั้งเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์และไบโอธูทอาร์ซีเอสพบว่าเมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลีนจะมีการละลายตัวที่น้อยกว่าเมื่อแช่ในน้ำ ส่วนเอเซพลัสจะมีการละลายตัวที่น้อยในทุกสารน้ำ ในขณะที่ Prüllage และคณะ ในปี 2016 (86) พบว่าทั้งเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์ ไบโอธูทอาร์ซีเอสและเอเซพลัสจะมีการละลายตัวในน้ำและสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลีนไม่ต่างกัน ยกเว้นในไบโอธูทอาร์ซีเอสที่ระยะเวลา 28 วันเป็นต้นไป จะมีการละลายตัวเมื่อแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ซาลีนน้อยกว่าเมื่อแช่ในน้ำ

1.3.5.2 น้ำยาล้างคลองรากฟัน

การล้างคลองรากฟันด้วยอีดีทีเอ (Ethylenediaminetetraacetic acid; EDTA) มีทำหน้าที่ช่วยชะล้างชั้นสเมียร์ที่ปกคลุมอยู่ในท่อเนื้อฟันออกไป ทำให้ท่อเนื้อฟันเผยแผ่ และเอื้อให้ซิลิเลออร์สามารถไหลแผ่เข้าไปในท่อเนื้อฟันได้ดี อย่างไรก็ตามในไบโอเซรามิกซิลิเลออร์ พบว่าการล้างด้วยอีดีทีเอจะส่งผลให้ซิลิเลออร์มีการยึดติดที่ลดลง เนื่องจากอีดีทีเอจะชะล้างชั้นสเมียร์ซึ่งเป็นชั้นที่สามารถกักเก็บความชื้นที่อยู่ภายในท่อเนื้อฟันออกไป ส่งผลให้ความชื้นซึ่งช่วยในการก่อตัวของซิลิเลออร์ลดลง เห็นได้จากภาพกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดในการศึกษาของ Dabaj และคณะ ในปี 2018 (18) ที่ไม่มีการสร้างแท็กและซิลิเลออร์แทบไม่ยึดติดในท่อเนื้อฟัน เมื่อเทียบกับเอเซพลัสที่มีซิลิเลออร์และเรซินแท็กปกคลุมหนาแน่นที่ผนังเนื้อฟันส่วนปลายราก (18) Ulusoy และคณะ ในปี 2014 (87) พบว่าน้ำยาล้างคลองฟันถือเป็นหนึ่งปัจจัยที่ส่งผลต่อการรั่วซึมของซิลิเลออร์ จากการเปรียบเทียบการรั่วซึมเมื่อล้างด้วยอีดีทีเอ หรือกรดมาลิก (Maleic acid; MA) ซึ่งมีความสามารถในการกำจัดชั้นสเมียร์ที่ดีกว่าอีดีทีเอ พบว่าเมื่อล้างด้วยกรดมาลิกจะพบการรั่วซึมมากกว่าอีดีทีเอ อย่างไรก็ตามทั้งกรดมาลิกและอีดีทีเอจะส่งผลให้ความหนาแน่นของไอรูทลดลงจนมีค่าต่ำกว่าเอเซพลัส

ในขณะที่ Bidar และคณะ ในปี 2014 (88) เปรียบเทียบการรั่วซึมเมื่อล้างคลองรากฟันด้วยน้ำกลั่นเพื่อคงชั้นสเมียร์กับการล้างคลองรากฟันด้วยอีดีทีเอเพื่อกำจัดชั้นสเมียร์ออกไป พบว่าที่เวลา 2 สัปดาห์ การล้างด้วยอีดีทีเอส่งผลให้ไอรูทเอสพีมีการรั่วซึมน้อยกว่าการล้างด้วยน้ำกลั่นเพื่อคงชั้นสเมียร์ไว้ โดยทั้งไอรูทเอสพีและเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์จะมีการรั่วซึมที่สูงในช่วง 2 สัปดาห์แรก แต่เมื่อศึกษาในระยะยาวที่เวลา 3 เดือน พบว่าไอรูทเอสพีและเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์จะมีการรั่วซึมที่ลดลง และน้ำยาล้างคลองรากฟันที่แตกต่างกันไม่ได้ส่งผลให้มีการรั่วซึมที่แตกต่างกัน

1.4 ความร้อนกับสมบัติของซิลิเลออร์

การอุดคลองรากฟันเป็นการใส่วัสดุที่เหมาะสมลงไป เพื่ออุดคลองรากฟันให้แน่นเต็มและเกิดการผนึกที่สมบูรณ์ตลอดทั้งความยาวคลองรากฟัน อย่างไรก็ตามเนื่องจากโครงสร้างที่ซับซ้อนและไม่เรียบของคลองรากฟันมนุษย์ Schilder ในปี 2006 จึงเสนอวิธีอุดออร์มเวอริคอลล คอมแพคชัน โดยการใช้ความร้อนทำให้เกิดตาเปอร์ซาอ่อนตัวและไหลเข้าไปอุดระบบคลองรากฟันให้แน่นเต็มทั้งสามมิติ (3) แม้วิธีอุดออร์มเวอริคอลล คอมแพคชันจะช่วยเพิ่มความหนาแน่นกับผิวคลองรากฟัน แต่ในส่วนพื้นที่เล็ก ๆ เช่น ครีป รอยคอด เป็นต้น ยังต้องอาศัย

ซีลเลอร์ไหลแม่เข้าไปผนึกเพื่อป้องกันการรั่วซึม (25) โดยพบว่าเมื่อซีลเลอร์ได้รับความร้อน จะทำให้อุณหภูมิซีลเลอร์สูงขึ้นและมีสมบัติที่เปลี่ยนแปลงไป (64, 89)

Viapiana ในปี 2014 (64) พบว่าเมื่อให้ความร้อน 100°C นาน 10 นาที เอเอชพลัสจะมีเวลาแข็งตัวสั้นลงจาก 1900 นาที ที่ 37°C เหลือเพียง 650 นาที เช่นเดียวกับ แคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ต้นแบบที่เวลาแข็งตัวสั้นลงจาก 450 นาที เหลือเพียง 50 นาที เมื่อได้รับความร้อน อย่างไรก็ตามความร้อนทำให้เอเอชพลัสมีความแข็งแรงลดลง ในขณะที่เพิ่มความแข็งแรงของแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ต้นแบบ สอดคล้องกับ Yamauchi และคณะ ในปี 2020 (90) เอเอชพลัสมีระยะเวลาแข็งตัว 730 นาที ที่ 37°C แต่เมื่อได้รับความร้อน 100°C นาน 1 นาที จะลดระยะเวลาแข็งตัวลงเหลือ 355 นาที เช่นเดียวกับไอรูทเอสพีและเอ็นโดซีลเอ็มทีเอทีเวลาลดลงจาก 279 นาที และ 53 นาที เป็น 55 นาที และ 2.5 นาที ตามลำดับ ในขณะที่ความร้อนส่งผลต่อการไหลแม่ของเอเอชพลัส ไอรูทเอสพีและเอ็นโดซีลเอ็มทีเอ จากเริ่มต้นที่การไหลแม่มากกว่า 20 มิลลิเมตรที่อุณหภูมิร่างกาย ให้ลดลงต่ำกว่า 10 มิลลิเมตร ซึ่งมีค่าต่ำกว่ามาตรฐานไอเอสโอ โดยพบว่าการไหลแม่ที่ลดลงเมื่อได้รับความร้อนสอดคล้องกับการมีความหนาแน่นฟิล์มที่เพิ่มขึ้น ซึ่งความร้อนที่ได้รับจะทำให้เอเอชพลัสเกิดการสูญเสียหมู่เอมีน (Amine) ซึ่งเป็นตัวเหนียวทำให้เกิดการแข็งตัวของวัสดุและจำเป็นต่อกระบวนการพอลิเมอไรเซชัน (Polymerization) ส่งผลให้เวลาแข็งตัวเร็วขึ้น เนื่องจากซีลเลอร์มีการก่อตัวที่เร็วขึ้นส่งผลให้แผ่นฟิล์มหนาขึ้นและไหลแม่ไปได้ลดลง (19, 91) ส่วนแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์เมื่อได้รับความร้อน จะไปเร่งปฏิกิริยาการเติมน้ำซึ่งเป็นปฏิกิริยาการก่อตัวของแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ Akxel และคณะ ในปี 2020 (92) พบว่าไบโอรูทมีการลดระดับความเข้มข้นของโมเลกุลน้ำลงอย่างรวดเร็ว ในขณะที่เพิ่มความเข้มข้นของแคลเซียมซิลิเกตไฮดรตที่เวลา 4 ชั่วโมง หลังได้รับความร้อน 200°C สอดคล้องกับการที่ไบโอรูทมีระยะเวลาแข็งตัวสั้นลงเมื่อได้รับความร้อน

อย่างไรก็ตามมีหลายการศึกษาที่ให้ผลต่างออกไป Qu และคณะ ในปี 2016 (20) พบว่าความร้อนส่งผลให้เอเอชพลัสและไอรูทเอสพีมีระยะเวลาแข็งตัวที่สั้นลงสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้า แต่การไหลแม่ของเอเอชพลัสกลับเพิ่มขึ้นตามอุณหภูมิที่สูงขึ้น ในขณะที่ไอรูทเอสพีจะมีการไหลแม่ที่น้อยลง ต่ำกว่ามาตรฐานไอเอสโอที่อุณหภูมิ 140°C Camilleri ในปี 2015 (19) พบว่าเมื่อเพิ่มอุณหภูมิจาก 37°C เป็น 140°C เอเอชพลัสจะมีระยะเวลาแข็งตัวลดลง และมีความหนาแน่นฟิล์มเพิ่มขึ้น แต่ระยะการไหลแม่กลับเพิ่มมากขึ้น ส่วนเซปโตดอนต์ซีลเลอร์ (Septodont Sealer, Septodont, Saint Maur-des-Fosses, France) ซึ่งเป็นแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ จะมีการไหลแม่ที่ลดลงจาก 15 มิลลิเมตร จนเหลือ 6 มิลลิเมตร เมื่อได้รับความร้อน

สอดคล้องกับความหนาของแผ่นฟิล์มที่มากขึ้น ในขณะที่ระยะเวลาแข็งตัวแม้จะลดลงเมื่อได้รับความร้อน แต่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับที่อุณหภูมิร่างกาย แต่อย่างไรก็ตามพบว่า อุณหภูมิไม่มีผลต่อการไหลแผ่ของเอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์ อาจเนื่องมาจากการมีเรซินเป็นส่วนประกอบ จึงชดเชยผลจากอุณหภูมิที่มีต่อการไหลแผ่ของซีลเลอร์ สอดคล้องกับ Chen และคณะ ในปี 2020 (93) พบว่าความร้อนที่ 100°C ไม่ได้ทำให้ไอรูทเอสพีมีระยะเวลาแข็งตัวแตกต่างออกไปกับที่อุณหภูมิร่างกาย แต่จะส่งผลให้การไหลแผ่ลดลงสอดคล้องกับการมีความหนาแผ่นฟิล์มเพิ่มขึ้น ในขณะที่ Aksel และคณะ ในปี 2020 (92) พบว่าไอรูทเอสพีเมื่อได้รับความร้อนจะมีระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ไม่แตกต่างกับที่อุณหภูมิร่างกาย ซึ่งเมื่อวิเคราะห์จำแนกประเภทของสารและพันธะเคมีหรือหมู่ฟังก์ชันในโมเลกุลพบว่าความร้อนไม่ได้ส่งผลให้ระดับของหมู่ฟังก์ชันเปลี่ยนแปลงไป

เพื่อศึกษาปัจจัยจากอุณหภูมิที่อาจส่งผลถึงการยึดติดของซีลเลอร์ Dabaj และคณะ ในปี 2018 (18) พบว่าการได้รับความร้อนจากวิธีอุดวอร์ม เฮอร์ติคอลล คอมแพคชั่น จะทำให้เอ็นโดซีควอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ มีแรงยึดที่ลดลงน้อยกว่าเมื่ออุดด้วยวิธีเลเทอรัลคอนเดนเซชันที่ไม่ได้รับความร้อน ซึ่งนำไปสู่การรั่วซึมตามมาได้ในอนาคต เนื่องจากความร้อนจะทำให้ความชื้นในท่อเนื้อฟันที่จำเป็นก่อนปฏิบัติการต่อตัวของแคลเซียมซิติเลตซีลเลอร์ระเหยไป ซึ่งแคลเซียมซิติเลตซีลเลอร์มีสมบัติที่ชอบน้ำ ความชื้นในท่อเนื้อฟันจึงถือเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการเกิดปฏิบัติการแข็งตัวของวัสดุ สอดคล้องกับ DeLong และคณะ ในปี 2015 (14) พบว่าการอุดด้วยวิธีวอร์ม เฮอร์ติคอลล คอมแพคชั่นจะทำให้เอ็นโดซีควอนซ์ บีซี ซีลเลอร์ มีการยึดติดที่ลดลงกว่าการอุดด้วยซิงเกิลโคนซึ่งไม่ได้รับความร้อน จากการศึกษาดังกล่าว (14, 18) จะพบว่าการอุดด้วยแคลเซียมซิติเลตซีลเลอร์ร่วมกับการใช้วิธีอุดวอร์ม เฮอร์ติคอลล คอมแพคชั่นซึ่งเป็นวิธีที่ใช้ความร้อนถือว่าเป็นวิธีที่สามารถส่งผลให้การยึดติดของซีลเลอร์ลดลงและอาจเกิดการรั่วซึมของซีลเลอร์ตามมาในอนาคต

อย่างไรก็ตาม Zhang และคณะในปี 2009 (43) พบว่าเมื่ออุดคลองรากฟันด้วยวิธีวอร์ม เฮอร์ติคอลล คอมแพคชั่นร่วมกับไอรูทเอสพี จะให้การรั่วซึมที่น้อยกว่าการอุดด้วยวิธีซิงเกิลโคนและการอุดด้วยเอเซพพลัสร่วมกับวิธีอุดวอร์ม เฮอร์ติคอลล คอมแพคชั่นทั้งที่ระยะสั้น 24 ชั่วโมงและในระยะยาวที่ 8 สัปดาห์ แม้ว่าจากค่าทางสถิติของทั้งสามกลุ่มจะมีค่าการรั่วซึมค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

Nagas และคณะ ในปี 2012 (94) ศึกษาการยึดติดของเนื้อฟันกับซีลเลอร์ 4 ชนิด ได้แก่ เอเซพพลัส ไอรูทเอสพี เอ็มทีเอฟิลลาเพกซ์ และอีพิฟานี ในสภาวะที่มีความชื้นในคลอง

รากฟันแตกต่างกันไป ได้แก่ แห้งมาก แห้ง ชื้น และเปียก พบว่าไฮรุธเอสพีตามมาด้วยเอเอชพลัส จะมีความสามารถในการยึดติดมากที่สุดในทุกสภาวะความชื้น ซึ่งสภาวะที่เหมาะสมที่สุดในการอุดด้วยซีลเลอร์ทุกชนิด คือสภาวะที่มีความชื้นพอเหมาะ ไม่แห้งหรือเปียกไป ซึ่งตรงกับขั้นตอนในการศึกษาคือการดูน้ำที่คงค้างในคลองรากฟันด้วยเครื่องดูดสุญญากาศเป็นเวลา 5 วินาที แล้วตามด้วยการซับคลองรากฟันโดยใช้แท่งกระดาษ (Paper point) เป็นเวลา 1 วินาที

จากที่กล่าวมาพบว่าอิทธิพลจากความร้อนที่ส่งผลต่อสมบัติของซีลเลอร์ยังเป็นที่ยกเถียงกันอยู่ โดยมีความแตกต่างกันไปตามแต่ละชนิดซีลเลอร์ ซึ่งในปัจจุบันมีการพัฒนาแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ชนิดใหม่ขึ้นมาอยู่เสมอ เพื่อให้ตอบโจทย์การใช้งานที่ประสบความสำเร็จแต่อย่างไรก็ตามการศึกษาลักษณะที่ได้รับจากความร้อนยังน้อยและไม่ครอบคลุม ดังนั้นการศึกษาเพิ่มเติมในอนาคตจึงเป็นสิ่งสำคัญ



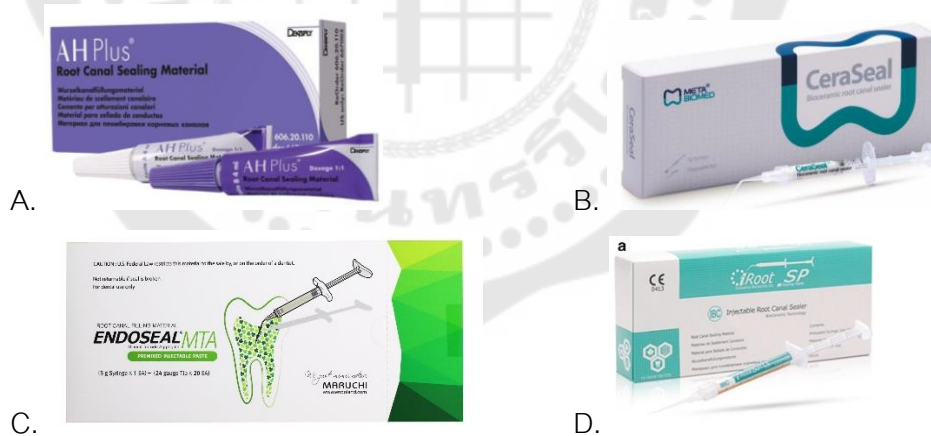
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

คำนวณกลุ่มตัวอย่างโดยใช้โปรแกรม G*power เวอร์ชัน 3.1.9.2 โดยใช้ขนาดของผล (Effect Size) จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่คล้ายคลึงกันของ Aksel และคณะ ในปี 2020 (92) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 โดยกำหนดให้มีกลุ่มทดลองอย่างน้อย 2 ชั้นตัวอย่างต่อกลุ่มการศึกษาในการศึกษานี้จึงเลือกใช้จำนวนตัวอย่าง 5 ชั้นตัวอย่างต่อกลุ่มการศึกษา

3.2 การเตรียมวัสดุ

วัสดุที่ใช้ในการศึกษาประกอบด้วยเอเอชพลัส (AH Plus, Dentsply De Trey, Konstanz, Germany) ซึ่งจะผสมโดยบีบวัสดุจากหลอดเอและหลอดบีในอัตราส่วน 1:1 ใช้พายเหล็ก (Metal spatula) ผสมวัสดุบนแผ่นกระดาษสำหรับผสมให้เป็นเนื้อเดียวกัน ส่วนเซราซีล (CeraSeal, Meta Biomed Co., Cheongju, Korea) เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ (Endoseal, Maruchi, Wonju, Korea) และไอรูทเอสพี (iRoot SP, Innovative Bioceramics, Vancouver, Canada) เป็นรูปแบบสารผสมล่วงหน้า ใช้งานโดยการบีบวัสดุออกจากปลายหลอด (ภาพประกอบ 3)



ภาพประกอบ 3 A.เอเอชพลัส B. เซราซีล C. เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ D. ไอรูทเอสพี

3.3 การทดสอบสมบัติระยะเวลาแข็งตัว

ทดสอบสมบัติระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์ตามมาตรฐานไอเอสโอ 6876:2012 โดยนำซีลเลอร์ที่บรรจุลงในแบบหล่อ แบ่งการทดลองออกเป็น 12 กลุ่ม จำนวน 5 ชั้นตัวอย่างต่อกลุ่มได้แก่

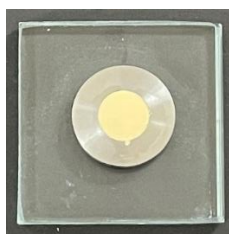
กลุ่มที่ 1-3 เป็นเอเซพพลัสที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

กลุ่มที่ 4-6 เป็นเซราซีลที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

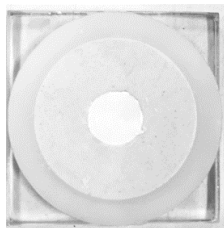
กลุ่มที่ 7-9 เป็นเอนโดซีลเอ็มทีเอที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

กลุ่มที่ 10-12 เป็นไอรูทเอสพีที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

โดยเอเซพพลัสจะบรรจุลงในแบบหล่อโลหะไร้สนิมซึ่งมีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร และสูง 2 มิลลิเมตร (ภาพประกอบ 4) ส่วนวัสดุเซราซีล เอนโดซีลเอ็มทีเอ และไอรูทเอสพี จะบรรจุลงในแบบหล่อยิปซัมซึ่งมีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร และสูง 1 มิลลิเมตร (ภาพประกอบ 5) ที่ถูกเก็บไว้ในอุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ร้อยละ 95 เป็นเวลา 24 ชั่วโมงก่อนนำมาทดสอบ นำชิ้นงานไปให้ความร้อนด้วยตู้อบลมร้อน (Hot air oven) ซึ่งภายในมีเทอร์โมคัปเปิล (Thermocouple) ชนิดควางอยู่ (ภาพประกอบ 6) ที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 วินาที จากนั้นนำเข้าสู่ตู้อบที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ที่ความชื้นสัมพัทธ์ นานตลอดทั้งการศึกษาจนกระทั่งถึงเวลาทดสอบจะนำออกมาทดสอบด้วยเครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์ (Universal Testing Machine: EZTest, Shimadzu, Kyoto, Japan) (ภาพประกอบ 7) โดยใช้หัวกดทรงกระบอกหน้าตัดแบนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางที่ปลายหัวกด 2 มิลลิเมตร ให้แรงกดขนาด 100 กรัม โดยมีทิศทางแรงตั้งฉากกับผิววัสดุ ระยะเวลาในการทดสอบจะให้แรงกดเปลี่ยนที่ตามเข็มนาฬิกาซ้ำทุก 1 ชั่วโมง จนกระทั่งวัสดุเริ่มก่อตัวจะกดซ้ำทุก 10 นาที และเมื่อวัสดุเริ่มไม่ปรากฏรอยกดจะกดซ้ำทุก 5 นาที ให้แรงกดจนกระทั่งไม่ปรากฏรอยกดบนผิววัสดุ (20, 86) จับเวลาตั้งแต่ผสมวัสดุเสร็จจนกระทั่งไม่ปรากฏรอยกดบนผิววัสดุ



ภาพประกอบ 4 เอเซพพลัสที่บรรจุลงในแบบหล่อโลหะไร้สนิม



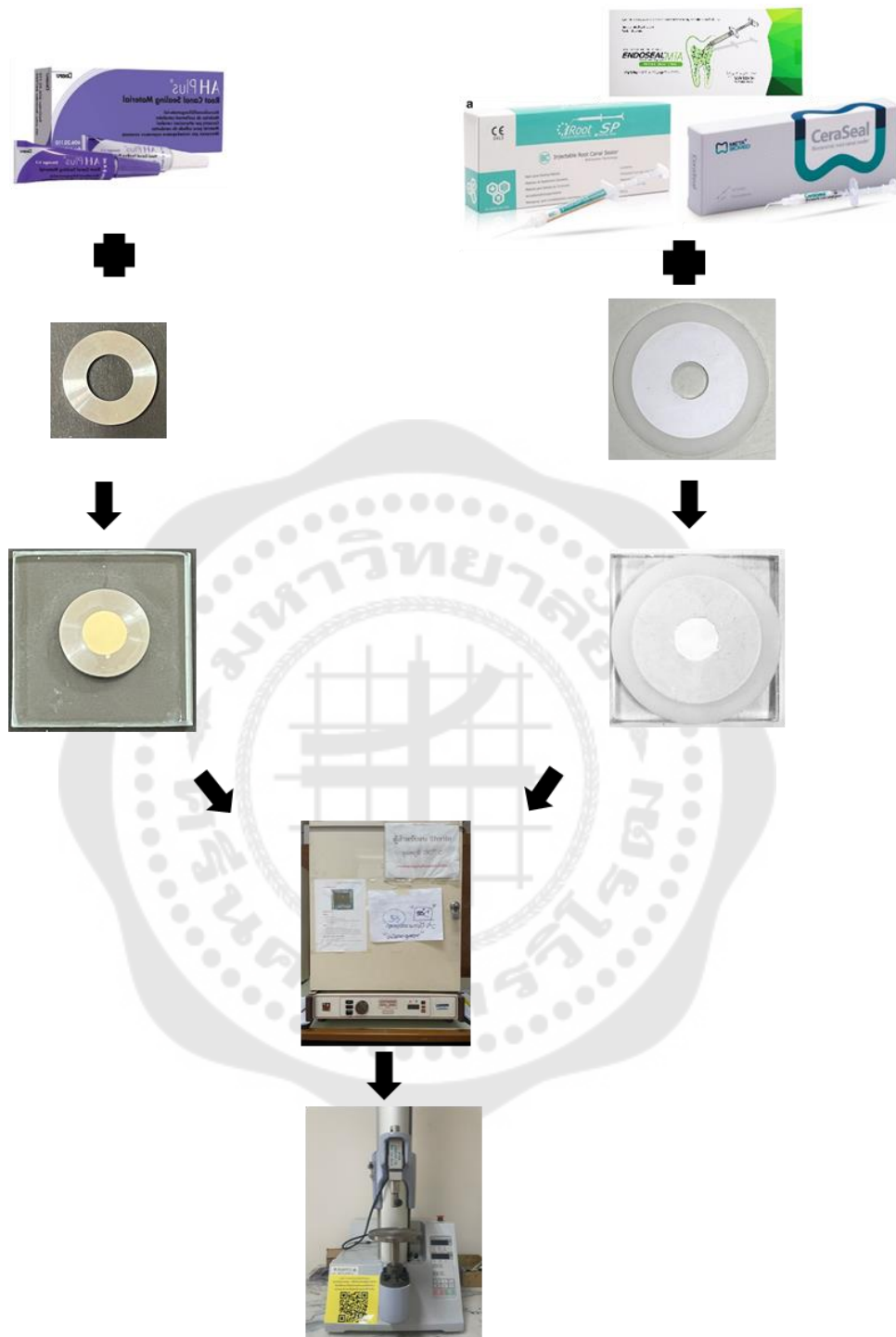
ภาพประกอบ 5 วัสดุกลุ่มไบโอเซรามิกซีลเลอร์ที่บรรจุลงในแบบหล่อยิปซัม



ภาพประกอบ 6 ตู้อบลมร้อนซึ่งภายในมีเทอร์โมคัปเปิลชนิดเควางอยู่



ภาพประกอบ 7 เครื่องทดสอบแรงอเนกประสงค์



ภาพประกอบ 8 สรุปขั้นตอนการทดสอบสมบัติระยะเวลาแข็งตัว

3.4 การทดสอบสมบัติการไหลแผ่ (Flowability)

ทดสอบสมบัติการไหลแผ่ของซีลเลอร์ตามมาตรฐานไอเอสโอ 6876:2012 โดยผสมซีลเลอร์แล้วใช้กระบอกเข็มฉีดยา (syringe) หยดซีลเลอร์ปริมาตร 0.05 ± 0.005 มิลลิลิตร วางลง

บนกึ่งกลางแผ่นแก้วขนาด 40×40 มิลลิเมตร หนา 5 มิลลิเมตร แล้วนำไปให้ความร้อนด้วยกระบวนการเดียวกับการให้ความร้อนในการทดสอบสมบัติระยะเวลาแข็งตัว โดยแบ่งการทดลองออกเป็น 12 กลุ่ม จำนวน 5 ชิ้นตัวอย่างต่อกลุ่ม ได้แก่

กลุ่มที่ 1-3 เป็นเอเซพลัสต์ที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

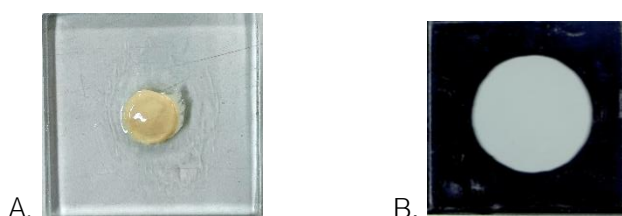
กลุ่มที่ 4-6 เป็นเซราซีลที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

กลุ่มที่ 7-9 เป็นเอนโดซีลเอ็มทีเอที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

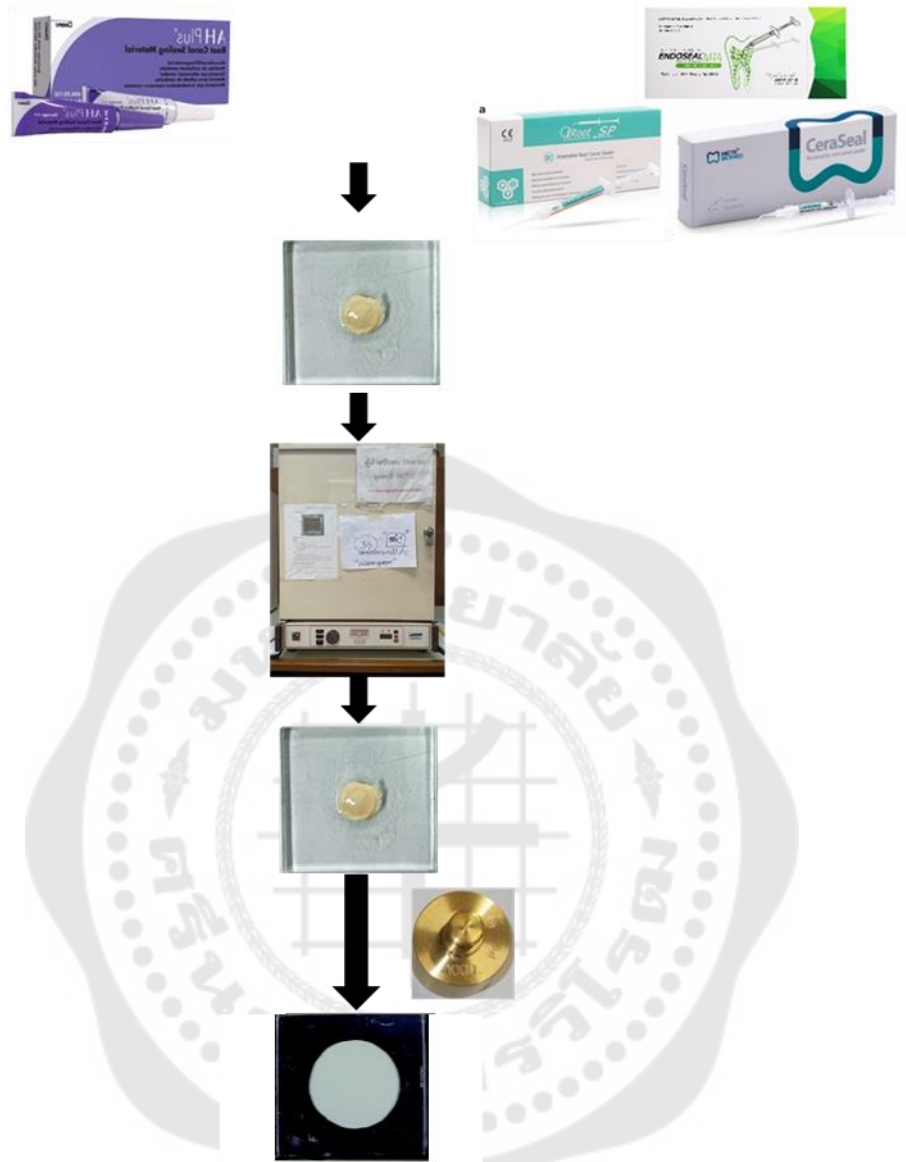
กลุ่มที่ 10-12 เป็นไอรูทเอสพีที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

แต่ละกลุ่มให้ความร้อนเป็นเวลา 30 วินาที และนำชิ้นงานไปทดสอบทันที

โดยนำแผ่นแก้วแผ่นที่สองซึ่งมีขนาดเดียวกันวางทับด้านบนแผ่นแก้วแผ่นแรกพร้อมกับให้น้ำหนักด้วยลูกตุ้มน้ำหนักมาตรฐาน 100 กรัม ลงบนแผ่นแก้วแผ่นที่สองเป็นเวลา 7 นาที แล้วนำน้ำหนักที่กดทับบนซีลเลอร์ออก (ภาพประกอบ 9) สแกนภาพด้วยด้วยเครื่องสแกน (Scanner) (Brother DCP-T500W MultiFunction Printer) ซึ่งเป็นมุมเดียวกันทุกครั้งตลอดทั้งการศึกษา จากนั้นประมวลผลภาพเพื่อคำนวณหาระยะการไหลแผ่ของซีลเลอร์ด้วยโปรแกรมอิมเมจเจ (Image J, Ver.1.49u, National Institute of Health, Bethesda, MD, USA) โดยวัดเส้นผ่านศูนย์กลางที่สั้นและยาวที่สุดที่ซีลเลอร์ไหลแผ่ไปได้จากนั้นนำไปหาค่าเฉลี่ยเพื่อใช้เป็นระยะการไหลแผ่ของซีลเลอร์ โดยที่เส้นผ่านศูนย์กลางทั้งสองเส้นต้องมีผลต่างไม่เกิน 1 มิลลิเมตร กรณีผลต่างเกิน 1 มิลลิเมตร ชิ้นงานจะถูกคัดออก



ภาพประกอบ 9A. ซีลเลอร์ก่อนได้รับน้ำหนัก B. ซีลเลอร์หลังได้รับน้ำหนัก



ภาพประกอบ 10 รูป ขั้นตอนการทดสอบสมบัติการไหลแผ่

3.5 การวิเคราะห์ข้อมูล

วิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้โปรแกรม SPSS (Statistic 21; SPSS Inc., IL, USA) ทดสอบการกระจายของข้อมูลด้วยการทดสอบของโคโมโกรอฟ-สเมอรันอฟ (Kolmogorov-Smirnov Test) จะทำการเปรียบเทียบระยะเวลาแห้งตัวและระยะการไหลแผ่ของซีลเลอร์ระหว่างกลุ่มด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง (Two-Way ANOVA) และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยในแต่ละกลุ่มด้วยสถิติซิดาค (Sidak tests) คำนวณสถิติที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

บทที่ 4 ผลการศึกษา

การทดสอบสมมติฐานระยะเวลาแข่งตัว

จากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยวิธีทางสถิติโดยใช้โปรแกรม SPSS เมื่อวิเคราะห์การกระจายตัวของข้อมูลด้วยทดสอบของโคโมโกรอฟ-สเมอร์นอฟ พบข้อมูลมีการกระจายตัวปกติ ดังนั้นการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระยะเวลาแข่งตัวจึงใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง พบว่าชนิดของซีลเลอร์และอุณหภูมิมีปฏิสัมพันธ์ (Interaction) กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) จึงได้ปฏิเสธสมมติฐานหลักข้อ 3 คือชนิดและความร้อนไม่มีปฏิสัมพันธ์ร่วมกันในการส่งผลต่อระยะเวลาแข่งตัว และได้ทำการทดสอบความแตกต่างของข้อมูลรายคู่โดยมีการปรับ type I error ด้วยวิธีซิดาค

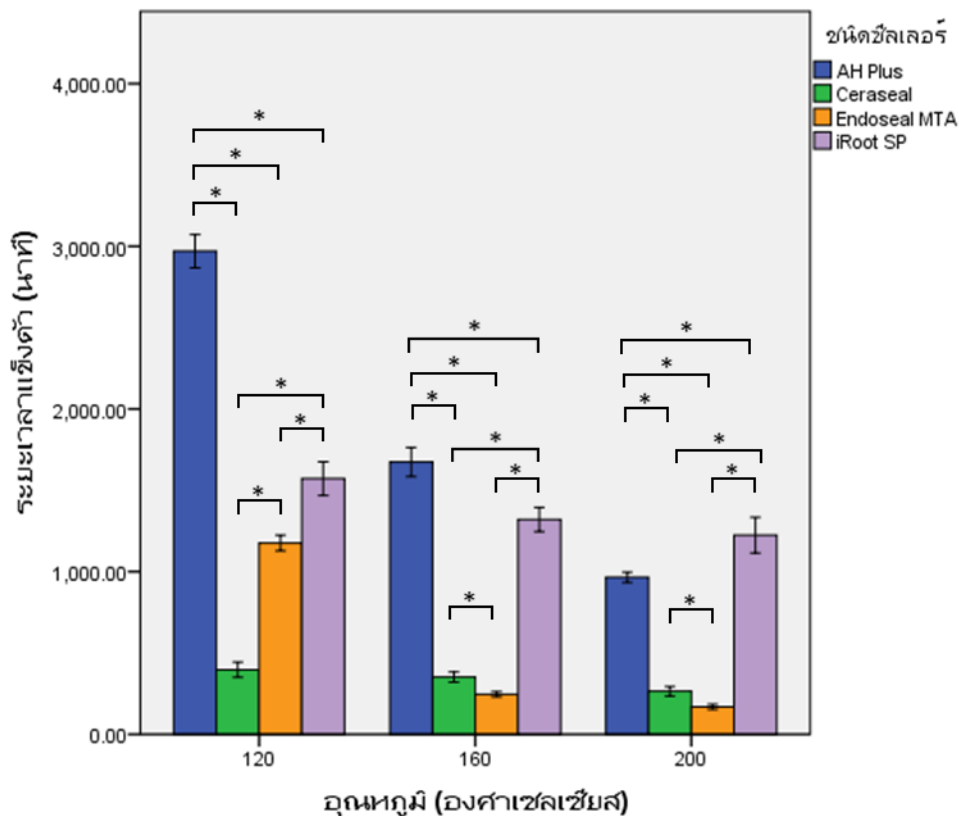
ตาราง 2 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานระยะเวลาระยะเวลาแข่งตัว

| กลุ่มการศึกษา | ระยะเวลาแข่งตัว (นาที) | | |
|-------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| | 120°C | 160°C | 200°C |
| เอเอชพลัส | 2970±82.16 ^{Aa} | 1674±71.62 ^{Ab} | 965±25.50 ^{Ac} |
| เซราซีล | 397±38.01 ^{Ba} | 352±24.90 ^{Ba} | 265±23.45 ^{Bb} |
| เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ | 1176±39.12 ^{Ca} | 246±13.42 ^{Cb} | 169±12.94 ^{Cb} |
| ไอรูทเอสพี | 1572±83.79 ^{Da} | 1320±60.00 ^{Db} | 1224±88.49 ^{Dc} |

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) ระหว่างซีลเลอร์ในคอลัมน์เดียวกัน

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) ระหว่างอุณหภูมิในแถวเดียวกัน

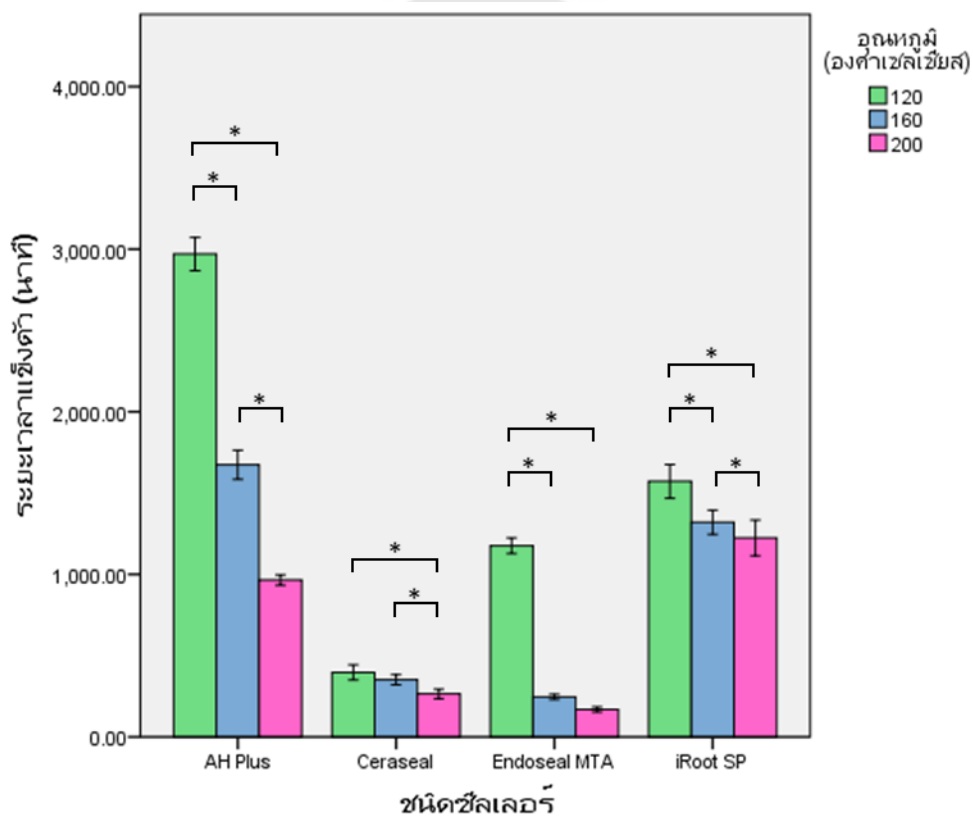
เมื่อพิจารณาถึงปัจจัยด้านชนิดของซีลเลอร์ เมื่อได้รับความร้อนที่อุณหภูมิเดียวกัน พบว่าซีลเลอร์ทุกกลุ่มมีระยะเวลาแข็งตัวแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) โดยที่ อุณหภูมิ 120 องศาเซลเซียส เซราซีลจะมีระยะเวลาแข็งตัวสั้นที่สุดที่ 397 ± 38.01 นาที ในขณะที่ เอเอชพลัสจะมีระยะเวลาแข็งตัวยาวที่สุดที่ 2970 ± 82.16 นาที ส่วนที่อุณหภูมิ 160 และ 200 องศาเซลเซียส เอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะมีระยะเวลาแข็งตัวสั้นที่สุดที่ 246 ± 13.42 นาที และ 169 ± 12.94 นาที ตามลำดับ โดยที่ 160 องศาเซลเซียส เอเอชพลัสมีระยะเวลาแข็งตัวยาวที่สุดที่ 1674 ± 71.62 นาที ในขณะที่ 200 องศาเซลเซียส ไอรูทเอสพีจะมีระยะเวลาแข็งตัวยาวที่สุดที่ 1224 ± 88.49 นาที (ตาราง 2) (ภาพประกอบ 11)



ภาพประกอบ 11 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์
จำแนกตามอุณหภูมิความร้อนที่ได้รับ

เครื่องหมาย * แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าเฉลี่ยระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์
เมื่อเปรียบเทียบภายในกลุ่มความร้อนที่อุณหภูมิระดับเดียวกันที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

เมื่อพิจารณาผลของการได้รับความร้อนในซีลเลอร์ชนิดเดียวกัน พบว่าผลไปในทิศทางเดียวกันทั้ง 4 ชนิดของซีลเลอร์ (ภาพประกอบ 12) คือกลุ่มที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 องศาเซลเซียส มีระยะเวลาแข็งตัวยาวที่สุด ตามด้วยกลุ่มที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 160 องศาเซลเซียส และกลุ่มที่ได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 200 องศาเซลเซียส มีระยะเวลาแข็งตัวสั้นที่สุด แต่กลุ่มเซลาซีลมีระยะเวลาแข็งตัวที่ความร้อนอุณหภูมิ 120 และ 160 องศาเซลเซียส ไม่แตกต่างกันในทางสถิติ ($P>0.05$) ในขณะที่กลุ่มเอ็นโดซีลเอ็มทีเอมีระยะเวลาแข็งตัวที่ความร้อนอุณหภูมิ 160 และ 200 องศาเซลเซียส ไม่แตกต่างกันในทางสถิติ ($P>0.05$) (ตาราง 2)



ภาพประกอบ 12 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์
จำแนกตามชนิดของซีลเลอร์

เครื่องหมาย * แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าเฉลี่ยระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์
เมื่อเปรียบเทียบภายในกลุ่มซีลเลอร์ชนิดเดียวกันที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

การทดสอบสมบัติการไหลแผ่

ตาราง 3 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานระยะการไหลแผ่

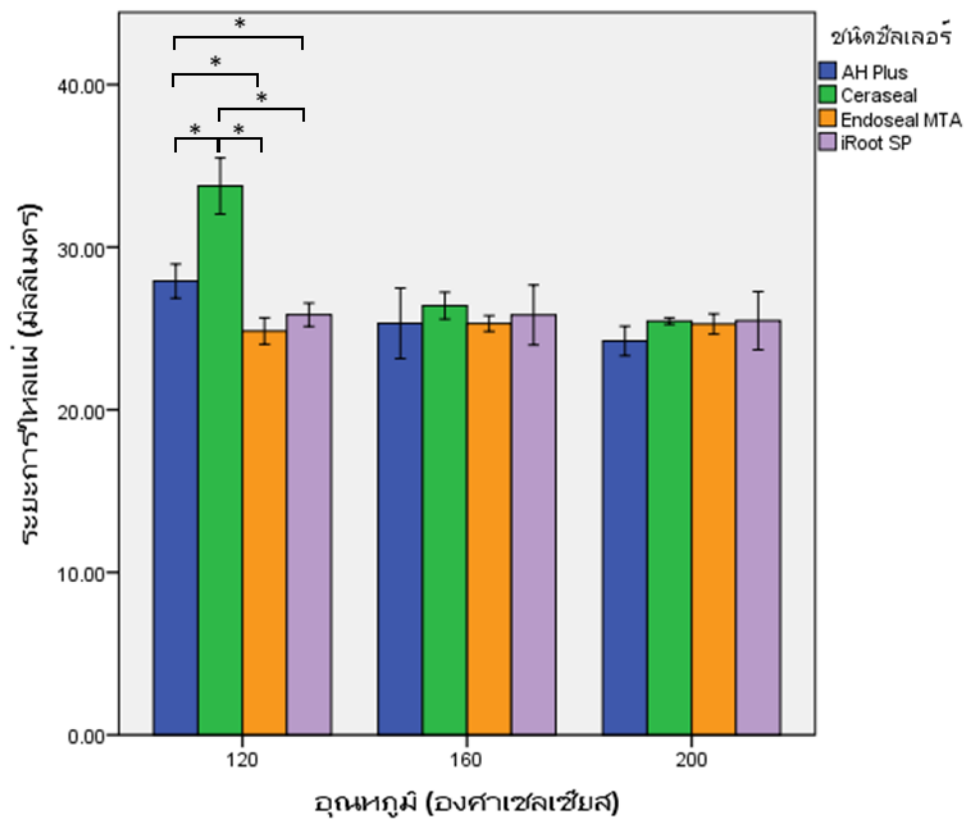
| กลุ่มการศึกษา | ระยะการไหลแผ่ (มิลลิเมตร) | | |
|-------------------|---------------------------|--------------------------|--------------------------|
| | 120°C | 160°C | 200°C |
| เอเอชพลัส | 27.91±0.84 ^{Aa} | 25.31±1.74 ^{Ab} | 24.23±0.73 ^{Ab} |
| เซราซีล | 33.77±1.39 ^{Ba} | 26.40±0.67 ^{Ab} | 25.45±0.16 ^{Ab} |
| เอ็นโดซีลเอ็มทีเอ | 24.85±0.66 ^{Ca} | 25.30±0.39 ^{Aa} | 25.28±0.50 ^{Aa} |
| ไอรูทเอสพี | 25.84±0.58 ^{Ca} | 25.83±1.49 ^{Aa} | 25.48±1.44 ^{Aa} |

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์ใหญ่ที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) ระหว่างซีลเลอร์ในคอลัมน์เดียวกัน

อักษรภาษาอังกฤษตัวพิมพ์เล็กที่แตกต่างกันแสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) ระหว่างอุณหภูมิในแถวเดียวกัน

จากการเปรียบเทียบความแตกต่างของการไหลแผ่ด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนสองทาง พบว่าพบว่ามีผลของซีลเลอร์และอุณหภูมิมีปฏิสัมพันธ์ (Interaction) กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) จึงได้ปฏิเสธสมมติฐานหลักข้อ 3 คือชนิดและความร้อนไม่มีปฏิสัมพันธ์ร่วมกันในการส่งผลต่อการไหลแผ่ และได้ทำการทดสอบความแตกต่างของข้อมูลรายคู่โดยมีการปรับ type I error ด้วยวิธีซิดัก

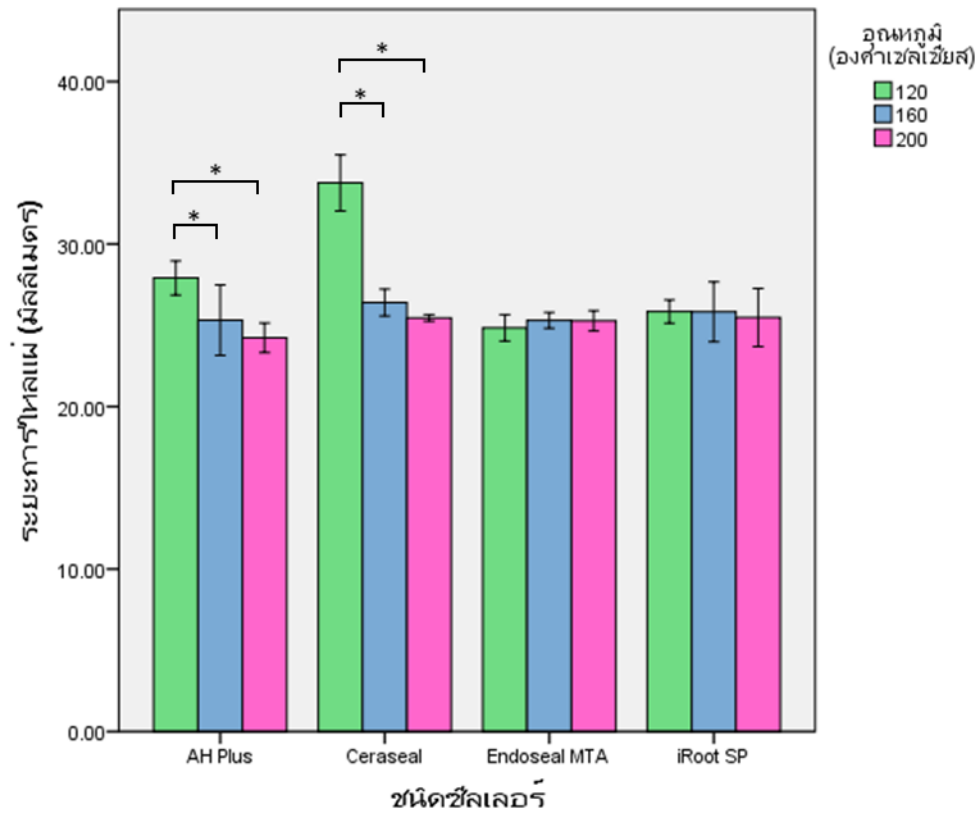
เมื่อพิจารณาถึงปัจจัยด้านชนิดของซีลเลอร์ เมื่อได้รับความร้อนที่อุณหภูมิเดียวกันพบว่าทุกกลุ่มจะมีการไหลแผ่ที่ใกล้เคียงกันโดยที่ไม่แตกต่างกันในทางสถิติ ($P > 0.05$) ยกเว้นที่ 120 องศาเซลเซียส เซราซีลจะมีการไหลแผ่มากที่สุดอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) เมื่อเปรียบเทียบกับซีลเลอร์ชนิดอื่น ๆ และเอ็นโดซีลเอ็มทีเอจะมีการไหลแผ่น้อยที่สุดแต่ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับไอรูทเอสพี ($P = 0.548$) (ภาพประกอบ 13)



ภาพประกอบ 13 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยการไหลผ่านของซีลเลอร์
จำแนกตามอุณหภูมิความร้อนที่ได้รับ

เครื่องหมาย * แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าเฉลี่ยการไหลผ่านของซีลเลอร์เมื่อเปรียบเทียบภายในกลุ่มความร้อนที่อุณหภูมิระดับเดียวกันที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

เมื่อพิจารณาผลของการได้รับความร้อนในซีลเลอร์ชนิดเดียวกัน พบว่าการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิความร้อนในกลุ่มเอ็นโดซีลเอ็มทีเอและไอรูทเอสพีไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P > 0.05$) ของค่าเฉลี่ยการไหลผ่าน ในขณะที่กลุ่มของเอเอสพลัสและเซราซีลเมื่อได้รับความร้อนที่อุณหภูมิ 120 องศาเซลเซียส จะมีการไหลผ่านมากที่สุด เมื่อเทียบกับอุณหภูมิ 160 และ 200 องศาเซลเซียส อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) (ภาพประกอบ 14) (ตาราง 3)



ภาพประกอบ 14 แผนภูมิแท่งเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยการหดตัวของซีลเลอร์
จำแนกตามชนิดของซีลเลอร์

เครื่องหมาย * แสดงถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่าเฉลี่ยการหดตัวของซีลเลอร์เมื่อ
เปรียบเทียบภายในกลุ่มซีลเลอร์ชนิดเดียวกันที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

การได้รับความร้อนในอุณหภูมิสูงมีอิทธิพลทำให้ซีลเลอร์ทุกกลุ่ม มีระยะเวลาแข็งตัวที่สั้นลงและการไหลแผ่ลดลง ยกเว้นการไหลแผ่ของกลุ่มเอ็นโดซีลเอ็มทีเอและไอรูทเอสพีที่ไม่ได้รับผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของความร้อน

อภิปรายผลการวิจัย

วิธีอุทธรณ์ เวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น เป็นการอุดโดยใช้ความร้อนทำให้กัตตาเปอร์ซาลอหมเหลวแล้วไหลแผ่เข้าไปเต็มเต็มภายในคลองรากฟันให้แน่นเต็มทั้งสามมิติ (95) โดยมีการแนะนำให้ใช้ความร้อนที่ 200 องศาเซลเซียส ในการอุดคลองรากฟัน (22) ความร้อนจากฮีทแคริเออร์นอกจากจะทำให้กัตตาเปอร์ซาลอหมเหลวและไหลแผ่แล้ว ยังมีการกระจายความร้อนไปยังซีลเลอร์และผนังคลองรากฟันโดยพบว่าอุณหภูมิที่แตกต่างกันส่งผลต่อสมบัติกายภาพที่แตกต่างกันของซีลเลอร์ (64, 89) Viapiana ในปี 2014 (64) จำลองสถานการณ์ทางคลินิกโดยการให้ความร้อนซีลเลอร์ที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส เพื่อดูผลกระทบของความร้อนที่มีต่อซีลเลอร์ พบว่าเอเอสพลัสและแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์จะมีเวลาแข็งตัวสั้นลงเมื่อได้รับความร้อนสอดคล้องกับ Qu และคณะ (20) ซึ่งศึกษาสมบัติของซีลเลอร์เมื่อได้รับความร้อนที่ 140 องศาเซลเซียส พบว่าเมื่อได้รับความร้อนเอเอสพลัสจะมีการไหลแผ่มากขึ้น ในขณะที่ไอรูทเอสพีจะมีระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ลดลง อย่างไรก็ตามพบว่าความร้อนที่อุณหภูมิ 41 องศาเซลเซียสเพียงพอต่อการทำให้กัตตาเปอร์ซาลอหมเหลวและสามารถเปลี่ยนรูปร่างได้ (23) ในการศึกษาจึงกำหนดอุณหภูมิที่สามารถใช้งานจริงทางคลินิกที่ 120 160 และ 200 องศาเซลเซียส เพื่อใช้ในการศึกษาสมบัติกายภาพของซีลเลอร์เมื่อได้รับอิทธิพลจากความร้อน

การศึกษานี้ศึกษาสมบัติของซีลเลอร์เมื่อได้รับความร้อนเป็นระยะเวลา 30 วินาที ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Donnermeyer และคณะ (96) และ Aksel และคณะ (92) เพื่อควบคุมให้เหมาะสมกับสถานการณ์ทางคลินิก (91) มีหลายการศึกษาออกแบบให้ซีลเลอร์ได้รับความร้อนเป็นระยะเวลานาน 1 นาที (19, 90, 93) ในขณะที่บางการศึกษาออกแบบให้ซีลเลอร์ได้รับความร้อนนาน 10 นาที เพื่อศึกษาสมบัติของซีลเลอร์ในสถานะที่ได้รับความร้อนนานเกินระดับปกติ (Overheat) ซึ่งอาจเกิดขึ้นได้จากข้อผิดพลาดของการทำงานในคลินิก (20, 64) อย่างไรก็ตามพบว่าเมื่ออวัยวะปริทันต์รอบปลายรากฟันได้รับความร้อนที่อุณหภูมิสูง เป็นระยะเวลานาน

1 นาที ความร้อนสามารถทำอันตรายต่ออวัยวะปริทันต์และพบกระดูกตาย (Bone necrosis) เกิดขึ้น (97) ดังนั้นเพื่อความปลอดภัยทางคลินิก ในการใช้ฮีทแคริเออร์จึงแนะนำให้ใช้ความร้อนเพียงระยะเวลาสั้น ๆ ต่อการใช้งาน (22)

ในปัจจุบันยังไม่มีวิธีทดลองมาตรฐานในการให้ความร้อนกับซีลเลอร์เพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของซีลเลอร์ภายหลังได้รับความร้อน ตั้งแต่อดีตมีการใช้วิธีที่แตกต่างกันออกไป เช่น การให้ความร้อนกับซีลเลอร์โดยตรง โดยใช้ฮีทแคริเออร์เข้าไปสัมผัสกับซีลเลอร์ที่อยู่ในคลองรากฟัน (89) อย่างไรก็ตามเนื่องจากฮีทแคริเออร์ไม่สามารถให้ความร้อนที่เท่ากันตลอดทั้งด้ามโลหะ โดยจะมีอุณหภูมิสูงสุด 80 องศาเซลเซียส ที่ส่วนต้นของฮีทแคริเออร์ ในขณะที่บริเวณส่วนปลายและส่วนกลางของฮีทแคริเออร์จะมีอุณหภูมิสูงสุด 50 องศาเซลเซียส (64) จึงส่งผลให้มีการกระจายความร้อนไปยังซีลเลอร์อย่างไม่สม่ำเสมอ หรือการนำฮีทแคริเออร์เข้าไปให้ความร้อนกับซีลเลอร์ในแบบหล่อวงกลม (64) แม้จะสามารถควบคุมอุณหภูมิให้คงที่เนื่องจากซีลเลอร์สัมผัสเฉพาะบริเวณส่วนปลายของฮีทแคริเออร์ แต่เนื่องจากขนาดของฮีทแคริเออร์ที่เรียวจึงไม่สามารถกระจายความร้อนได้อย่างสม่ำเสมอทั่วพื้นที่หน้าตัดของซีลเลอร์ในแบบหล่อวงกลม การให้ความร้อนโดยใช้ตู้อบลมร้อน (19, 20, 90, 92, 93) และการต้ม (96) พบว่ามีการกระจายความร้อนได้สม่ำเสมอทั่วทั้งปริมาตรของซีลเลอร์ อีกทั้งไม่เกิดการสูญเสียส่วนประกอบไปในระหว่างการได้รับอุณหภูมิที่สูงขึ้น (96) ดังนั้นการศึกษานี้จึงเลือกใช้การให้ความร้อนกับซีลเลอร์ด้วยตู้อบลมร้อนซึ่งสามารถกระจายความร้อนได้อย่างสม่ำเสมอและสามารถทำอุณหภูมิได้สูงถึง 200 องศาเซลเซียส

การศึกษานี้ได้ออกแบบการศึกษาระยะเวลาแข่งตัวตามมาตรฐานไอเอสโอ 6876:2012 กำหนดให้บรรจุซีลเลอร์กลุ่มที่ไม่ต้องการความชื้นในการแข่งตัว ได้แก่ เอเอชพลัส ลงในแบบหล่อโลหะไร้สนิม ส่วนซีลเลอร์กลุ่มที่ต้องการความชื้นในการแข่งตัว ได้แก่ แคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์ ให้บรรจุลงในแบบหล่อยิปซัม (72) อย่างไรก็ตามโลหะมีสมบัตินำความร้อน (98) ในขณะที่ยิปซัมเป็นฉนวนกันความร้อน (99) ด้วยสมบัติของแบบหล่อที่แตกต่างกันอาจมีผลทำให้ความร้อนที่ซีลเลอร์ได้รับแตกต่างกัน จึงทำการศึกษานำร่องเพื่อเปรียบเทียบอุณหภูมิในซีลเลอร์ระหว่างแบบหล่อโลหะไร้สนิมกับแบบหล่อยิปซัมจำนวน 10 คู่ พบว่าความแตกต่างของชนิดแบบหล่อไม่มีผลทำให้อุณหภูมิในซีลเลอร์แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งคาดว่ามาจากกรณีที่แบบหล่อโลหะไร้สนิมมีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 10 มิลลิเมตร ความสูง 2 มิลลิเมตร ในขณะที่แบบหล่อยิปซามีเส้นผ่านศูนย์กลางภายในเท่ากันแต่มีความสูงที่บางกว่าเพียง 1 มิลลิเมตร ทำให้ปริมาตรซีลเลอร์ที่ต่างกันแบบหล่อต่างชนิดกันช่วยชดเชยการได้รับความร้อนจากสมบัตินำความร้อนของแบบหล่อโลหะไร้สนิม รวมถึงในการศึกษานี้ให้ความร้อนเป็นระยะเวลาสั้น ๆ เพียง 30 วินาที

เท่านั้น จึงอาจเป็นอีกเหตุผลหนึ่งที่ทำให้อุณหภูมิของซีลเลอร์ในแบบหล่อสองชนิดไม่แตกต่างกัน อย่างไรก็ตามอาจมีข้อจำกัดในเรื่องปริมาณซีลเลอร์ที่ใช้ในการศึกษาจะมีปริมาณมากกว่าที่ใช้จริงเวลาอุดคลองรากฟัน (92)

กระบวนการแข็งตัวของซีลเลอร์จะขึ้นกับส่วนประกอบภายใน อุณหภูมิ และความชื้นในอากาศ (100) เนื่องจากซีลเลอร์มีส่วนประกอบที่แตกต่างกันออกไปตามบริษัทผู้ผลิตจึงทำให้มีระยะเวลาแข็งตัวที่แตกต่างกันออกไป ไอเอสโอจึงกำหนดเวลาแข็งตัวมาตรฐานของซีลเลอร์นานอย่างน้อย 30 นาที เพื่อให้มีระยะเวลาเหมาะสมสำหรับการอุดคลองรากฟัน (72) ในปัจจุบันเอเอชพลัสซึ่งเป็นซีลเลอร์ในกลุ่มเรซินเบสซีลเลอร์ ถือเป็นซีลเลอร์มาตรฐานที่ใช้ในการอุดคลองรากฟัน เนื่องจากคุณสมบัติการไหลแผ่ที่ดี แนบสนิท และรั่วซึมน้อย (45) โดยมีระยะเวลาแข็งตัวตามที่ถูกผู้ผลิตแจ้งอยู่ที่ 8 ชั่วโมง ณ อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เอเอชพลัสถูกพบว่าเป็นซีลเลอร์ที่มีสมบัตินำความร้อนที่ดีกว่าซีลเลอร์ชนิดอื่น (Heat conductive properties) (101) ทำให้เมื่อได้รับความร้อน จึงส่งผลกระทบต่อสมบัติกายภาพทำให้มีระยะเวลาแข็งตัวที่สั้นลง (64) ในการศึกษาเมื่อเพิ่มอุณหภูมิจาก 120 องศาเซลเซียส ไปที่ 200 องศาเซลเซียส พบว่าเอเอชพลัสจะมีระยะเวลาแข็งตัวลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติจาก 2970 นาที (49.5 ชั่วโมง) เป็น 965 นาที (16.08 ชั่วโมง) สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้า (19, 20, 64, 90) ที่พบว่าทำให้ความร้อนกับเอเอชพลัสจะทำให้มีระยะเวลาแข็งตัวสั้นลง แต่อย่างไรก็ตามเอเอชพลัสในการศึกษานี้มีระยะเวลาแข็งตัวที่นานกว่าการศึกษาอื่น (19, 20, 64, 90) โดยจากการศึกษาก่อนหน้าพบว่าเมื่อให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส พบว่าเอเอชพลัสใช้เวลาแข็งตัวอยู่ในช่วง 150-600 นาที (19, 64, 90) ในขณะที่ Qu และคณะ (20) พบว่าเมื่อให้ความร้อนเอเอชพลัส 140 องศาเซลเซียส จะทำให้เวลาแข็งตัวสั้นลงเพียง 12.9 นาที เท่านั้น ซึ่งความแตกต่างมาจากการได้รับความร้อนในอุณหภูมิและระยะเวลาที่แตกต่างออกไป โดยจากการศึกษาก่อนหน้ามีระยะเวลาให้ความร้อนตั้งแต่ 1 นาที, 10 นาที หรือให้ความร้อนตลอดระยะเวลาแข็งตัวของซีลเลอร์ ซึ่งการให้ความร้อนเป็นระยะเวลานานอาจส่งผลต่อระยะเวลาแข็งตัวที่มากกว่าการศึกษานี้ซึ่งใช้เพียง 30 วินาทีเท่านั้น ซึ่งสอดคล้องกับ Aksel และคณะ (92) พบว่าเอเอชพลัสใช้เวลาแข็งตัวนานกว่าที่ 24 ชั่วโมงเช่นกัน เมื่อให้ความร้อนที่ 200 องศาเซลเซียส นาน 30 วินาที อย่างไรก็ตามพบว่าเอเอชพลัสในการศึกษานี้ที่ได้รับความร้อนแม้จะมีเวลาแข็งตัวที่สั้นลง แต่ยังมีค่านานมากกว่าระยะเวลาแข็งตัวตามที่ถูกผู้ผลิตแจ้ง ณ อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส อาจเนื่องมาจากสภาพแวดล้อมในขณะทำการศึกษาแตกต่างออกไปจากของของบริษัทผู้ผลิต (100) ซึ่งเห็นได้จากการศึกษาก่อนหน้าที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เท่ากัน แต่เอเอชพลัสกลับมีระยะเวลาแข็งตัวที่แตกต่างกัน

ออกไปในแต่ละการศึกษา (12.16-30 ชั่วโมง) ซึ่งพบว่านานกว่าตามที่บริษัทผู้ผลิตแจ้ง (19, 20, 64, 90) อีกเหตุผลหนึ่งอาจมาจากสัดส่วนในขั้นตอนผสมหลอดเอและหลอดบีที่มีความคลาดเคลื่อนไปในแต่ละการศึกษา รวมถึงล้นตกรวมผลิตของเอเอชพลัสที่ต่างกันอาจส่งผลให้ส่วนประกอบมีการเปลี่ยนแปลงไปเนื่องจากความไม่คงตัวของสาร เห็นได้จากเอเอชพลัสที่ใช้ในการทดลองในบางหลอดจะมีการแยกส่วนของเนื้อสารออกมาเป็นน้ำใส

ปฏิกิริยาแข็งตัวของเอเอชพลัสจะอาศัยส่วนสำคัญคือหมู่เอมีนซึ่งจำเป็นต่อกระบวนการพอลิเมอไรเซชัน โดยทำหน้าที่เป็นตัวเหนี่ยวนำให้เกิดการปฏิกิริยาแข็งตัวของเอเอชพลัส ซึ่งหมู่เอมีนจะไปเปิดวงแหวนอีพอกซีแล้วสร้างพันธะกับโมเลกุลบิสฟีนอล เกิดเป็นโครงสร้างเรซิน (Resinous matrix) ขึ้นมา (19, 91) Camilleri และ Josette (19) พบว่าเมื่อให้ความร้อนกับเอเอชพลัส 100 องศาเซลเซียส นาน 1 นาที แล้วนำไปวิเคราะห์ด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโกปี (Fourier transform Infrared (FTIR) Spectroscopy) ซึ่งใช้วิเคราะห์จำแนกประเภทของสารและพันธะเคมีหรือหมู่ฟังก์ชันในโมเลกุล เมื่อเทียบกับที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส พบว่าการได้รับความร้อนจะทำให้ความถี่ของหมู่เอมีนที่ปรากฏลดลง ส่งผลให้เอเอชพลัสมีสมบัติกายภาพที่เปลี่ยนแปลงไป โดยมีระยะเวลาแข็งตัวที่ลดลง และมีแผ่นฟิล์มที่หนาขึ้น สอดคล้องกับ Atmeh และ AShwaimi (91) เมื่อนำเอเอชพลัสไปให้ความร้อน 200 และ 250 องศาเซลเซียส นาน 1 นาที เมื่อวิเคราะห์ส่วนประกอบสารด้วยเครื่องรามานสเปกโตรสโกปี (Raman spectroscopy) พบว่าความร้อนจะทำให้อีพอกซีริงสลายไป แล้วเกิดเป็นพันธะของหมู่เอมีนกับบิสฟีนอลในลักษณะที่เร็วกว่าปกติ ซึ่งพบว่าการที่ปฏิกิริยาเพอริเมอไรเซชันเกิดขึ้นได้เร็วจะทำให้เกิดเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางเคมีของเอเอชพลัสและมีสมบัติกายภาพที่เปลี่ยนแปลงไป ในขณะที่ Aksel และคณะ (92) พบว่าความร้อนส่งผลให้เอเอชพลัสมีระยะเวลาแข็งตัวที่สั้นลงเมื่อได้รับความร้อน 200 องศาเซลเซียส และนาน 30 วินาที โดยที่ไม่ได้ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางเคมีของเอเอชพลัส เพียงแค่ทำให้ความเข้มข้นของหมู่เอมีนเพิ่มมากขึ้น ผลที่ขัดแย้งกันอาจเนื่องมาจากระยะเวลาการให้ความร้อนที่แตกต่างกัน จึงกล่าวได้ว่าระดับความร้อนที่ได้รับและระยะเวลาที่สัมผัสความร้อนมีอิทธิพลส่งผลต่อสมบัติกายภาพและโครงสร้างทางเคมีของเอเอชพลัส

ในปัจจุบันไบโอเซรามิกซิลิเคตถือเป็นซิลิเคตที่ถูกพัฒนาให้มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับซิลิเคตในอุดมคติของ Grossman มากที่สุด โดยมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ มีการไหลแผ่และเสถียรภาพทางมิติที่ดี ไม่เกิดการหดตัวเมื่อเวลาผ่านไปหลังวัสดุแข็งตัว สามารถกระตุ้นให้เกิดโครงสร้างไฮดรอกซีอะพาไทต์กับเนื้อฟันทำให้เกิดความแนบสนิทที่ดีกับผนังคลองรากฟัน (10-12,

21) อย่างไรก็ตามมีรายงานการศึกษาพบว่าไบโอเซรามิกซีลเลอร์มีข้อจำกัดเมื่อใช้กับวิธีอุดดอร์มเวอร์ติคอลล คอมแพคชั่น เนื่องจากความร้อนจะส่งผลให้ไบโอเซรามิกซีลเลอร์มีเวลาแข็งตัวที่เร็วขึ้น และมีการไหลแผ่ไปตามส่วนต่าง ๆ ในคลองรากฟันได้ลดลง ซึ่งอาจส่งผลต่อความแนบสนิทกับผนังคลองรากฟัน (20, 64, 90) Qu และคณะ (20) พบว่าเมื่อให้ความร้อน 140 องศาเซลเซียส จะทำให้โอรูทเอสพีมีระยะเวลาแข็งตัวลดลงเหลือ 14 นาที เนื่องจากความร้อนจะไปเร่งกระบวนการเติมโมเลกุลของน้ำ ซึ่งเป็นปฏิกิริยาการแข็งตัวของไบโอเซรามิกซีลเลอร์ โดยมีการคายน้ำเพิ่มมากขึ้นเห็นได้จากการสูญเสียมวลน้ำหนักอย่างรวดเร็วเมื่อได้รับความร้อน ทำให้สารต้องมีการรีไฮเดรชัน (Rehydration) อย่างรวดเร็วเพื่อมาใช้ในปฏิกิริยาการเติมโมเลกุลของน้ำ ส่งผลให้ซีลเลอร์มีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างเกิดเป็นรูพรุนและมีความแข็งแรงลดลงร่วมกับสมบัติกายภาพที่เปลี่ยนแปลงไป แต่อย่างไรก็ตามไม่พบว่ามี การเปลี่ยนแปลงส่วนประกอบทางเคมีของซีลเลอร์ (64, 91) สอดคล้องกับการศึกษาของ Aksel และคณะ (92) ที่พบว่าไบโอโอรูทมีระยะเวลาแข็งตัวเร็วขึ้นเมื่อได้รับความร้อน ซึ่งเมื่อวิเคราะห์ด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรสโคปีพบว่าการลดลงอย่างรวดเร็วของโมเลกุลน้ำ ในขณะที่เพิ่มความเข้มข้นของแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรตที่เวลา 4 ชั่วโมง ซึ่งแสดงถึงการใช้น้ำในปฏิกิริยาไฮเดรชันที่เร็วขึ้น ทำให้เร่งปฏิกิริยาแข็งตัวของซีลเลอร์ จากผลการศึกษาครั้งนี้พบว่าความร้อนส่งผลให้ไบโอเซรามิกซีลเลอร์มีระยะเวลาแข็งตัวที่สั้นลงสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้า (20, 64, 90) อย่างไรก็ตามเวลาแข็งตัวที่สั้นลงเมื่อได้รับความร้อนในการศึกษานี้ ยังคงมีค่ามากกว่าเวลาแข็งตัวตามที่ถูกผู้ผลิตแจ้ง ณ อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส สอดคล้องกับการกับศึกษาของ Aksel และคณะ (92) ซึ่งพบว่า ณ อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส โอรูทเอสพีจะใช้เวลาแข็งตัวที่ 24 ชั่วโมง ส่วนเอ็นโดซิลเอ็มทีเอใช้เวลาแข็งตัว 53 นาที ซึ่งนานกว่าที่ผู้ผลิตแจ้งเช่นเดียวกัน แต่เมื่อเอ็นโดซิลเอ็มทีเอได้รับความร้อนจะส่งผลให้เวลาแข็งตัวลดลงอย่างรวดเร็วร้อยละ 95 (90) การศึกษานี้พบว่าเอ็นโดซิลเอ็มทีเอเมื่อได้รับความร้อน เวลาแข็งตัวจะลดลงร้อยละ 85.63 สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้า (90) ซึ่งการที่เอ็นโดซิลเอ็มทีเอเมื่อได้รับความร้อนตั้งแต่ 160 องศาเซลเซียส ขึ้นไป มีระยะเวลาแข็งตัวที่ลดลงอย่างรวดเร็ว แตกต่างจากแคลเซียมซิลิเกตซีลเลอร์กลุ่มอื่น เนื่องมาจากเอ็นโดซิลเอ็มทีเอไม่เพียงใช้ปฏิกิริยาการเติมน้ำในการแข็งตัว แต่การมีปอซโซลาน (Pozzolan) เป็นส่วนประกอบในเอ็นโดซิลเอ็มทีเอ จะทำปฏิกิริยาเคมีกับแคลเซียมไฮดรอกไซด์ที่เป็นผลผลิตจากปฏิกิริยาการเติมน้ำเกิดเป็นแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต ทำให้เอ็นโดซิลเอ็มทีเอมีระยะเวลาแข็งตัวที่เร็วกว่าเซรามิกซีลเลอร์และโอรูทเอสพี (90)

หนึ่งในสมบัติของซิลิเคอร์ที่ดีคือการมีสมบัติการไหลแผ่ที่เพียงพอในการเข้าไปเติมเต็มส่วนต่าง ๆ ในคลองรากฟัน รวมถึงบริเวณที่ยากต่อการเข้าถึง เช่น คีรีบ รอยคอด เป็นต้น (56) ไอเอสไอ 6876:2012 ได้กำหนดค่ามาตรฐานการไหลแผ่ของซิลิเคอร์ต้องไม่น้อยกว่า 17 มิลลิเมตร (72) จากการศึกษาที่ก่อนหน้านี้พบว่าเมื่อเอเอชพลัสได้รับความร้อนจะส่งผลให้มีการไหลแผ่ลดลง (90) เช่นเดียวกับที่พบในไบโอเซรามิกซิลิเคอร์ (19, 20, 90, 93) สอดคล้องกับในการศึกษานี้ที่พบว่า การไหลแผ่ของกลุ่มเอเอชพลัสและเซราซิลลดลงเมื่อได้รับความร้อนในอุณหภูมิที่สูงขึ้น อย่างไรก็ตามพบว่าการได้รับความร้อนในอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นไม่ส่งผลให้กลุ่มเอ็นโดซิลเอ็มทีเอและไอรูทเอสพีมีการไหลแผ่ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เหตุผลที่ผลของกลุ่มเอ็นโดซิลเอ็มทีเอและไอรูทเอสพีในการศึกษานี้ขัดแย้งกับการศึกษาก่อนหน้า (20, 90, 93) อาจเนื่องมาจากการศึกษาก่อนหน้าใช้ระยะเวลาให้ความร้อนเป็นเวลานาน 1-10 นาที ซึ่งนานกว่าในการศึกษานี้ที่ใช้เพียง 30 วินาที สอดคล้องกับ Aksel และคณะ (92) ที่พบว่าเมื่อไอรูทเอสพีได้รับความร้อนนาน 30 วินาที เท่ากับการศึกษานี้ไม่ได้ทำให้การไหลแผ่ของไอรูทเอสพีเปลี่ยนแปลงไป ซึ่งสอดคล้องกับการที่ไอรูทเอสพีมีความคงตัวของซิลิเคอร์โดยมีการสูญเสียน้ำหนักปริมาณน้ำไปเพียงเล็กน้อยเมื่อได้รับความร้อน ทำให้ยังคงมีการไหลแผ่ที่ดีไม่แตกต่างกันแม้ได้รับอุณหภูมิที่สูงขึ้น ในขณะที่เซราซิลพบว่าแม้จะมีส่วนประกอบที่คล้ายคลึงกับไอรูทเอสพี แต่มีการแทนที่แคลเซียมฟอสเฟตโมโนเบสิกและแคลเซียมไฮดรอกไซด์ในไอรูทเอสพีด้วยโพรเพนไดอล (1,3-propanediol) ซึ่งเป็นสารช่วยกักเก็บความชื้น (102) ซึ่งการที่มีความชื้นในซิลิเคอร์มากกว่า ทำให้เมื่อได้รับความร้อนจึงได้รับผลกระทบจากระเหยของน้ำที่มากกว่า (92) ส่งผลให้เซราซิลมีความหนืดเพิ่มขึ้นและมีการไหลแผ่ลดลง ส่วนเอ็นโดซิลเอ็มทีเอเนื่องมาจากการมีส่วนประกอบที่เป็นอนุภาคปอซิโกลานขนาดเล็ก 1.5 ไมโครเมตร ทำให้เพิ่มความสามารถในการไหลแผ่ที่ดีของเอ็นโดซิลเอ็มทีเอ (69, 74) จึงคาดว่าช่วยชดเชยความหนืดที่เพิ่มขึ้นจากการสูญเสียน้ำไปในระหว่างการได้รับความร้อน เอ็นโดซิลเอ็มทีเอจึงไม่ได้รับผลกระทบจากอิทธิพลของความร้อนที่เพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตามจากผลการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าเซราซิลจะได้รับอิทธิพลจากความร้อนส่งผลให้การไหลแผ่ลดลง แต่พบว่าที่ความร้อนอุณหภูมิ 120 องศาเซลเซียส เซราซิลจะมีการไหลแผ่มากที่สุดเมื่อเทียบกับซิลิเคอร์ชนิดอื่น ๆ และที่ 160 และ 200 องศาเซลเซียส เซราซิลมีการไหลแผ่ที่ดีใกล้เคียงกับซิลิเคอร์ในอีก 3 กลุ่มที่เหลือ ซึ่งแสดงถึงคุณสมบัติการไหลแผ่ที่ดีของเซราซิลแม้จะได้รับผลอิทธิพลจากความร้อน

จากผลการศึกษาพบว่าซิลิเคอร์ทุกกลุ่มแม้จะได้รับความร้อน แต่ไม่ได้ส่งผลกระทบต่อระยะเวลาแข็งตัวและการไหลแผ่ลดลงจนเกินค่ามาตรฐานไอเอสไอ จึงกล่าวได้ว่าอิทธิพลของความร้อนและระยะเวลาที่เหมาะสมทางคลินิก ส่งผลต่อสมบัติของซิลิเคอร์เพียงเล็กน้อยเท่านั้น ไบโอเซรามิกซิลิเคอร์จึงถือเป็นอีกทางเลือกหนึ่ง ในการนำมาใช้ร่วมกับวิธีอุดวอร์ม เวอร์ติคอลล

คอมแพคชั่น อย่างไรก็ตามในการเลือกใช้ซีลเลอร์ยังจำเป็นต้องพิจารณาคุณสมบัติในด้านอื่น ๆ เช่น ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อทางชีวภาพ การปิดผนึก และการแทรกซึม เป็นต้น ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในอนาคตต่อไป

ข้อเสนอแนะ

1. การเก็บซีลเลอร์ระหว่างรอแข็งตัวในตู้ปั๊มควบคุมอุณหภูมิอาจไม่เพียงพอในการควบคุมสภาพแวดล้อมระหว่างการทดสอบระยะเวลาแข็งตัว เนื่องจากระหว่างผสมสารก่อนเข้าตู้ปั๊มหรือระหว่างนำสารออกมาทดสอบระยะเวลาแข็งตัวทำให้สารได้รับความชื้นและอุณหภูมิสะสมที่เปลี่ยนแปลงไปในแต่ละช่วงเวลาของแต่ละวัน ซึ่งก่อให้เกิดความเครียดโดยเห็นได้จากเกิดรูพรุนอากาศภายในเนื้อซีลเลอร์ (100) การศึกษาในอนาคตจึงแนะนำให้ขั้นตอนระหว่างการศึกษาทั้งหมดทำให้ห้องที่ควบคุมอุณหภูมิและความชื้นในอากาศ เพื่อให้มีสภาพแวดล้อมเป็นแนวทางเดียวกันทั้งหมด

2. เ็นโดซีลเอ็มทีเอและเซราซีลที่ใช้ในการศึกษานี้เป็นไบโอเซรามิกซีลเลอร์ชนิดใหม่ ซึ่งยังมีการศึกษาสมบัติกายภาพและเคมีที่เปลี่ยนแปลงไปจากการได้รับอิทธิพลของความร้อนที่น้อย โดยเฉพาะเซราซีลที่ยังไม่มีการศึกษาในปัจจุบัน ดังนั้นจึงแนะนำให้ทำการศึกษาเพื่อยืนยันผลกระทบที่ได้รับจากความร้อนเพิ่มเติม

บรรณานุกรม

1. Craveiro MA, Fontana CE, de Martin AS, Bueno CE. Influence of coronal restoration and root canal filling quality on periapical status: clinical and radiographic evaluation. *J Endod.* 2015;41(6):836-40.
2. Li G-h, Niu L-n, Zhang W, Olsen M, De-Deus G, Eid AA, et al. Ability of new obturation materials to improve the seal of the root canal system: A review. *Acta Biomater.* 2014;10(3):1050-63.
3. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin North Am.* 1967:723-44.
4. Inan U, Aydemir H, Taşdemir T. Leakage evaluation of three different root canal obturation techniques using electrochemical evaluation and dye penetration evaluation methods. *Aust Endod J.* 2007;33(1):18-22.
5. Gilbert S, Witherspoon D, Berry C. Coronal leakage following three filling techniques. *Int Endod J.* 2001;34:293-9.
6. Cruse WP, Bellizzi R. A historic review of endodontics, 1689-1963, part 1. *J Endod.* 1980;6(3):495-9.
7. Hargreaves KM, Berman LH. *Cohen's Pathways of the Pulp.* 11 ed: ELSEVIER; 2016.
8. Kontakiotis EG, Wu MK, Wesselink PR. Effect of sealer thickness on long-term sealing ability: a 2-year follow-up study. *Int Endod J.* 1997;30(5):307-12.
9. Khalil W, Al S, Mohammed A, Al-nasrawi S. The solubility of a zinc oxide eugenol root canal sealer (Endofil) in normal saline solution at different time intervals. *J Bagh College of Dentistry.* 2005;17:4-7.
10. Debelian G, Trope M. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *Ital Endod.* 2016;30(2):70-80.
11. Trope M, Bunes A, Debelian G. Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope? *Endodontic Topics.* 2015;32(1):86-96.
12. Utneja S, Nawal RR, Talwar S, Verma M. Current perspectives of bio-ceramic

technology in endodontics: calcium enriched mixture cement - review of its composition, properties and applications. *Restor Dent Endod*. 2015;40(1):1-13.

13. Tanomaru-Filho M, Torres FFE, Chávez-Andrade GM, de Almeida M, Navarro LG, Steier L, et al. Physicochemical Properties and Volumetric Change of Silicone/Bioactive Glass and Calcium Silicate-based Endodontic Sealers. *J Endod*. 2017;43(12):2097-101.

14. DeLong C, He J, Woodmansey KF. The effect of obturation technique on the push-out bond strength of calcium silicate sealers. *J Endod*. 2015;41(3):385-8.

15. Wu MK, R'Oris A, Barkis D, Wesselink PR. Prevalence and extent of long oval canals in the apical third. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2000;89(6):739-43.

16. Celikten B, Uzuntas C, Orhan A, Tufenkci P, Misirli M, Demiralp K, et al. Micro-CT assessment of the sealing ability of three root canal filling techniques. *J Oral Sci*. 2015;57:361-6.

17. Celikten B, Uzuntas CF, Orhan AI, Orhan K, Tufenkci P, Kursun S, et al. Evaluation of root canal sealer filling quality using a single-cone technique in oval shaped canals: An In vitro Micro-CT study. *Scanning*. 2016;38(2):133-40.

18. Dabaj P, Kalender A, Unverdi Eldeniz A. Push-Out Bond Strength and SEM Evaluation in Roots Filled with Two Different Techniques Using New and Conventional Sealers. *Dent Mater J*. 2018;11(9).

19. Camilleri J. Sealers and Warm Gutta-percha Obturation Techniques. *J Endod*. 2015;41(1):72-8.

20. Qu W, Bai W, Liang YH, Gao XJ. Influence of Warm Vertical Compaction Technique on Physical Properties of Root Canal Sealers. *J Endod*. 2016;42(12):1829-33.

21. Silva Almeida LH, Moraes RR, Morgental RD, Pappen FG. Are Premixed Calcium Silicate-based Endodontic Sealers Comparable to Conventional Materials? A Systematic Review of In Vitro Studies. *J Endod*. 2017;43(4):527-35.

22. Buchanan LS. Filling root canal systems with centered condensation: concepts, instruments, and techniques. *Dent Today*. 2004;23(11):102, 4, 6 passim.

23. Goodman A, Schilder H, Aldrich W. The thermomechanical properties of gutta-

- percha. Part IV. A thermal profile of the warm gutta-percha packing procedure. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1981;51(5):544-51.
24. Iandolo A, Abdellatif D. Hot modified technique with a new biosealer. 2018.
 25. Almaroof A. A comparative study of the sealing ability of two different obturation techniques with and without the use of sealers. *J Bagh College of Dentistry.* 2008;20:5-7.
 26. B S, Gopikrishna V. *Grossman's Endodontic Practice - 13th edition* 2014.
 27. Komabayashi T, Colmenar D, Cvach N, Bhat A, Primus C, Imai Y. Comprehensive review of current endodontic sealers. *Dent Mater J.* 2020;39(5):703-20.
 28. Grossman LI. An improved root canal cement. *J Am Dent Assoc.* 1958;56(3):381-5.
 29. Markowitz K, Moynihan M, Liu M, Kim S. Biologic properties of eugenol and zinc oxide-eugenol. A clinically oriented review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992;73(6):729-37.
 30. Dimitrova-Nakov S, Uzunoglu E, Ardila-Osorio H, Baudry A, Richard G, Kellermann O, et al. In vitro bioactivity of Bioroot™ RCS, via A4 mouse pulpal stem cells. *Dent Mater J.* 2015;31(11):1290-7.
 31. Mutoh N, Tani-Ishii N. A biocompatible model for evaluation of the responses of rat periapical tissue to a new zinc oxide-eugenol sealer. *Dent Mater J.* 2011;30(2):176-82.
 32. White RR, Goldman M, Lin PS. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic filling materials. *J Endod.* 1984;10(12):558-62.
 33. Kennedy WA, Walker WA, 3rd, Gough RW. Smear layer removal effects on apical leakage. *J Endod.* 1986;12(1):21-7.
 34. Singh CV, Rao SA, Chandrashekar V. An in vitro comparison of penetration depth of two root canal sealers: An SEM study. *Journal of conservative dentistry.* 2012;15(3):261-4.
 35. Athanassiadis B, George GA, Abbott PV, Wash LJ. A review of the effects of formaldehyde release from endodontic materials. *Int Endod J.* 2015;48(9):829-38.
 36. Hergt A, Wiegand A, Hülsmann M, Rödiger T. AH Plus root canal sealer - an updated literature review. *Endod Prac.* 2015;9(4):245-65.
 37. Schwartz RS. *Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root*

- canal system-the promise and the problems: a review. *J Endod.* 2006;32(12):1125-34.
38. Kim YK, Grandini S, Ames JM, Gu LS, Kim SK, Pashley DH, et al. Critical review on methacrylate resin-based root canal sealers. *J Endod.* 2010;36(3):383-99.
39. Koch MJ, Wünnstel E, Stein G. Formaldehyde Release from Ground Root Canal Sealer In Vitro. *J Endod.* 2001;27(6):396-7.
40. Kahl J, Easton J, Johnson G, Zuk J, Wilson S, Galinkin J. Formocresol blood levels in children receiving dental treatment under general anesthesia. *Pediatr Dent.* 2008;30(5):393-9.
41. Azar NG, Heidari M, Bahrami ZS, Shokri F. In Vitro Cytotoxicity of a New Epoxy Resin Root Canal Sealer. *J Endod.* 2000;26(8):462-5.
42. De-Deus G, Coutinho-Filho T, Reis C, Murad C, Paciornik S. Polymicrobial Leakage of Four Root Canal Sealers at Two Different Thicknesses. *J Endod.* 2006;32(10):998-1001.
43. Zhang W, Li Z, Peng B. Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107(6):e79-82.
44. Hegde V, Arora S. Sealing ability of three hydrophilic single-cone obturation systems: An in vitro glucose leakage study. *Contemp Clin Dent.* 2015;6(Suppl 1):S86-S9.
45. Zordan-Bronzel CL, Esteves Torres FF, Tanomaru-Filho M, Chávez-Andrade GM, Bosso-Martelo R, Guerreiro-Tanomaru JM. Evaluation of Physicochemical Properties of a New Calcium Silicate-based Sealer, Bio-C Sealer. *J Endod.* 2019;45(10):1248-52.
46. Macedo LMDd, Silva-Sousa Y, Silva SRCd, Baratto SSP, Baratto-Filho F, Abi Rached-Júnior FJ. Influence of Root Canal Filling Techniques on Sealer Penetration and Bond Strength to Dentin. *Braz Dent J.* 2017;28:380-4.
47. El Hachem R, Khalil I, Le Brun G, Pellen F, Le Jeune B, Daou M, et al. Dentinal tubule penetration of AH Plus, BC Sealer and a novel tricalcium silicate sealer: a confocal laser scanning microscopy study. *Clin Oral Investig.* 2019;23(4):1871-6.
48. Chen H, Zhao X, Qiu Y, Xu D, Cui L, Wu B. The Tubular Penetration Depth and Adaption of Four Sealers: A Scanning Electron Microscopic Study. *Biomed Res Int.* 2017;2017:2946524.
49. Malhotra S, Hegde M, Shetty C. Bioceramic Technology in Endodontics. *Br J Med*

Med Res. 2014;4:2446-54.

50. Altan H, Tosun G. The setting mechanism of mineral trioxide aggregate. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2016;50(1):65-72.

51. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2007;40(6):462-70.

52. Chang SW. Chemical characteristics of mineral trioxide aggregate and its hydration reaction. *Restor Dent Endod*. 2012;37(4):188-93.

53. Darvell BW, Wu RC. "MTA"-an Hydraulic Silicate Cement: review update and setting reaction. *Dent Mater J*. 2011;27(5):407-22.

54. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod*. 2003;29(12):814-7.

55. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod*. 2006;32(5):425-8.

56. Al-Haddad A, Che Ab Aziz ZA. Bioceramic-Based Root Canal Sealers: A Review. *Int J Biomater*. 2016;2016:9753210.

57. Wang Z, Shen Y, Haapasalo M. Dentin Extends the Antibacterial Effect of Endodontic Sealers against *Enterococcus faecalis* Biofilms. *J Endod*. 2014;40(4):505-8.

58. Lee JK, Kwak SW, Ha J-H, Lee W, Kim H-C. Physicochemical Properties of Epoxy Resin-Based and Bioceramic-Based Root Canal Sealers. *Bioinorg Chem Appl*. 2017;2017:2582849.

59. Lee BN, Hong JU, Kim SM, Jang JH, Chang HS, Hwang YC, et al. Anti-inflammatory and Osteogenic Effects of Calcium Silicate-based Root Canal Sealers. *J Endod*. 2019;45(1):73-8.

60. Lim M, Jung C, Shin D-H, Cho Y-b, Song M. Calcium silicate-based root canal sealers: a literature review. *Restor Dent Endod*. 2020;45(3).

61. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod*. 1993;19(12):591-5.

62. Soheilipour E, Kheirieh S, Madani M, Akbarzadeh Baghban A, Asgary S. Particle size of a new endodontic cement compared to Root MTA and calcium hydroxide. *Iran*

Endod J. 2009;4(3):112-6.

63. Bentz DP, Garboczi EJ, Haecker CJ, Jensen OM. Effects of cement particle size distribution on performance properties of Portland cement-based materials. *Cem Concr Res.* 1999;29(10):1663-71.

64. Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM, Tanomaru-Filho M, Camilleri J. Investigation of the effect of sealer use on the heat generated at the external root surface during root canal obturation using warm vertical compaction technique with System B heat source. *J Endod.* 2014;40(4):555-61.

65. Donnermeyer D, Bürklein S, Dammaschke T, Schäfer E. Endodontic sealers based on calcium silicates: a systematic review. *Odontology.* 2019;107(4):421-36.

66. Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? *Endod Topics.* 2015;32.

67. Zhou H-m, Du T-f, Shen Y, Wang Z-j, Zheng Y-f, Haapasalo M. In Vitro Cytotoxicity of Calcium Silicate-containing Endodontic Sealers. *J Endod.* 2015;41(1):56-61.

68. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, et al. Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod.* 2011;37(5):673-7.

69. Lim E-S, Park Y-B, Kwon Y-S, Shon W-J, Lee K-W, Min K-S. Physical properties and biocompatibility of an injectable calcium-silicate-based root canal sealer: in vitro and in vivo study. *BMC Oral Health.* 2015;15(1):129-.

70. da Silva E, Zaia AA, Peters OA. Cytocompatibility of calcium silicate-based sealers in a three-dimensional cell culture model. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1531-6.

71. López-García S, Myong-Hyun B, Lozano A, García-Bernal D, Forner L, Llana C, et al. Cytocompatibility, bioactivity potential, and ion release of three premixed calcium silicate-based sealers. *Clin Oral Investig.* 2020;24(5):1749-59.

72. Standardization. IOF. ISO 6876: dental root canal sealing materials. International Organization for Standardization 2012. p. 3-4.

73. Soni V, Shivanna V, Lokhande P. COMPARATIVE ASSESSMENT OF THE AREA OF SEALER VOIDS IN SINGLE-CONE OBTURATION DONE WITH ENDOSEAL MTA, AH PLUS

AND PULPDENT SEALER. *J Evol Med Dent Sci*. 2018;7:3610+.

74. Yoo YJ, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Woo KM, Lee W. Dynamic intratubular biomineralization following root canal obturation with pozzolan-based mineral trioxide aggregate sealer cement. *Scanning*. 2016;38(1):50-6.
75. Ersahan S, Aydin C. Solubility and apical sealing characteristics of a new calcium silicate-based root canal sealer in comparison to calcium hydroxide-, methacrylate resin- and epoxy resin-based sealers. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(3-4):857-62.
76. Kharouf N, Arntz Y, Eid A, Zghal J, Sauro S, Haikel Y, et al. Physicochemical and Antibacterial Properties of Novel, Premixed Calcium Silicate-Based Sealer Compared to Powder-Liquid Bioceramic Sealer. *J Clin Med*. 2020;9(10):3096.
77. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Physical properties of 5 root canal sealers. *J Endod*. 2013;39(10):1281-6.
78. Wang Y, Liu S, Dong Y. In vitro study of dentinal tubule penetration and filling quality of bioceramic sealer. *PLoS One*. 2018;13(2):e0192248-e.
79. Jeong JW, DeGraft-Johnson A, Dorn SO, Di Fiore PM. Dentinal Tubule Penetration of a Calcium Silicate-based Root Canal Sealer with Different Obturation Methods. *J Endod*. 2017;43(4):633-7.
80. Kim Y, Kim B-S, Kim Y-M, Lee D, Kim S-Y. The Penetration Ability of Calcium Silicate Root Canal Sealers into Dentinal Tubules Compared to Conventional Resin-Based Sealer: A Confocal Laser Scanning Microscopy Study. *Dent Mater J*. 2019;12(3):531.
81. Arikatla SK, Chalasani U, Mandava J, Yelisela RK. Interfacial adaptation and penetration depth of bioceramic endodontic sealers. *Journal of conservative dentistry*. 2018;21(4):373-7.
82. Viapiana R, Flumignan DL, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilleri J, Tanomaru-Filho M. Physicochemical and mechanical properties of zirconium oxide and niobium oxide modified Portland cement-based experimental endodontic sealers. *Int Endod J*. 2014;47(5):437-48.
83. Marciano MA, Duarte MAH, Camilleri J. Calcium silicate-based sealers: Assessment of physicochemical properties, porosity and hydration. *Dent Mater J*.

2016;32(2):e30-e40.

84. Borges RP, Sousa-Neto MD, Versiani MA, Rached-Júnior FA, De-Deus G, Miranda CES, et al. Changes in the surface of four calcium silicate-containing endodontic materials and an epoxy resin-based sealer after a solubility test. *Int Endod J.* 2012;45(5):419-28.
85. Urban K, Neuhaus J, Donnermeyer D, Schäfer E, Dammaschke T. Solubility and pH Value of 3 Different Root Canal Sealers: A Long-term Investigation. *J Endod.* 2018;44(11):1736-40.
86. Prüllage R-K, Urban K, Schäfer E, Dammaschke T. Material Properties of a Tricalcium Silicate-containing, a Mineral Trioxide Aggregate-containing, and an Epoxy Resin-based Root Canal Sealer. *J Endod.* 2016;42(12):1784-8.
87. Ulusoy OI, Nayir Y, Celik K, Yaman SD. Apical microleakage of different root canal sealers after use of maleic acid and EDTA as final irrigants. *Braz Oral Res.* 2014;28.
88. Bidar M, Sadeghalhoseini N, Forghani M, Attaran N. Effect of the smear layer on apical seals produced by two calcium silicate-based endodontic sealers. *J Oral Sci.* 2014;56(3):215-9.
89. Viapiana R, Baluci CA, Tanomaru-Filho M, Camilleri J. Investigation of chemical changes in sealers during application of the warm vertical compaction technique. *Int Endod J.* 2015;48(1):16-27.
90. Yamauchi S, Watanabe S, Okiji T. Effects of heating on the physical properties of premixed calcium silicate-based root canal sealers. *J Oral Sci.* 2020;63(1):65-9.
91. Atmeh AR, AlShwaimi E. The Effect of Heating Time and Temperature on Epoxy Resin and Calcium Silicate-based Endodontic Sealers. *J Endod.* 2017;43(12):2112-8.
92. Aksel H, Makowka S, Bosaid F, Guardian MG, Sarkar D, Azim AA. Effect of heat application on the physical properties and chemical structure of calcium silicate-based sealers. *Clin Oral Investig.* 2020:2717-25.
93. Chen B, Haapasalo M, Mobuchon C, Li X, Ma J, Shen Y. Cytotoxicity and the Effect of Temperature on Physical Properties and Chemical Composition of a New Calcium Silicate-based Root Canal Sealer. *J Endod.* 2020;46(4):531-8.
94. Nagas E, Uyanik MO, Eymirli A, Cehreli ZC, Vallittu PK, Lassila LV, et al. Dentin

- moisture conditions affect the adhesion of root canal sealers. *J Endod*. 2012;38(2):240-4.
95. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *J Endod*. 2006;32(4):281-90.
96. Donnermeyer D, Urban K, Bürklein S, Schäfer E. Physico-chemical investigation of endodontic sealers exposed to simulated intracanal heat application: epoxy resins and zinc oxide–eugenols. *Int Endod J*. 2020;53(5):690-7.
97. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50(1):101-7.
98. Uher C. Thermal Conductivity of Metals. In: Tritt TM, editor. *Thermal Conductivity: Theory, Properties, and Applications*. Boston, MA: Springer US; 2004. p. 21-91.
99. Labrincha J, Puertas F, Schroeyers W, Kovler K, Pontikes Y, Nuccetelli C, et al. 7 - From NORM by-products to building materials. In: Schroeyers W, editor. *Naturally Occurring Radioactive Materials in Construction*: Woodhead Publishing; 2017. p. 183-252.
100. Ørstavik D, Nordahl I, Tibballs JE. Dimensional change following setting of root canal sealer materials. *Dent Mater J*. 2001;17(6):512-9.
101. Keles A, Ahmetoglu F, Simsek N, Yalcin M, Ocak MS. Heat conductive properties of set root canal sealers. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(3-4):751-5.
102. Drukteinis S. Hydraulic calcium silicate-based materials for root canal obturation. *Clinical Dentistry Reviewed*. 2022;6(1):1.



ภาคผนวก

ตาราง 4 การวิเคราะห์ด้วยสถิติ Two-Way ANOVA และ Sidak tests เพื่อเปรียบเทียบระยะเวลา
แข็งตัวของซีลเลอร์เมื่อได้รับความร้อน

| Source | Type III Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
|-----------------|---------------------------|----|--------------|-----------|------|
| Corrected Model | 37104385.000 ^a | 11 | 3373125.909 | 1141.096 | .000 |
| Intercept | 63345375.000 | 1 | 63345375.000 | 21429.121 | .000 |
| Sealer | 23257648.333 | 3 | 7752549.444 | 2622.612 | .000 |
| Temp | 8124397.500 | 2 | 4062198.750 | 1374.202 | .000 |
| Sealer * Temp | 5722339.167 | 6 | 953723.194 | 322.635 | .000 |
| Error | 141890.000 | 48 | 2956.042 | | |
| Total | 100591650.000 | 60 | | | |
| Corrected Total | 37246275.000 | 59 | | | |

| Sealer type | (I) Temp | (J) Temp | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. ^b | 95% Confidence Interval for Difference ^b | |
|-------------|----------|----------|-----------------------|------------|-------------------|---|-------------|
| | | | | | | Lower Bound | Upper Bound |
| AH Plus | 120 | 160 | 1296.000* | 34.386 | .000 | 1210.931 | 1381.069 |
| | | 200 | 2005.000* | 34.386 | .000 | 1919.931 | 2090.069 |
| | 160 | 120 | -1296.000* | 34.386 | .000 | -1381.069 | -1210.931 |
| | | 200 | 709.000* | 34.386 | .000 | 623.931 | 794.069 |
| | 200 | 120 | -2005.000* | 34.386 | .000 | -2090.069 | -1919.931 |
| | | 160 | -709.000* | 34.386 | .000 | -794.069 | -623.931 |

ตาราง 4 (ต่อ)

| Sealer type | (I) Temp | (J) Temp | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. ^b | 95% Confidence Interval for Difference ^b | |
|-----------------|----------|----------|-----------------------------|------------|-------------------|--|-------------|
| | | | | | | Lower Bound | Upper Bound |
| Ceraseal | 120 | 160 | 45.000 [*] | 34.386 | .482 | -40.069 | 130.069 |
| | | 200 | 132.000 [*] | 34.386 | .001 | 46.931 | 217.069 |
| | 160 | 120 | -45.000 | 34.386 | .482 | -130.069 | 40.069 |
| | | 200 | 87.000 [*] | 34.386 | .044 | 1.931 | 172.069 |
| | 200 | 120 | -132.000 [*] | 34.386 | .001 | -217.069 | -46.931 |
| | | 160 | -87.000 [*] | 34.386 | .044 | -172.069 | -1.931 |
| Endoseal MTA | 120 | 160 | 930.000 [*] | 34.386 | .000 | 844.931 | 1015.069 |
| | | 200 | 1007.000 [*] | 34.386 | .000 | 921.931 | 1092.069 |
| | 160 | 120 | -930.000 [*] | 34.386 | .000 | -1015.069 | -844.931 |
| | | 200 | 77.000 | 34.386 | .087 | -8.069 | 162.069 |
| | 200 | 120 | -1007.000 [*] | 34.386 | .000 | -1092.069 | -921.931 |
| | | 160 | -77.000 | 34.386 | .087 | -162.069 | 8.069 |
| iRoot SP | 120 | 160 | 252.000 [*] | 34.386 | .000 | 166.931 | 337.069 |
| | | 200 | 348.000 [*] | 34.386 | .000 | 262.931 | 433.069 |
| | 160 | 120 | -252.000 [*] | 34.386 | .000 | -337.069 | -166.931 |
| | | 200 | 96.000 [*] | 34.386 | .022 | 10.931 | 181.069 |
| | 200 | 120 | -348.000 [*] | 34.386 | .000 | -433.069 | -262.931 |
| | | 160 | -96.000 [*] | 34.386 | .022 | -181.069 | -10.931 |

| Temp | (I) Sealer type | (J) Sealer type | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. ^b | 95% Confidence Interval for Difference ^b | |
|------|-----------------|-----------------|------------------------|------------|-------------------|---|-------------|
| | | | | | | Lower Bound | Upper Bound |
| 120 | AH Plus | Ceraseal | 2573.000 [*] | 34.386 | .000 | 2478.646 | 2667.354 |
| | | Endoseal MTA | 1794.000 [*] | 34.386 | .000 | 1699.646 | 1888.354 |
| | | iRoot SP | 1398.000 [*] | 34.386 | .000 | 1303.646 | 1492.354 |
| | Ceraseal | AH Plus | -2573.000 [*] | 34.386 | .000 | -2667.354 | -2478.646 |
| | | Endoseal MTA | -779.000 [*] | 34.386 | .000 | -873.354 | -684.646 |
| | | iRoot SP | -1175.000 [*] | 34.386 | .000 | -1269.354 | -1080.646 |
| | Endoseal MTA | AH Plus | -1794.000 [*] | 34.386 | .000 | -1888.354 | -1699.646 |
| | | Ceraseal | 779.000 [*] | 34.386 | .000 | 684.646 | 873.354 |
| | | iRoot SP | -396.000 [*] | 34.386 | .000 | -490.354 | -301.646 |
| | iRoot SP | AH Plus | -1398.000 [*] | 34.386 | .000 | -1492.354 | -1303.646 |
| | | Ceraseal | 1175.000 [*] | 34.386 | .000 | 1080.646 | 1269.354 |
| | | Endoseal MTA | 396.000 [*] | 34.386 | .000 | 301.646 | 490.354 |
| 160 | AH Plus | Ceraseal | 1322.000 [*] | 34.386 | .000 | 1227.646 | 1416.354 |
| | | Endoseal MTA | 1428.000 [*] | 34.386 | .000 | 1333.646 | 1522.354 |
| | | iRoot SP | 354.000 [*] | 34.386 | .000 | 259.646 | 448.354 |
| | Ceraseal | AH Plus | -1322.000 [*] | 34.386 | .000 | -1416.354 | -1227.646 |
| | | Endoseal MTA | 106.000 [*] | 34.386 | .020 | 11.646 | 200.354 |
| | | iRoot SP | -968.000 [*] | 34.386 | .000 | -1062.354 | -873.646 |
| | Endoseal MTA | AH Plus | -1428.000 [*] | 34.386 | .000 | -1522.354 | -1333.646 |
| | | Ceraseal | -106.000 [*] | 34.386 | .020 | -200.354 | -11.646 |
| | | iRoot SP | -1074.000 [*] | 34.386 | .000 | -1168.354 | -979.646 |
| | iRoot SP | AH Plus | -354.000 [*] | 34.386 | .000 | -448.354 | -259.646 |
| | | Ceraseal | 968.000 [*] | 34.386 | .000 | 873.646 | 1062.354 |
| | | Endoseal MTA | 1074.000 [*] | 34.386 | .000 | 979.646 | 1168.354 |

| Temp | (I) Sealer type | (J) Sealer type | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. ^b | 95% Confidence Interval for Difference ^b | |
|------|-----------------|-----------------|------------------------|------------|-------------------|---|-------------|
| | | | | | | Lower Bound | Upper Bound |
| 200 | AH Plus | Ceraseal | 700.000 [*] | 34.386 | .000 | 605.646 | 794.354 |
| | | Endoseal MTA | 796.000 [*] | 34.386 | .000 | 701.646 | 890.354 |
| | | iRoot SP | -259.000 [*] | 34.386 | .000 | -353.354 | -164.646 |
| | Ceraseal | AH Plus | -700.000 [*] | 34.386 | .000 | -794.354 | -605.646 |
| | | Endoseal MTA | 96.000 [*] | 34.386 | .044 | 1.646 | 190.354 |
| | | iRoot SP | -959.000 [*] | 34.386 | .000 | -1053.354 | -864.646 |
| | Endoseal MTA | AH Plus | -796.000 [*] | 34.386 | .000 | -890.354 | -701.646 |
| | | Ceraseal | -96.000 [*] | 34.386 | .044 | -190.354 | -1.646 |
| | | iRoot SP | -1055.000 [*] | 34.386 | .000 | -1149.354 | -960.646 |
| | iRoot SP | AH Plus | 259.000 [*] | 34.386 | .000 | 164.646 | 353.354 |
| | | Ceraseal | 959.000 [*] | 34.386 | .000 | 864.646 | 1053.354 |
| | | Endoseal MTA | 1055.000 [*] | 34.386 | .000 | 960.646 | 1149.354 |



ตาราง 5 การวิเคราะห์ด้วยสถิติ Two-Way ANOVA และ Sidak tests เพื่อเปรียบเทียบระยะเวลา
ไหลแห้งของซีลเลอร์เมื่อได้รับความร้อน

| Source | Type III Sum of Squares | df | Mean Square | F | Sig. |
|-----------------|-------------------------|----|-------------|-----------|------|
| Corrected Model | 348.013 ^a | 11 | 31.638 | 31.214 | .000 |
| Intercept | 41511.526 | 1 | 41511.526 | 40955.393 | .000 |
| Sealer | 103.895 | 3 | 34.632 | 34.168 | .000 |
| Temp | 99.547 | 2 | 49.774 | 49.107 | .000 |
| Sealer * Temp | 144.570 | 6 | 24.095 | 23.772 | .000 |
| Error | 48.652 | 48 | 1.014 | | |
| Total | 41908.191 | 60 | | | |
| Corrected Total | 396.665 | 59 | | | |

| Sealer type | (I) Temp | (J) Temp | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. ^b | 95% Confidence Interval for Difference ^b | |
|-------------|----------|----------|-----------------------|------------|-------------------|---|-------------|
| | | | | | | Lower Bound | Upper Bound |
| AH Plus | 120 | 160 | 2.599 [*] | .637 | .001 | 1.023 | 4.174 |
| | | 200 | 3.677 [*] | .637 | .000 | 2.101 | 5.252 |
| | 160 | 120 | -2.599 [*] | .637 | .001 | -4.174 | -1.023 |
| | | 200 | 1.078 | .637 | .263 | -.497 | 2.653 |
| | 200 | 120 | -3.677 [*] | .637 | .000 | -5.252 | -2.101 |
| | | 160 | -1.078 | .637 | .263 | -2.653 | .497 |
| Ceraseal | 120 | 160 | 7.365 [*] | .637 | .000 | 5.790 | 8.940 |
| | | 200 | 8.321 [*] | .637 | .000 | 6.745 | 9.896 |
| | 160 | 120 | -7.365 [*] | .637 | .000 | -8.940 | -5.790 |
| | | 200 | .955 | .637 | .364 | -.620 | 2.531 |
| | 200 | 120 | -8.321 [*] | .637 | .000 | -9.896 | -6.745 |
| | | 160 | -.955 | .637 | .364 | -2.531 | .620 |

ตาราง 5 (ต่อ)

| Sealer type | (I) Temp | (J) Temp | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. ^b | 95% Confidence Interval for Difference ^b | |
|-------------|----------|----------|-----------------------|------------|-------------------|---|-------------|
| | | | | | | Lower Bound | Upper Bound |
| | | | | | | Endoseal MTA | 120 |
| | | 200 | -.430 | .637 | .877 | -2.005 | 1.145 |
| | 160 | 120 | .451 | .637 | .861 | -1.125 | 2.026 |
| | | 200 | .021 | .637 | 1.000 | -1.554 | 1.596 |
| | 200 | 120 | .430 | .637 | .877 | -1.145 | 2.005 |
| | | 160 | -.021 | .637 | 1.000 | -1.596 | 1.554 |
| iRoot SP | 120 | 160 | .010 | .637 | 1.000 | -1.566 | 1.585 |
| | | 200 | .367 | .637 | .919 | -1.208 | 1.942 |
| | 160 | 120 | -.010 | .637 | 1.000 | -1.585 | 1.566 |
| | | 200 | .357 | .637 | .925 | -1.218 | 1.932 |
| | 200 | 120 | -.367 | .637 | .919 | -1.942 | 1.208 |
| | | 160 | -.357 | .637 | .925 | -1.932 | 1.218 |

| Temp | (I) Sealer type | (J) Sealer type | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. ^b | 95% Confidence Interval for Difference ^b | |
|------|-----------------|-----------------|-----------------------|------------|-------------------|---|-------------|
| | | | | | | Lower Bound | Upper Bound |
| | | | | | | 120 | AH Plus |
| | | Endoseal MTA | 3.065 [*] | .637 | .000 | 1.318 | 4.812 |
| | | iRoot SP | 2.068 [*] | .637 | .013 | .321 | 3.815 |
| | Ceraseal | AH Plus | 5.856 [*] | .637 | .000 | 4.109 | 7.603 |
| | | Endoseal MTA | 8.921 [*] | .637 | .000 | 7.173 | 10.668 |
| | | iRoot SP | 7.924 [*] | .637 | .000 | 6.177 | 9.671 |
| | Endoseal | AH Plus | -3.065 [*] | .637 | .000 | -4.812 | -1.318 |
| | MTA | Ceraseal | -8.921 [*] | .637 | .000 | -10.668 | -7.173 |
| | | iRoot SP | -.997 | .637 | .548 | -2.744 | .750 |
| | iRoot SP | AH Plus | -2.068 [*] | .637 | .013 | -3.815 | -.321 |
| | | Ceraseal | -7.924 [*] | .637 | .000 | -9.671 | -6.177 |
| | | Endoseal MTA | .997 | .637 | .548 | -.750 | 2.744 |

ตาราง 5 (ต่อ)

| Temp | (I) Sealer type | (J) Sealer type | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. ^b | 95% Confidence Interval for Difference ^b | |
|------|-----------------|-----------------|-----------------------|------------|-------------------|---|-------------|
| | | | | | | Lower Bound | Upper Bound |
| | | | | | | 160 | AH Plus |
| | | Endoseal MTA | .016 | .637 | 1.000 | -1.731 | 1.763 |
| | | iRoot SP | -.521 | .637 | .961 | -2.268 | 1.226 |
| | Ceraseal | AH Plus | 1.089 | .637 | .446 | -.658 | 2.836 |
| | | Endoseal MTA | 1.105 | .637 | .429 | -.642 | 2.852 |
| | | iRoot SP | .568 | .637 | .941 | -1.179 | 2.316 |
| | Endoseal | AH Plus | -.016 | .637 | 1.000 | -1.763 | 1.731 |
| | MTA | Ceraseal | -1.105 | .637 | .429 | -2.852 | .642 |
| | | iRoot SP | -.536 | .637 | .955 | -2.284 | 1.211 |
| | iRoot SP | AH Plus | .521 | .637 | .961 | -1.226 | 2.268 |
| | | Ceraseal | -.568 | .637 | .941 | -2.316 | 1.179 |
| | | Endoseal MTA | .536 | .637 | .955 | -1.211 | 2.284 |
| 200 | AH Plus | Ceraseal | -1.212 | .637 | .323 | -2.959 | .535 |
| | | Endoseal MTA | -1.042 | .637 | .498 | -2.789 | .706 |
| | | iRoot SP | -1.242 | .637 | .297 | -2.989 | .506 |
| | Ceraseal | AH Plus | 1.212 | .637 | .323 | -.535 | 2.959 |
| | | Endoseal MTA | .170 | .637 | 1.000 | -1.577 | 1.917 |
| | | iRoot SP | -.030 | .637 | 1.000 | -1.777 | 1.717 |
| | Endoseal | AH Plus | 1.042 | .637 | .498 | -.706 | 2.789 |
| | MTA | Ceraseal | -.170 | .637 | 1.000 | -1.917 | 1.577 |
| | | iRoot SP | -.200 | .637 | 1.000 | -1.947 | 1.547 |
| | iRoot SP | AH Plus | 1.242 | .637 | .297 | -.506 | 2.989 |
| | | Ceraseal | .030 | .637 | 1.000 | -1.717 | 1.777 |
| | | Endoseal MTA | .200 | .637 | 1.000 | -1.547 | 1.947 |

ประวัติผู้เขียน

| | |
|-------------------|--|
| ชื่อ-สกุล | อริสา ยืนยงพัฒนะกุล |
| วัน เดือน ปี เกิด | 9 พฤษภาคม 2534 |
| สถานที่เกิด | กรุงเทพ |
| วุฒิการศึกษา | ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต มหาวิทยาลัยขอนแก่น วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต (ทันตกรรมคลินิก) มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ |
| ที่อยู่ปัจจุบัน | 88/15 ซอยวัดประชากระบือธรรม แขวงถนนนครไชยศรี เขตดุสิต จังหวัด กรุงเทพมหานคร 10300 |

