การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงกดอัดและการปลดปล่อยฟลูออไรด์ในซีเมนต์ทางทันตกรรมที่มีฟลูออไรด์เป็นส่วนประกอบ

THE STUDY OF CORRELATION BETWEEN COMPRESSIVE STRENGTH AND FLUORIDE RELEASE OF FLUORIDE CONTAINING DENTAL CEMENTS

ณัฐฐาภรณ์ นาคพิน[1] *ปิยะนารถ เอกวรพจน์*[1]* *เอกรัฐ มีชูวาศ*[2]

Natthaporn Nakpin[1], *Piyanart Ekworapoj*[1]*, *Ekarat Meechoowas*[2]

[1]*ภาควิชาทันตกรรมทั่วไป คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ*

[1]*Department of general dentistry, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University.*

[2]*กรมวิทยาศาสตร์บริการ กระทรวงการอุดมศึกษา วิทยาศาสตร์ วิจัยและนวัตกรรม*

[2]*Department of Science Service, Ministry of Higher Education, Science, Research and Innovation.*

**Corresponding author, e-mail: piyanart@g.swu.ac.th*

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อประเมินความแข็งแรงกดอัด(CS) ความสามารถในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ (CumF) และความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติดังกล่าว ของซีเมนต์ทางทันตกรรมประเภทที่มีฟลูออไรด์เป็นองค์ประกอบ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: ซีเมนต์ที่มีฟลูออไรด์เป็นส่วนประกอบ ได้แก่ กลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิม (GIC) เรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ (RMGIC) ซึ่งเป็นซีเมนต์ที่มีองค์ประกอบหลักเป็นแก้วอะลูมิโนซิลิเกต และซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์ (ZnP) ซิงก์พอลิคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ (ZnPo) ที่มีองค์ประกอบหลักเป็นซิงก์ออกไซด์ ได้รับการประเมินค่า CS เป็นไปตามข้อกำหนดการทดสอบตามมาตรฐานสากลสำหรับวัสดุประเภทซีเมนต์ทางทันตกรรม (ISO 9917-1: 2007) ด้วยเครื่องทดสอบสากล (LLOYD-LR10K, England) และประเมินค่า CumF ในเวลา 24 ชั่วโมง ด้วยวิธีวัดแบบเจาะจงไอออนฟลูออไรด์ (Fluoride Ion Selective Electrode (F-ISE)) นำค่าเฉลี่ยความแข็งแรงกดอัดและปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์ มาวิเคราะห์ด้วยสถิติ One-way ANOVA และ Scheffe's Method ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ($p < 0.05$) และวิเคราะห์สหสัมพันธ์ (Correlation Analysis) ระหว่างคุณสมบัติที่กล่าวมา ด้วยสถิติ แบบการถดถอยเชิงเส้น (Linear regression) และสัมประสิทธิสหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson product-moment correlation coefficient)

ผลการทดลอง: ค่าเฉลี่ย CS ของซีเมนต์ที่ใช้ทดสอบ อยู่ระหว่าง 45-165 เมกะปาสคาล ในขณะที่ CumF อยู่ระหว่าง 2.3-7.9 ppm ซีเมนต์กลุ่ม GIC ที่มีการเติมผงแก้วไฮบริด มีค่า CS มากที่สุด (165 เมกะปาสคาล) เมื่อเทียบกับซีเมนต์กลุ่ม RMGIC พบว่าไม่แตกต่างกันทางสถิติ (p=0.11) และขณะที่ค่า CumF ในกลุ่ม RMGIC ต่ำกว่าซีเมนต์ทุกกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญ (p=0.00) ซีเมนต์กลุ่ม GIC ให้ค่า CumF สูงที่สุด(7.9 ppm) อย่างมีนัยสำคัญ (p=0.00) ความสัมพันธ์ระหว่าง CS และ CumF ของซีเมนต์ทุกกลุ่มแสดงความสัมพันธ์กันทางลบ (r=-0.698)

สรุป: ค่าความแข็งแรงกดอัดของซีเมนต์ทางทันตกรรมที่มีฟลูออไรด์เป็นส่วนประกอบแปรผกผันกับ

ปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์

คำสำคัญ: ซีเมนต์ทางทันตกรรม ค่าความแข็งแรงกดอัด การปลดปล่อยฟลูออไรด์

Abstract

Objective: To evaluate compressive strength (CS) and ability to release fluoride (CumF) of dental cements containing fluoride. The correlation between compressive strength and fluoride release in 24 h also is studied.

Materials and Methods: Fluoride containing dental cement used in this study are Zinc Phosphate cement (ZnP), Polycarboxylate cement (ZnPoly), Conventional glass ionomer cement (GIC) and Resin-modified glass ionomer cement (RMGIC). CS was evaluated following International Standard Organization (ISO 9917-1:2007) by universal testing machine (LLOYD instrument, England). Cumulative fluoride ions (CumF) were determined by Fluoride Ion Selective Electrode (F-ISE) (HI-4110 electrode and HI-5222-02 meter, HANNA instruments, UK). Data analysis were performed by using one-way ANOVA, Scheffe's Method ($p<0.05$) and correlation between the two properties.

Results: The average compressive strength of cement is between 45-165 MPa and the average of fluoride release in 24 hours is between 2.3-7.9 ppm. From the statistical analysis found that the GIC with improving of glass hybrid had the highest compressive strength (165 MPa) while the fluoride release at 24 h of RMGIC was significantly lower than all cement groups (p=0.00). The fluoride release at 24 h of GIC was significantly higher than all cement groups (p=0.00). A negative linear correlation was found between the compressive strength and fluoride release (r = -0.698).

Conclusions: CS of fluoride containing cements had an inversely variation to the fluoride releasing.

Keywords: Dental cement, compressive strength, fluoride release

บทนำ

ซีเมนต์ทางทันตกรรม หมายถึง สารที่เมื่อมีการแข็งตัวแล้วสามารถทำหน้าที่เป็นวัสดุรองพื้น (liner) วัสดุฐาน (base) วัสดุอุดฟัน (filling material) หรือเป็นวัสดุเชื่อมยึด (luting) ระหว่างโครงสร้างของฟันและชิ้นงานบูรณะต่าง ๆ ได้แก่ ครอบฟัน สะพานฟัน อุปกรณ์อื่น ๆ เช่น เครื่องมือจัดฟันแบบติดแน่น (orthodontic bracket) หรือหลักยึดรากเทียม (Implant abutment) เป็นต้น ซีเมนต์ทางทันตกรรมมีคุณสมบัติที่หลากหลายจึงทำให้มีการใช้งานในทางคลินิกอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน [1] การแบ่งชนิดของซีเมนต์ทางทันตกรรมสามารถแบ่งได้หลากหลายกลุ่ม เช่น แบ่งตามองค์ประกอบหลักทางเคมี อายุการใช้งานของการบูรณะ และรูปแบบการใช้งานทางคลินิก เป็นต้น

ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ เป็นคุณสมบัติที่สำคัญ นอกเหนือจากคุณสมบัติทางกายภาพและคุณสมบัติทางกล เมื่อนำซีเมนต์มาใช้งานภายในช่องปาก ไม่ควรก่อให้เกิดภยันอันตรายต่อโพรงประสาทฟันและเนื้อเยื่อภายในช่องปาก มีความหนาของแผ่นฟิล์มที่เหมาะสมในการใช้งานเป็นวัสดุรองพื้นโพรงประสาทฟันหรือวัสดุยึดติดครอบฟัน มีการละลายตัวต่ำเมื่อใช้เป็นวัสดุอุดฟัน มีระยะเวลาการก่อตัวที่เหมาะสม มีความทึบรังสีเพื่อสามารถ

มองเห็นได้เมื่อตรวจสอบด้วยรังสีเอกซเรย์ มีความแข็งแรงเพียงพอที่จะรับแรงบดเคี้ยว ให้ค่าการยึดติดระหว่างโครงสร้างฟันและชิ้นงานบูรณะที่ดี ทำให้ชิ้นงานบูรณะ คงอยู่และง่ายต่อการใช้งาน[2-4]

ปัจจุบันซีเมนต์ทางทันตกรรมที่ใช้ในทางคลินิกมีหลายชนิด แบ่งตามองค์ประกอบทางเคมี ได้แก่ ซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์ ซิงก์พอลิคาร์บอกซีเลตซีเมนต์ กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ เรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ และเรซินซีเมนต์ [5] โดยซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์และซิงก์พอลิคาร์บอกซีเลตซีเมนต์มีองค์ประกอบหลักของส่วนผงที่คล้ายคลึงกัน ได้แก่ ซิงก์ออกไซด์ (zinc oxide) ซึ่งปัจจุบันมีการใช้ซีเมนต์ชนิดนี้ลดลง เนื่องจากมีข้อเสียหลายประการ เช่น ความเป็นกรดของซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์ที่มากเกินไป ทำให้รบกวนเนื้อเยื่อภายในโพรงฟัน [6] และคุณสมบัติทางกลที่ด้อยกว่าซีเมนต์ชนิดอื่น ๆ [7]

กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ถูกคิดค้นขึ้นในปี 1960[8] และยังคงมีการใช้ในคลินิกจนถึงปัจจุบัน เนื่องจากมีการพัฒนาและปรับปรุงคุณสมบัติของซีเมนต์ชนิดนี้มาอย่างต่อเนื่อง คุณสมบัติที่สำคัญของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ได้แก่ ความสามารถในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้ สามารถใช้งานได้หลากหลายและมีประสิทธิภาพโดยเฉพาะอย่างยิ่งการควบคุมการเกิดฟันผุในทันตกรรมสำหรับเด็ก[9] และความสามารถในการยึดติดกับโครงสร้างของฟันด้วยพันธะเคมี [10] ในขณะเดียวกันกลาสโอโนเมอร์ซีเมนต์เป็นวัสดุมีไวต่อความชื้นและความแข็งแรงต่ำ [11]

ในปัจจุบันได้มีการปรับปรุงคุณสมบัติของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์โดยการปรับเปลี่ยนส่วนน้ำจากกรดพอลิอะคริลิก (polyacylic acid) เป็นโมโนเมอร์ชนิดเมทาไครเลตที่มีหมู่ฟังก์ชั่นสำหรับการเกิดพอลิเมอร์ (polymerizable functional methacrylate) และการเสริมความแข็งแรงด้วยเรซิน (resin reinforced) เพื่อลดความไวต่อความชื้นโดยการบ่มตัวด้วยแสงและเพิ่มความแข็งแรงโดยยังสามารถคงคุณสมบัติในการปลดปล่อยฟลูออไรด์ไว้ได้ ตัวอย่างซีเมนต์ทางการค้าในระบบนี้ ได้แก่ GC Fuji II LC® (GC Corp., Tokyo, Japan) และได้มีการพัฒนากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ให้มีคุณสมบัติทางกลที่ดีขึ้นเพื่อใช้สำหรับเทคนิคการบูรณะฟันแบบทั้งก้อน (Bulk Fil technique) โดยเติมอนุภาคแก้วละเอียดพิเศษที่พัฒนาด้วยเทคโนโลยีแก้วไฮบริด (Glass Hybrid) ในส่วนผงของกลาสไอโอโนเมอร์ ชนิดดั้งเดิม ไม่ต้องการการฉายแสงเพื่อการก่อตัว จัดอยู่ในกลุ่มวัสดุบูรณะฟันที่มีความแข็งแรงสูง (High strength restoratives) ที่ใช้ในการบูรณะบริเวณที่รับแรงบดเคี้ยวสูง เช่น EQUIA Forte® Fil (GC Corp., Tokyo, Japan)

องค์ประกอบหลักของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ได้แก่ ผงแก้วอะลูมิโนซิลิเกต เกิดจากการหลอมรวมตัวระหว่างอะลูมิเนียมและซิลิกาเข้าไปในโครงสร้างส่วนผงของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ รวมถึงแคลเซียมในรูปของแคลเซียมฟลูออไรด์เพื่อช่วยในการหลอมรวมตัวของแก้ว และในระหว่างการเตรียมผงแก้ว ฟลูออไรด์ทำหน้าที่ป้องกันการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน (Oxidation) และสามารถถูกดูดซึมไปยังโครงสร้างของฟันโดยรอบภายหลังการบูรณะ ทำให้ผิวฟันสามารถต้านทานต่อการเกิดฟันผุได้ นอกจากนี้ฟลูออไรด์ยังช่วยลดอุณหภูมิการหลอมเหลวในขณะหลอมแก้ว เพิ่มความแข็งแรงให้กับซีเมนต์และช่วยปรับปรุงคุณสมบัติของซีเมนต์ให้ดียิ่งขึ้น ซีเมนต์ทางทันตกรรมส่วนใหญ่สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ไอออนได้ สามารถลดปัญหาการเกิดฟันผุซ้ำ (Secondary caries)[12] ซึ่งเป็นปัญหาที่พบได้มากที่สุดภายหลังการบูรณะฟัน

ฟลูออไรด์ไอออนมีคุณสมบัติในการยับยั้งการเกิดฟันผุ เนื่องจากฟลูออไรด์สามารถเข้าไปเชื่อมกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapaite) เกิดเป็นโครงสร้างที่เรียกว่า ฟลูออร์อะพาไทต์ (Fluorapatite) ซึ่งสามารถต้านทานต่อการสัมผัสกับกรดได้ดีกว่าไฮดรอกซีอะพาไทต์สามารถยับยั้งการสูญเสียแร่ธาตุและยับยั้งการเจริญเติบโตและการผลิตกรดของเชื้อแบคทีเรีย [13,14] จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าปริมาณฟลูออไรด์ที่เป็นส่วนประกอบในซีเมนต์ไม่ได้มีความสัมพันธ์กับปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์ โดยรูปแบบและปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์นั้นมาจากหลายปัจจัย ได้แก่ ส่วนประกอบอื่น ๆ ภายในซีเมนต์ อัตราส่วนและปฏิกิริยา

ระหว่างส่วนผงและส่วนเหลว เป็นต้น [15] โดยในปัจจุบันมีการเติมฟลูออไรด์และแร่ธาตุอื่นในซีเมนต์ทางทันตกรรมเพื่อหวังผลในการลดการเกิดฟันผุซ้ำของเนื้อฟันภายใต้วัสดุบูรณะ เช่น สตรอนเชียม (Strontium) โดยพบว่าทำให้เกิดการพอกแร่ธาตุ (mineralization) ของฟันเนื่องจากมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับแคลเซียม [16]

การศึกษาก่อนหน้าพบว่าซีเมนต์ที่มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ในปริมาณมากให้ค่าความแข็งแรงกดอัด (Compressive strength)ต่ำ โดย Xu และคณะในปี 2003 พบว่าวัสดุชนิดเรซินคอมโพสิต (Tetric Ceram, Solitaire และ SureFil) ซึ่งมีค่าความแข็งแรงระหว่าง 265-290 เมกะปาสคาล และปริมาณฟลูออไรด์สะสมที่ 21 วันอยู่ระหว่าง 8-51 ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ในขณะที่กลาสไอโอโนเมอร์ (Ketac-Molar, Ketac-Silver และ Miracle Mix) มีค่าความแข็งแรงระหว่าง 117-184 เมกะปาสคาล แต่มีปริมาณฟลูออไรด์สะสมที่ 21 วันอยู่ระหว่าง 132-398 ไมโครกรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ทั้งนี้เนื่องมาจากภายในเรซินคอมโพสิตมีองค์ประกอบเป็นแบเรียมอะลูมิโนฟลูออโรซิลิเกต และอิตเทรียมไตรฟลูออไรด์ (Yttrium trifluoride) ซึ่งมีความสามารถในการละลายน้อยกว่าแคลเซียมอะลูมิโนฟลูออโรซิลิเกต ซึ่งเป็นองค์ประกอบของกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ซึ่งซีเมนต์ที่มีการละลายตัวขององค์ประกอบภายในสูงจะทำให้เกิดรูพรุนภายในมากกว่า อาจส่งผลต่อคุณสมบัติทางกลของซีเมนต์ ได้แก่ ความแข็งแรงกดอัด ความแข็งผิว ความสามารถในการต้านทานการสึกกร่อน[17] ซึ่งจากการศึกษาดังกล่าวเป็นการเปรียบเทียบระหว่างวัสดุเรซินคอมโพสิตและกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ซึ่งเป็นวัสดุบูรณะฟันที่มีองค์ประกอบหลักที่แตกต่างกัน ทำให้มีความแข็งแรงที่แตกต่างกัน และอาจส่งผลให้รูปแบบรวมถึงปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์นั้นมีความแตกต่างกัน

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

การศึกษานี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินความแข็งแรงการกดอัด และปริมาณฟลูออไรด์ที่ปลดปล่อยแบบสะสม ในเวลา 24 ชั่วโมง รวมถึงความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงกดอัดที่เป็นคุณสมบัติทางกลที่สำคัญและปริมาณฟลูออไรด์ของกลุ่มซีเมนต์ที่มีองค์ประกอบหลักคือแก้วฟลูออโรอะลูมิโนซิลิเกตและซิงก์ออกไซด์ ซึ่งเป็นซีเมนต์ทางทันตกรรมที่มีการเติมฟลูออไรด์ทำให้สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาจากซีเมนต์เพื่อช่วยป้องกันฟันผุได้

วิธีดำเนินการวิจัย

วัสดุ

การศึกษานี้ ใช้ซีเมนต์ 2 กลุ่มแบ่งตามส่วนประกอบหลัก คือ กลุ่มที่มีซิงก์ออกไซด์เป็นส่วนประกอบหลัก ได้แก่ ซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์ (ZnP) และซิงก์พอลิคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ (ZnPoly) ที่มีแทนนินฟลูออไรด์ (Tannin Fluoride) เป็นส่วนประกอบ รูปแบบการนำจ่ายเป็นแบบสองขวด (Two bottle powder and liquid) ผสมมือ จากบริษัทผู้ผลิตเดียวกัน และกลุ่มที่ไม่ได้มีซิงก์ออกไซด์เป็นส่วนประกอบหลัก ได้แก่ กลาสไอโอโนเมอร์ ทั้งชนิดดั้งเดิม(GIC) และชนิดปรับปรุงด้วยเรซิน (RMGIC) โดย GIC มีทั้งชนิดที่ใช้เป็นสารเชื่อมยึดสำหรับยึดติดชิ้นงานบูรณะฟัน (Fuji I™, GC Corp., Japan) ชนิดที่ใช้เป็นวัสดุบูรณะฟัน (Fuji IX™ และ Fuji IX GP Extra capsule™, GC Corp., Japan) และGIC ที่มีการเติมส่วนผสมของแก้วไฮบริด (EQUIA Forte® Fil, GC EU., Leuven Belgium) ส่วนของRMGIC เป็นชนิดที่ใช้เป็นวัสดุบูรณะฟัน (Fuji II™ และ Fuji II LC capsule™, GC Corp., Japan) รายละเอียดของซีเมนต์ที่ใช้ในการทดลองนี้ รวมถึงลักษณะการใช้งานทางคลินิก ส่วนประกอบในส่วนผงและน้ำ และอัตราส่วนผสม ดังแสดงในภาพที่ 1 และตารางที่ 1

ก. ข. ค.

ภาพที่ 1 ก. ซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์ (Zinc phosphate cement, ZnP) ข. ซิงก์พอลิคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ (Polycarboxylate cement, ZnPoly) ค. กลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิมที่มีการเติมส่วนผสมของแก้วไฮบริด (EQUIA Forte® Fil)

การประเมินความแข็งแรงกดอัด (Compressive strength)

การเตรียมชิ้นงานตัวอย่าง

การผสมซีเมนต์แต่ละชนิดผสมตามอัตราส่วนและวิธีการที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด และขึ้นรูปเตรียมชิ้นซีเมนต์ทดสอบรูปทรงกระบอก โดยใส่ซีเมนต์ที่ผสมแล้วในแม่พิมพ์โลหะไร้สนิมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร สูง 6 มิลลิเมตร กลุ่มละ 5 ชิ้น ไล่ฟองอากาศด้วยแม่แรงอัด (screw clamp) เป็นเวลา 1 ชั่วโมง ตามข้อกำหนดในการเตรียมชิ้นซีเมนต์ทดสอบของการทดสอบสากลสำหรับวัสดุประเภทซีเมนต์ทางทันตกรรม (ISO 9917-1) โดย ภายหลัง 1 ชั่วโมง นำชิ้นซีเมนต์ทดสอบออกจากแม่พิมพ์โลหะไร้สนิม ตรวจสอบชิ้นซีเมนต์ว่าไม่มีฟองอากาศ หรือการแตกหักของชิ้นซีเมนต์ และนำชิ้นซีเมนต์ทดสอบไปแช่น้ำที่ปราศจากไอออน (Deionized water) ในตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Contherm incubator digital series; Contherm Scientific Ltd, New Zealand) 37 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 24 ชั่วโมง

การทดสอบด้วยเครื่องทดสอบแรงดึงแรงกด

การทดสอบความแข็งแรงกดอัด เป็นไปตามข้อกำหนดการทดสอบสากลสำหรับวัสดุประเภทซีเมนต์ทางทันตกรรม (ISO 9917-1) โดยหลังจากเก็บชิ้นซีเมนต์ทดสอบที่แช่น้ำที่ปราศจากไอออนเป็นเวลา 24 ชั่วโมงแล้ว นำมาวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้วยอุปกรณ์วัดเส้นผ่านศูนย์กลาง (digital caliper, Mitutoyo Co., Japan) และทำการทดสอบค่ากำลังรับแรงอัดของชิ้นซีเมนต์ตัวอย่าง ด้วยเครื่องทดสอบแรงดึงและแรงกด (Lloyd รุ่น LR10K, LLOYD Instruments, England) ใช้ความเร็วหัวกดเป็น 0.75 มิลลิเมตรต่อนาที ขนาดน้ำหนักของหัวกด (load cell) 10 กิโลนิวตัน (10 kN load cell) ตามมาตรฐาน ISO 9917-1:2007 จนกระทั่งชิ้นงานแตกหัก และคำนวณกำลัง บันทึกค่าแรงที่ได้ และนำมาคำนวณโดยใช้สมการ

$$C = 4p/\pi d^2$$

เมื่อ C คือ ค่าความแข็งแรงกดอัด (เมกะปาสคาล)
p คือ แรงสูงสุดที่ทำให้ชิ้นงานแตก (นิวตัน)
d คือ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของชิ้นทดสอบ (มิลลิเมตร)

การประเมินปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์

เตรียมชิ้นงานตัวอย่างซีเมนต์ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร สูง 6 มิลลิเมตร ในแบบเดียวกับการเตรียมชิ้นงานสำหรับการทดสอบความแข็งแรงกดอัด ทั้ง 8 กลุ่ม กลุ่มละ 5 ตัวอย่าง มาแช่ในน้ำปราศจากไอออนปริมาตร 50 มิลลิลิตร เก็บชิ้นงานในตู้ควบคุมอุณหภูมิ (Contherm incubator digital series; Contherm Scientific Ltd, New Zealand) 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนนำมาวัดปริมาณฟลูออไรด์ (ppm) โดยนำน้ำที่ทำการแช่ชิ้นซีเมนต์ดังกล่าวเติมสารละลายบัฟเฟอร์สำหรับปรับความแรงไอออน (total ionic strength adjuster buffer : TISAB III) เป็นตัวช่วยในการวิเคราะห์ให้ได้ปริมาณฟลูออไรด์ที่มีความถูกต้องปริมาตร 5 มิลลิลิตร ก่อนทำการวัดปริมาณฟลูออไรด์ทำการสอบเทียบหัววัดฟลูออไรด์แบบหัววัดรวม (HI-4110 HANNA FLUORIDE COMBINATION ION SELECTIVE ELECTRODE (ISE) HANNA instruments, UK) ด้วยสารละลายฟลูออไรด์มาตรฐาน (Fluoride standard) ความเข้มข้น 1,10 และ 100 ppm จากนั้นทำการวัดปริมาณฟลูออไรด์ด้วยหัววัดฟลูออไรด์ และเครื่องมิเตอร์วัดฟลูออไรด์ (HI-5222-02 Research Grade pH/ORP/ISE/Temperature Meter, HANNA instruments, UK) และคำนวณค่าเฉลี่ยปริมาณฟลูออไรด์สะสมที่ 24 ชั่วโมงของซีเมนต์ในแต่ละกลุ่ม

การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

นำค่าเฉลี่ยความแข็งแรงกดอัด และค่าการปลดปล่อยฟลูออไรด์ในแต่ละกลุ่มมาวิเคราะห์ผลทางสถิติ โดยใช้การวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way ANOVA) และเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มด้วยวิธีของเชฟเฟ่ (Scheffe's Method) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 (p<0.05) และวิเคราะห์สหสัมพันธ์ (Correlation Analysis) โดยใช้สถิติ 2 ตัวแบบการถดถอยเชิงเส้น (The linear regression) และค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน (Pearson product-moment correlation coefficient, r) การแปลผลจะดูที่ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของกลุ่มตัวอย่าง โดยค่า r ที่เป็นบวก หมายถึงการมีความสัมพันธ์กันไปในทิศทางเดียวกัน และค่า r ที่เป็นลบการมีความสัมพันธ์กันไปในทิศทางตรงกันข้าม และประเมินค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เพื่อบอกระดับหรือขนาดของความสัมพันธ์ โดยใช้โปรแกรม IBM SPSS Statistics version 24

ตารางที่ 1 แสดงซีเมนต์แต่ละชนิด รูปแบบการใช้งาน และส่วนประกอบ

ซีเมนต์ทางการค้า/ บริษัทผู้ผลิต	รูปแบบ การใช้งาน	ส่วนประกอบ (P;Powder, L;Liquid)	อัตราส่วน P/L (g/g)	เลขที่ผลิต
1. กลาสไอโอโนเมอร์ (Fuji I™) GC Corp., Japan	สารเชื่อมยึดวัสดุรองพื้น	P: Fluoro-alumino-silicate glass L: Polyacrylic acid	1.8/1.0	1702271
2. เรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ (Fuji II™) GC Corp., Japan	วัสดุรองพื้น วัสดุอุดฟัน	P: Aluminum–silicate glass, pigments L: Polyacrylic acid, distilled water, hydroxylmetyl methacrylate	3.2/1.0	1704241
3. เรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ (Fuji II LC capsule™) GC Corp., Japan	วัสดุรองพื้น วัสดุอุดฟัน	P: Fluoro-alumino-silicate glass L: HEMA, Distilled water, Polyacrylic acid, Tartaric acid, Camphorquinone	3.3/1.0	1706141
4. กลาสไอโอโนเมอร์ (Fuji IX™) GC Corp., Japan	วัสดุรองพื้น วัสดุอุดฟัน	P: Fluoro–alumino–silicate glass, polyacrylic acid powder, iron oxide, titanium dioxide	3.6/1.0	1704041

		P: polyacrylic acid aqueous solution, distilled water, tartaric acid		
5. กลาสไอโอโนเมอร์ (Fuji IX GP Extra capsule™) GC Corp., Japan	วัสดุรองพื้น วัสดุบูรณะ	P: Fluoro-alumino-silicate glass, Polyacrylic acid L: Polyacrylic acid Distilled water, Tartaric acid, Polybasic Carboxylic acid	3.6/1.0	1708012
6. กลาสไอโอโนเมอร์ (EQUIA® Forte Fil) GC EU., Leuven Belgium	วัสดุบูรณะ	P: Fluoro-alumino-silicate glass, polyacrylic acid, iron oxide L: Polybasic carboxylic acid, water	3.0/1.0	1701241
7. ซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์ (Hybond Zinc phosphate cement) SHOFU INC., Japan	สารเชื่อมยึด วัสดุรองพื้น	P: Zinc oxide, Magnesium oxide, Other oxide, Silica, tannin fluoride L: Phosphoric acid, Water, Aluminium phosphate, Aluminum, Zinc	1.5/1.0	031701
8. พอลิคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ (Hybond Polycarboxylate cement) SHOFU INC.,Japan	สารเชื่อมยึด วัสดุรองพื้น	P: Zinc oxide, Magnesium oxide, Barium oxide, tannin fluoride L: Polyacrylic acid, Other carboxylic acids	1.5/1.0	031701

ผลการวิจัย

ค่าเฉลี่ยความแข็งแรงกดอัด และปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์แบบสะสม 24 ชั่วโมง ของซีเมนต์แต่ละกลุ่ม ดังแสดงในตารางที่ 2 พบว่า ซิงก์ฟอสเฟตซีเมนต์มีค่าความแข็งแรงกดอัดน้อยที่สุด (45 เมกะปาสคาล) ในขณะที่กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ที่มีการเติมผงแก้วไฮบริด (EQUIA Forte® Fil) ให้ค่าความแข็งแรงกดอัดสูงสุด (165 เมกะปาสคาล) โดยเมื่อเปรียบเทียบกับเรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Fuji II LC capsule™) พบว่าไม่แตกต่างกันทางสถิติ (p=0.11) นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบค่าความแข็งแรงกดอัดภายในกลุ่มกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดที่ใช้บูรณะฟัน พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ดั้งเดิมแบบสองขวด ผสมมือ(Fuji IX GP™) มีค่าความแข็งกดอัดที่ต่ำกว่าแบบแคปซูล ผสมด้วยเครื่อง(Fuji IX GP capsule™) อย่างมีนัยสำคัญ (p=0.00) ในขณะที่กลุ่มเรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์แบบสองขวด ผสมมือ (Fuji II LC™) มีค่าความแข็งแรงกดอัดต่ำกว่าแบบแคปซูล(Fuji II LC capsule™) อย่างไม่มีนัยสำคัญ (p=0.835)

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความแข็งแรงกดอัดและการปลดปล่อยฟลูออไรด์ที่ 24 ชั่วโมง

Materials	**Compressive strength (MPa)**	**Cumulative fluoride release(ppm)**
	Mean (SD)	**Mean (SD)**
Fuji I™	56 (3.1)[a]	7.5 (0.18)[a]
Fuji II LC™	154 (2.7)[b]	2.3 (0.12)[b]
Fuji II LC capsule™	158 (4.5)[b,e]	2.3 (0.14)[b]
Fuji IX GP™	103 (2.3)[c]	7.9 (0.22)[a]
Fuji IX GP Extra capsule™	143 (3.4)[d]	5.5 (0.17)[c,d]

EQUIA Forte® Fil capsule	165 (4.0)[e]	2.7 (0.06)[b]
Zinc phosphate cement	45 (2.7)[f]	5.1 (0.25)[c]
Polycarboxylate cement	54 (2.0)[a]	5.9 (0.34)[d]

Mean with difference letters (a,b,…) in the same row were significantly difference (p<0.05)

ค่าปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์เฉลี่ยที่ 24 ชั่วโมง พบว่า GIC (Fuji IX) แบบผสมมือ มีค่า CumF สูงกว่าซีเมนต์ทุกกลุ่มอย่างมีนัยสำคัญ (7.9 ppm) และเป็นซีเมนต์ที่มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์สูงสุด ในขณะที่ RMGIC (Fuji II LC) ทั้งแบบแคปซูล แบบผสมมือ และ EQUIA Forte® Fil มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ที่ไม่แตกต่างกัน (p=0.48-1) เรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ต่ำสุดที่ 24 ชั่วโมง (2.3 ppm) และความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงกดอัดและปริมาณฟลูออไรด์ที่ปลดปล่อยแบบสะสมของซีเมนต์ทั้งหมดแสดงความสัมพันธ์กัน ทางลบ (r=-0.698)

เมื่อพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแข็งแรงกดอัดและปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์ โดยแยกกลุ่มระหว่างซีเมนต์ที่มีองค์ประกอบเป็นแก้วอะลูมิโนซิลิเกต และซิงก์เป็นองค์ประกอบหลัก พบว่าค่าความสัมพันธ์มีค่าสูงขึ้น เมื่อเปรียบเทียบเฉพาะกลุ่มที่มีองค์ประกอบหลักเป็นแก้วอะลูมิโนซิลิเกต (r=-0.863) (ตารางที่ 3) และจากภาพที่ 2 แสดงกราฟความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างตัวแปรต้น (ค่าความแข็งแรงกดอัด) และตัวแปรตาม (ค่าการปลดปล่อยฟลูออไรด์) ของกลุ่มซีเมนต์ที่มีองค์ประกอบหลักเป็นแก้วอะลูมิโนซิลิเกตมีค่ามากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มซีเมนต์ทางทันตกรรมทั้งหมดที่สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์ ซึ่งหมายความว่าองค์ประกอบหลักภายในซีเมนต์นั้นมีผลต่อการทำนายค่าความสัมพันธ์ระหว่างการปลดปล่อยฟลูออไรด์ของซีเมนต์และค่าความแข็งแรงกดอัด โดยแนวโน้มระหว่างค่าการปลดปล่อยฟลูออไรด์และค่าความแข็งแรงกดอัดของซีเมนต์กลุ่มแก้วอะลูมิโนซิลิเกตมีมากกว่าเมื่อเปรียบเทียบร่วมกับซีเมนต์ในกลุ่มซิงก์ออกไซด์

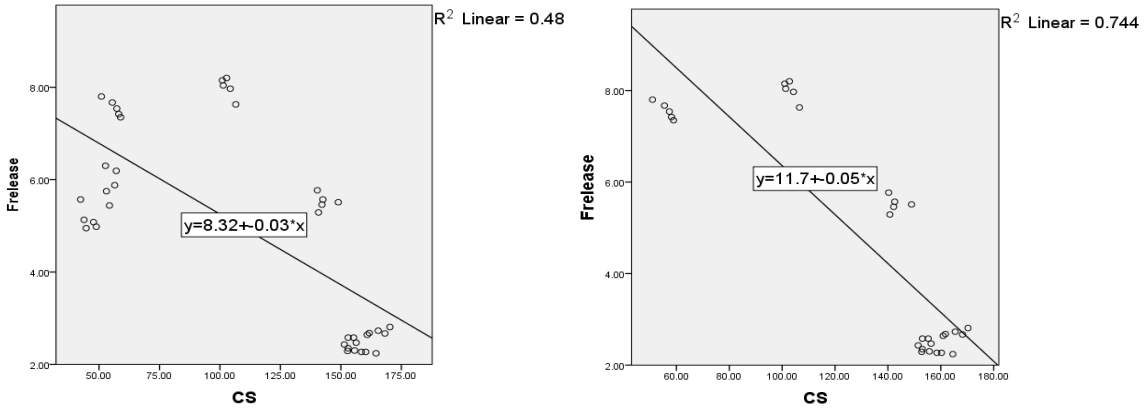
ตารางที่ 3 ค่าสหสัมพันธ์แบบเพียร์สัน ระหว่างค่าความแข็งแรงกดอัดและการปลดปล่อยฟลูออไรด์ที่ 24 ชั่วโมง ในซีเมนต์ทางทันตกรรมที่สามารถปลดปล่อยฟลูออไรด์

		CS[1]	F release[1]	CS[2]	F release [2]
CS	Pearson Correlation	1	-.698**	1	-.863**
	Sig. (2-tailed)		.000		.000
	N	40	40	30	30
F release	Pearson Correlation	-.698**	1	-.863**	1
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	
	N	40	40	30	30

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed)

[1]ซีเมนต์ทางทันตกรรมที่มีส่วนประกอบของฟลูออไรด์ (กลุ่มซิงก์และแก้วอะลูมิโนซิลิเกตเป็นองค์ประกอบหลัก)

[2]ซีเมนต์ทางทันตกรรมที่มีส่วนประกอบของฟลูออไรด์ (เฉพาะกลุ่มแก้วอะลูมิโนซิลิเกตเป็นองค์ประกอบหลัก)



ก. ข.

ภาพที่ 2 (ก) ความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงกดอัดและการปลดปล่อยฟลูออไรด์ เมื่อเปรียบเทียบซีเมนต์ทางทันตกรรมที่มีส่วนประกอบของฟลูออไรด์ (กลุ่มซิงก์และแก้วอะลูมิโนซิลิเกตเป็นองค์ประกอบหลัก)

(ข) ความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงกดอัดและการปลดปล่อยฟลูออไรด์ เมื่อเปรียบเทียบซีเมนต์ทางทันตกรรมที่มีส่วนประกอบของฟลูออไรด์เฉพาะกลุ่มแก้วอะลูมิโนซิลิเกตเป็นองค์ประกอบหลัก

สรุปและอภิปรายผล

ความแข็งแรงของซีเมนต์ทางทันตกรรมนั้นขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย โดยปัจจัยที่มีผลมากที่สุด ได้แก่ องค์ประกอบ โครงสร้างทางเคมีและกระบวนการสร้างสายพอลิเมอร์หรือโครงข่ายไอออนในระหว่างการก่อตัวของซีเมนต์ นอกจากปัจจัยดังกล่าวแล้วปัจจัยอื่น ๆ ที่มีผล ได้แก่ อัตราส่วนระหว่างส่วนผงและส่วนเหลวของซีเมนต์ ขั้นตอนในการผสมซีเมนต์หรือการใส่อนุภาคอื่น ๆ เพื่อเสริมแรงให้กับซีเมนต์ [18] โดยพบว่าอัตราส่วนของผงที่เพิ่มขึ้นภายในซีเมนต์จะทำให้ลดระยะเวลาในการก่อตัวของซีเมนต์ ลดปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์ และความแข็งแรงกดอัดลดลง [19] นอกจากนี้ยังพบว่าระยะเวลาในการแช่ซีเมนต์มีผลทำให้ความแข็งแรงของชิ้นงานมีค่าเพิ่มมากขึ้น จากการศึกษาของ Williams และคณะในปี 1991 ที่พบว่าเรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Fuji II LC®) มีค่าความแข็งแรงกดอัดเพิ่มขึ้นหลังจากการแช่ซีเมนต์ 7 วัน (210 เป็น 217 เมกะปาสคาล) และการศึกษาของ McKenzie และคณะในปี 2003 พบว่าการแช่ซีเมนต์ในสารละลายกรดทำให้ซีเมนต์มีความแข็งแรงเพิ่มขึ้นหลังจากการแช่เป็นเวลา 7 วัน (140 เป็น 168 เมกะปาสคาล) แต่ความแข็งแรงจะลดลงที่ระยะเวลา 1 เดือน [20, 21] จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่าชนิดของซีเมนต์ที่มีค่าความแข็งแรงกดอัดที่สูงที่สุดคือซีเมนต์ในกลุ่มวัสดุบูรณะฟันกลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิมที่มีการพัฒนาผงแก้วชนิดไฮบริดที่ใช้เป็นวัสดุอุดฟัน ซึ่งวัสดุได้รับการพัฒนาให้มีคุณสมบัติความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Moshaverinia และคณะในปี 2019 ที่พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ดั้งเดิมชนิดใหม่นี้ (EQUIA Forte®) มีคุณสมบัติทางกลที่ดีกว่า กลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิม (Fuji IX GP™) ได้แก่ ค่าความต้านทานต่อแรงดัด (Flexural strength) และค่าความแข็งผิว (surface hardness) [22] ส่วนซีเมนต์ที่มีค่าความแข็งแรงกดอัดต่ำที่สุดคือซีเมนต์ในกลุ่มเชื่อมยึดเนื่องจากซีเมนต์ในกลุ่มนี้ต้องอาศัยคุณสมบัติในการไหลแผ่ที่ดี ทำให้มีอัตราส่วนของน้ำมากกว่ากลุ่มอุดฟัน ส่งผลให้ความแข็งแรงของซีเมนต์ลดลง [23] ดังจะเห็นได้จากกลุ่มซีเมนต์ที่มีแก้วอะลูมิโนซิลิเกตเป็นองค์ประกอบหลักนั้นมีความแข็งแรงกดอัดที่สูงกว่ากลุ่มซีเมนต์ที่มีซิงก์ออกไซด์เป็นองค์ประกอบ และอัตราส่วนที่ใช้ในกลุ่มซิงก์ออกไซด์ซีเมนต์ที่มักใช้เป็นสารเชื่อมยึดต้องมีอัตราส่วนของผงที่ต่ำกว่าซีเมนต์กลุ่มอื่น ๆ ส่งผลให้ซีเมนต์มีความแข็งแรงลดลงได้เช่นกัน [7] รูปแบบการผสมของซีเมนต์พบว่ามีในผลต่อความแข็งแรงกดอัดของซีเมนต์ในกลุ่มกลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิม (Fuji IX GP™) ทั้งรูปแบบผสมมือและแบบแคปซูล แม้ว่าจะเป็นซีเมนต์ชนิดเดียวเดียวกัน มี

องค์ประกอบเหมือนกันก็ยังมีความแข็งแรงที่กดอัดที่แตกต่างกัน ทั้งนี้เนื่องมาจากความคลาดเคลื่อนในขณะตวงส่วนผสมและวิธีในการผสม ซึ่งอาจแตกต่างกันไปตามผู้ใช้งาน สอดคล้องกับการศึกษาของ Gustavo และคณะในปี 2013 ที่พบว่าวิธีการผสมก็ส่งผลต่อความแข็งแรงของซีเมนต์ด้วยเช่นกัน แต่ในเรซินมอดิฟายด์กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ (Fuji II LC) ทั้งชนิดผสมมือ และชนิดแคปซูลกลับพบว่าค่าความแข็งแรงกดอัดในซีเมนต์ทั้งสองชนิดไม่แตกต่างกันทางสถิติ [24] สอดคล้องกับการศึกษาของ Oliveira และคณะในปี 2019 ที่พบว่ารูปแบบการผสมซีเมนต์ในกลุ่มเรซินมอดิฟายด์ไม่มีผลต่อความแข็งแรงของซีเมนต์ ทั้งนี้เนื่องมาจากกลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดังกล่าวสามารถบ่มตัวได้ด้วยแสง ซึ่งทำให้ซีเมนต์เกิดปฏิกิริยาได้สมบูรณ์กว่ากลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิม [25]

ผลการศึกษาการปลดปล่อยฟลูออไรด์พบว่าสิ่งที่มีผลต่อการปลดปล่อยฟลูออไรด์นั้นขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย ได้แก่ ขนาดของชิ้นตัวอย่าง คุณภาพและปริมาณสารตัวกลางที่ใช้ในการวัดปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์จากชิ้นตัวอย่าง รวมถึงวิธีการที่ใช้ในการวัดปริมาณฟลูออไรด์ [15, 26-28] โดยนอกจากการปลดปล่อยฟลูออไรด์แล้ว กลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ยังสามารถปลดปล่อยไอออนอื่น ๆ ในขณะที่ส่วนผงของซีเมนต์ทำปฏิกิริยากับกรด เช่น โซเดียม สตรอนเชียม อะลูมิเนียม และแคลเซียมไอออน เป็นต้น [29] ในการศึกษาครั้งนี้พบว่าซีเมนต์ที่มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ที่ระยะเวลา 24 ชั่วโมงมีปริมาณมากที่สุด ได้แก่กลาสไอโอโนเมอร์ชนิดดั้งเดิม โดยปริมาณฟลูออไรด์ที่ปลดปล่อยออกมาจากซีเมนต์ที่มีปริมาณสูงมาจากปฏิกิริยาการก่อตัวของซีเมนต์ที่มีการละลายตัวของอนุภาคแก้วต่อส่วนเหลวของกรด และในระยะเวลาต่อมาฟลูออไรด์ไอออนสามารถแพร่ผ่านรูพรุนหรือรอยแตกขนาดเล็กของซีเมนต์ได้ [30] นอกจากนี้ส่วนประกอบของวัสดุอัดแทรก (filler) และขนาดอนุภาคของซีเมนต์ก็มีผลต่อการปลดปล่อยฟลูออไรด์ โดยขนาดอนุภาคที่เล็กลงทำให้ปลดปล่อยฟลูออไรด์ได้มากขึ้น เนื่องจากพื้นที่ผิวในการเกิดปฏิกิริยาเพิ่มขึ้น [17] ความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงกดอัดและการปลดปล่อยฟลูออไรด์ของซีเมนต์ทางทันตกรรมพบว่ามีค่าสหสัมพันธ์เชิงลบ โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เป็น -0.698 แสดงว่าซีเมนต์ที่มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ในปริมาณสูงจะมีค่าความแข็งแรงกดอัดต่ำ และนอกจากนี้หากพิจารณาความสัมพันธ์เฉพาะซีเมนต์กลุ่มแก้วอะลูมิโนซิลิเกต พบว่าจะมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เป็น -0.863 ซึ่งถือว่ามีความสัมพันธ์ที่มากขึ้น ทั้งนี้เนื่องมาจากซิงก์ฟอสเฟสซีเมนต์ และซิงก์พอลิคาร์บอกซิเลตซีเมนต์ มีความแข็งแรงกดอัดที่ต่ำกว่าซีเมนต์ในกลุ่มแก้วอะลูมิโนซิลิเกต เมื่อนำมาเปรียบเทียบร่วมกันจึงทำให้ความสัมพันธ์ของตัวแปรทั้งสองมีค่าลดลง โดยการศึกษาในครั้งนี้สอดคล้องกับการศึกษาของ Xu และคณะในปี 2003 ที่พบว่ากลาสไอโอโนเมอร์ที่มีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาในปริมาณสูงจะส่งผลต่อคุณสมบัติด้านความแข็งแรง ทำให้ความแข็งแรงของซีเมนต์ลดลง ซึ่งไม่เหมาะสมต่อการนำซีเมนต์มาทำการบูรณะในตำแหน่งที่ต้องรับแรงมาก โดยซีเมนต์ที่มีความแข็งแรงมากกว่ามักมีการปลดปล่อยฟลูออไรด์ออกมาในปริมาณน้อย ซึ่งการรักษาระดับฟลูออไรด์ในซีเมนต์โดยการใช้ฟลูออไรด์จากภายนอกให้สามารถมีการปลดปล่อยออกมาในปริมาณที่เหมาะสมและระยะเวลาที่ยาวนานจึงจะสามารถช่วยป้องกันการเกิดฟันผุได้ [17] แต่ผลการศึกษาดังกล่าวขัดแย้งกับการศึกษาของ Shiozawa และคณะในปี 2014 ที่พบว่าปริมาณการปลดปล่อยฟลูออไรด์จากกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ ไม่มีความสัมพันธ์กับความแข็งแรงกดอัด โดยพบว่าฟลูออไรด์มีการปลดปล่อยออกมาอย่างต่อเนื่องในระยะเวลา 1 ปี ในขณะที่ค่าความแข็งแรงกดอัดไม่ลดลง แต่ความแข็งผิว ลดลงจากการละลายของซิลิกา [31]

อย่างไรก็ตามในขั้นตอนการเตรียมชิ้นซีเมนต์เพื่อใช้ในการศึกษาครั้งนี้ ได้นำชิ้นซีเมนต์ที่ทำการผสมแล้วมาทำการแช่ในน้ำภายหลังจากทำการผสมซีเมนต์ 1 ชั่วโมง ตามวิธีการทดสอบของ ISO 9917-1 ซึ่งในปฏิกิริยาการก่อตัวของกลาสไอโอเมอร์ชนิดดั้งเดิม ต้องใช้ระยะเวลาเพื่อให้ซีเมนต์เกิดการแข็งตัวโดยสมบูรณ์ประมาณ 24 ชั่วโมง โดยการนำกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ชนิดดั้งเดิมมาทำการทดสอบก่อนการแข็งตัวโดยสมบูรณ์นั้นอาจส่งผลให้ความแข็งแรงของซีเมนต์ลดลง ซึ่งเป็นผลมาจากการละลายตัวของแคลเซียมคาร์บอกซิเลต ซึ่งทำหน้าที่เป็นเมทริกซ์เชื่อมยึดผลึกแก้ว เข้าด้วยกัน ทำให้ไอออนต่าง ๆ ในซีเมนต์มีการละลายตัวออกมา เช่น ซิลิกา ซึ่งมีผลให้

โครงข่ายของแก้วภายในซีเมนต์มีความแข็งแรงลดลง และนอกจากนี้การใช้สารเคลือบวัสดุประเภทกลาสไอโอโนเมอร์ซีเมนต์ภายหลังการบูรณะจะช่วยให้ความแข็งแรงระดับจุลภาคเพิ่มขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับการไม่ใช้สารเคลือบ [32]

เอกสารอ้างอิง

[1] Simon, J. F. & Rijk, W. G. (2006). Dental cements. *Inside Dentistry*. 2(2):42-7.

[2] Attar, N., Tam, L.E., & McComb, D. (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 89(2):127-34.

[3] De la Macorra, J., & Pradíes, G. (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clinical Oral Investigations*. 6(4):198-204.

[4] Pegoraro, T. A., da Silva, N. R. F. A., & Carvalho, R. M (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*. 51(2):453-71.

[5] Simon, J. F., & Darnell, L. A. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry.* 33(1):28-10.

[6] Brannstrom, M., & Nyborg, H. (1977). Pulpal reaction to polycarboxylate and zinc phosphate cements used with inlays in deep cavity preparations. *Journal of American Dental Association.* 94(2):308-10.

[7] Craig, R. G. (2018). Sakagushi, R., Ferracane, J., Powers, J. (eds.), *Craig's Restorative Dental Materials*. 14th ed. Missouri, United States: Mosby.

[8] Wilson, A. D., & Kent, B. E. (1972). A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *British dental journal* 132(4):133-5.

[9] Berg, J.H., & Croll, T. P. (2015). Glass Ionomer Restorative Cement Systems: An Update. *Pediatric Dentistry.* 37(2):116-24.

[10] Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P., Vanherle, G., & Wakasa, K. (2000, February). Evidence of chemical bonding at biomaterial hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research*. 79(2):709-14.

[11] Walls, A. W. G. (1986). Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *Journal of Dentistry.* 14(6):231-236.

[12] Mjor, I. A., (1985). Frequency of secondary caries at various anatomical locations. *Operative Dentistry*. 10(3):88-92.

[13] Guida, A., Hill, R. G., Towler, M. R., & Eramo, S. (2002). Fluoride release from model glass ionomer cements. Journal of Materials Science: *Materials in Medicine*. 13(7):645-9.

[14] Nakajo, K., Imazato, S., Takahashi, Y., Kiba, W., Ebisu, S., & Takahashi, N. (2009). Fluoride released from glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. *Dental materials*. 25(6):703-8.

[15] Wiegand, A., Buchalla, W., & Attin, T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials—Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental materials.* 23(3):343-62.

[16] Dabsie, F., Gregoire, G., Sixou, M., & Sharrock, P. (2009). Does strontium play a role in the cariostatic activity of glass ionomer? Strontium diffusion and antibacterial activity. *Journal of dentistry*. 37(7):554-9.

[17] Xu, X., & Burgess, J. O. (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials.* 24(14):2451-61.

[18] Nomoto, R., & McCabe, J. F. (2001). Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. *Journal of Dentistry*. 29:205-10.

[19] PANPISUT, P., MONMATURAPOJ, N., SRION, A., ANGKANANUWAT, C., KRAJANGTA, N., & PANTHUMVANIT, P. (2020). The effect of powder to liquid ratio on physical properties and fluoride release of glass ionomer cements containing pre-reacted spherical glass fillers. *Dental Materials Journal*. doi:10.4012/dmj.2019-097.

[20] WILLIAMS, J. A., & BILLINGTON, R. W. (1991). Changes in compressive strength of glass ionomer restorative materials with respect to time periods of 24 h to 4 months. *Journal of oral rehabilitation.* 18:163-8.

[21] MacKenzie, M. A., Linden, R. W., & Nicholson, J. W. (2003). The physical properties of conventional and resin-modified glass-ionomer dental cements stored in saliva, proprietary acidic beverages, saline and water. *Biomaterials*. 24(22):4063-9.

[22] Moshaverinia, M., Navas, A., Jahedmanesh, N., Shah, K. C., Moshaverinia, A., & Ansari, S. (2019). Comparative evaluation of the physical properties of a reinforced glass ionomer dental restorative material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 122(2):154-9.

[23] Dowling, A. H., & Fleming, G. J. P. (2009). Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *Journal of Dentistry*. 37(2):133-40.

[24] MOLINA, G. F., CABRAL, R. J., MAZZOLA, I., LASCANO, L. B., & FRENCKEN, J. E. (2013). Mechanical performance of encapsulated restorative glass-ionomer cements for use with Atraumatic Restorative Treatment (ART). *Journal of Applied Oral Science*. 21(3):243-9.

[25] Oliveira, G. L., Carvalho, C. N., Carvalho, E. M., Bauer, J., & Leal, A. M. A. (2019). The Influence of Mixing Methods on the Compressive Strength and Fluoride Release of Conventional and Resin-Modified Glass Ionomer Cements. *International Journal of Dentistry*. 2019(5):1-7.

[26] Gandolfi, M. G., Chersoni, S., Acquaviva, G. L., Piana, G., Prati, C., & Mongiorgi, R. (2006). Fluoride release and absorption at different pH from glass-ionomer cements. *Dental Materials.* 22(5):441-119.

[27] Okuyama, K., Murata, Y., Pereira, P., Miguez, P., Komatsu, H., & Sano, H. (2006). Fluoride release and uptake by various dental materials after fluoride application. *American Journal of Dentistry*. 19(2):123-7.

[28] Itota, T., Carrick, T. E., Rusby, S., Al-Naimi, O. T., Yoshiyama, M., & McCabe, J. F. (2004). Determination of fluoride ions released from resin-based dental materials using ion-selective electrode and ion chromatograph. *Journal of Dentistry*. 32(2):117-22.

[29] Czarnecka, B., Limanowska-Shaw, H., & Nicholson, J. W. (2002). Buffering and ion-release by a glass-ionomer cement under near-neutral and acidic conditions. *Biomaterials.* 23:2783-88.

[30] Forsten, L. (1998). Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials*. 19:503-8.

[31] Shiozawa, M., Takahashi, H., & Iwasaki, N. (2013). Fluoride release and mechanical properties after 1-year water storage of recent restorative glass ionomer cements. *Clinical Oral Investigations*. 18(4):1053-60.

[32] Faraji, F., Heshmat, H., & Banava, S. (2017). Effect of protective coating on microhardness of a new glass ionomer cement: Nanofilled coating versus unfilled resin. *Journal of conservative dentistry*. 20(4):260-3