Certificate of Attendance

This is to certify that

Sirijit Pothiraksanont

has participated as an

Presenter

in

The 11th Dental Faculty Consortium of Thailand
Academic Meeting and Research Presentation (DFCT 2013)
and 30th Anniversary of the Dental Faculty Consortium of Thailand

7 - 9 May 2013
at Pullman Pattaya Hotel, Chonburi, Thailand

Prof.Dr. Sittichai Koontongkaew
Dean, Faculty of Dentistry, Thammasat University
Conference Chair

30th Anniversary DFCT

The Dental Faculty Consortium of Thailand

The Best of Thai Dental Research

11th Dental Faculty Consortium of Thailand Academic Meeting and Research Presentation (DFCT2013)

7-9 May, 2013

Pullman Pattaya Hotel, Chonburi, Thailand

The Dental Faculty Consortium of Thailand
Faculty of Dentistry , Thammasat University

คำสั่งมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
ที่ ๗๘๐/๒๕๕๖
เรื่อง แต่งตั้งคณะกรรมการดำเนินการจัดประชุมวิชาการ
องค์กรผู้บริหารคณะทันตแพทยศาสตร์แห่งประเทศไทย ครั้งที่ ๑๑

.....

ตามที่องค์กรผู้บริหารคณะทันตแพทยศาสตร์แห่งประเทศไทย มีมติให้คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ จัดประชุมวิชาการ องค์กรผู้บริหารคณะทันตแพทยศาสตร์แห่งประเทศไทย ครั้งที่ ๑๑ เพื่อให้การจัดงานเป็นไปด้วยความเรียบร้อย อาศัยอำนาจตามความในมาตรา ๒๕ แห่งพระราชบัญญัติมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ พ.ศ. ๒๕๓๑ จึงขอแต่งตั้งคณะกรรมการดำเนินการจัดประชุม ดังรายนามต่อไปนี้

คณะกรรมการอำนวยการ

๑. ศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.สิทธิชัย ขุนทองแก้ว คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์	ประธานกรรมการ
๒. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.สุชิต พูลทอง คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย	กรรมการ
๓. รองศาสตราจารย์ พาสน์ศิริ นิสาลักษณ์ คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล	กรรมการ
๔. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ณรงค์ศักดิ์ เหล่าศรีสิน คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ	กรรมการ
๕. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ทองนารถ คำใจ คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	กรรมการ
๖. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ทศพล ปิยะปัทมินทร์ คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร	กรรมการ
๗. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.นวรัตน์ วราอัศวปติ เจริญ คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น	กรรมการ
๘. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ไชยรัตน์ เฉลิมรัตนโรจน์ คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	กรรมการ
๙. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ภัคพร ภัทราพรนันท์	กรรมการและเลขานุการ
๑๐. นางกนกรดา ศรวารี	กรรมการและผู้ช่วยเลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. กำกับดูแล ควบคุม ตรวจสอบ และส่งเสริมการประชุมวิชาการให้เป็นไปตามมติที่ประชุม อ.บ.ท.ท. ครั้งที่ 11
๒. ให้คำปรึกษาหารือ เสนอแนะการดำเนินการประชุม
๓. สรุปผลการประชุม การดำเนินงานเพื่อเสนอที่ประชุมองค์กรผู้บริหารฯ

คณะอนุกรรมการตัดสินผลงานวิจัยและรางวัล

๑. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.พสุธา ธัญญะกิจไพศาล ประธานอนุกรรมการ
๒. ศาสตราจารย์ ดร.รวี เถียรไพศาล อนุกรรมการ
๓. ศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.สุทธิชัย กฤษณประกรกิจ อนุกรรมการ
๔. รองศาสตราจารย์ ดร.ปานจิตต์ ชุณหบัณฑิต อนุกรรมการ
๕. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.พลธรรม ไชยฤทธิ์ อนุกรรมการ
๖. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.กมลพรรณ ภักดี อนุกรรมการ
๗. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ริสา ชัยศุภรัตน์ อนุกรรมการและเลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. พิจารณาผลงานวิจัย ผลงานทางวิชาการ สรุป รวบรวมผลงาน
๒. พิจารณา วิเคราะห์ ตรวจสอบ ผลงานวิจัย เพื่อให้เป็นไปตามหลักเกณฑ์
๓. ดำเนินการตัดสิน และประกาศรางวัล
๔. อื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องและที่ได้รับมอบหมายจากประธานที่ประชุม

คณะอนุกรรมการฝ่ายวิชาการ

๑. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ศิริวรรณ สืบนุการณ์ ประธานอนุกรรมการ
๒. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.นิรดา ธเนศวร อนุกรรมการ
๓. รองศาสตราจารย์ สร้อยศิริ ทวีบูรณ์ อนุกรรมการ
๔. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปรมาภรณ์ กลั่นฤทธิ์ อนุกรรมการ
๕. รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ทศพล ปิยะปัทมินทร์ อนุกรรมการ
๖. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.อภิรุม จันทน์หอม อนุกรรมการ
๗. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ศรีสุรางค์ สุทธปรียาศรี อนุกรรมการ
๘. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.วิริทธิ์พล ศรีมณีพงศ์ อนุกรรมการ
๙. อาจารย์ ดร.กุสุมาวดี อุทิศพันธ์ อนุกรรมการและเลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. รับผลงานวิจัย ผลงานวิชาการ รวบรวม คัดกรอง สรุป
๒. พิจารณาผลงานวิจัย เพื่อให้เป็นไปตามหลักเกณฑ์
๓. ดำเนินการอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

คณะอนุกรรมการฝ่ายลงทะเบียนและประสานงาน

๑. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ภัคพร ภัทราพรนันท์ ประธานอนุกรรมการ
๒. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุคนธ์ทิพย์ อาวัชนาการ อนุกรรมการ
๓. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง เสรีนา สิรรัตน์ สกุลณะมรรคา อนุกรรมการ
๔. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.วีรญา ตันทนาภรณ์กุล อนุกรรมการ
๕. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ การุณ เวโรจน์ อนุกรรมการ
๖. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ วรพงษ์ ปัญญายงค์ อนุกรรมการ
๗. นางอาณา มหาพิรุณ อนุกรรมการ
๘. นายพรชัย โลห์อรชุน อนุกรรมการ
๙. นางสาวกนกวรรณ ใจแก้ว อนุกรรมการและเลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. รับลงทะเบียน ตรวจสอบการเข้าพัก
๒. ประสานงาน ติดตาม การลงทะเบียน การเข้าพัก การเข้าร่วมประชุม
๓. ดำเนินการอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

คณะอนุกรรมการฝ่ายจัดเลี้ยง นันทนาการ

๑. อาจารย์ ทันตแพทย์ ดร.ธนาศักดิ์ รักษ์มณี ประธานอนุกรรมการ
๒. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง นันทวรรณ กระจ่างตา อนุกรรมการ
๓. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.กมลพรรณ ภักดี อนุกรรมการ
๔. นางสาวทัศนีวรรณ กันตรง อนุกรรมการและ
เลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. จัดกิจกรรม การแสดง การจัดพิธีการต่าง ๆ
๒. ติดตาม กำกับดูแล ผู้ร่วมประชุมในงานเลี้ยงรับรอง
๓. ดำเนินการอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

คณะอนุกรรมการฝ่ายพิธีการ จัดการประชุม

๑. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.เลิศฤทธิ์ ศรินนภากร ประธานอนุกรรมการ
๒. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.พรรณาภา สินธุประเสริฐ อนุกรรมการ
๓. นางสาวเพาพงา มณฑนะพิศุทธิ์ อนุกรรมการ
๔. นางสุภาวรรณ ตรีราภี อนุกรรมการ
๕. นางกนกรดา ศรวารี อนุกรรมการและ
เลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. ดำเนินการ กำกับดูแล และตรวจสอบการประชุมให้เป็นไปตามกำหนดการ
๒. ประสานงาน ติดตาม การขอลงทะเบียน การเข้าพัก
๓. ดำเนินการอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

คณะอนุกรรมการฝ่ายโสตทัศนูปกรณ์และการประเมินผล

๑. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.วิสาขา อุปพงค์ ประธานอนุกรรมการ
๒. นายสุริยะ ตรีราภี อนุกรรมการ
๓. นายพิษณุ มลิชัยศรี อนุกรรมการและ
เลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. ติดตั้ง ควบคุม กำกับดูแล ระบบเครื่องเสียง ระบบคอมพิวเตอร์
๒. ประสานงาน ติดตาม แจกแบบสอบถาม ประมวลผล สรุปรายงานผลการประเมิน
๓. ดำเนินการอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

คณะอนุกรรมการฝ่ายอาคารสถานที่

๑. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ทิพวัลย์ เตชะนิธิสวัสดิ์ ประธานอนุกรรมการ
๒. นางสาวธัญณิชา ดวงจิตสิริ อนุกรรมการ
๓. นางทิพวรรณ์ สังวร อนุกรรมการและเลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. กำกับดูแล ตรวจสอบสถานที่จัดประชุม
๒. ประสานงาน ติดตาม การลงทะเบียน การเข้าพัก การเข้าร่วมประชุม
๓. ดำเนินการอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

คณะอนุกรรมการฝ่ายสาราณียกร เอกสาร และประชาสัมพันธ์

๑. ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ยสนันท์ จันทรเวคิน ประธานอนุกรรมการ
๒. อาจารย์ ทันตแพทย์หญิง วิสากานต์ บุญไพศาลเสรี อนุกรรมการ
๓. นางสาวเขมจิรา เกรอด อนุกรรมการและเลขานุการ

โดยให้ปฏิบัติหน้าที่ดังต่อไปนี้

๑. ดำเนินการจัดทำหนังสือ คู่มือ การประชาสัมพันธ์ แผ่นพับ ประกาศนียบัตร วุฒิบัตร
๒. ประสานงาน ติดตาม ควบคุมดูแล การจัดเอกสารเข้าร่วมประชุม
๓. ดำเนินการอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง

ทั้งนี้ตั้งแต่บัดนี้เป็นต้นไป จนกว่าการดำเนินงานจะแล้วเสร็จ
สั่ง ณ วันที่ ๒๓ เมษายน พ.ศ. ๒๕๕๖

(ศาสตราจารย์ ดร.สมคิด เลิศไพฑูรย์)
อธิการบดีมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

Scientific Presentation Program

7 May 2013

8 May 2013

13.00 – 14.15 Oral Presentation

Session 1 Group 1
Chair Person: Asst.Prof.Dr. Nirada Dhanesuan

Session 1 Group 2
Chair Person: Asst.Prof.Dr. Kanokporn Bhalang

Session 1 Group 3
Chair Person: Asst.Prof. Dr.Apirum Janhom

Session 2 Group 1
Chair Person: Assoc.Prof.Dr. Soisiri Thaweboon

Session 2 Group 2
Chair Person: Asst.Prof. Dr.Yosananda Chantravekin

Session 2 Group 3
Chair Person: Asst.Prof.Dr. Lertrit Sarinnaphakorn

Poster Presentation

Group 1: Oral biology

Group 2: Clinical study

Group 3: Dental materials, Techniques

Group 4: Public health, education, etc.

9 May 2013

09.00 - 09.30

09.30 - 10.00

10.00 - 10.30

Full Paper 117

Physical properties of GIC containing monocalcium silicate compared with mineral trioxide aggregate(MTA).

Sirijit Pothiraksanont[a], Punnama Siriphannon[b],Jaruma Sakdee Vegas[a]

[a] *Department of conservative dentistry and prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok, Thailand,*
[b] *Department of Chemistry, Faculty of Science, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand*

Abstract

Mineral trioxide aggregate(MTA) is currently a material of choice for many endodontic treatments but its prolong setting time and difficult handling characteristics prompted researcher to find an alternative. This study compared the setting time and compressive strength of ProRoot MTA(MTA) with GIC (Ketac™ Molar) and GIC containing monocalcium silicate(GIC-CS) 30% by weight. Methods: Six specimens in each group were prepared following manufacturer's instruction. The initial and final setting times were tested using Gilmore apparatus in the temperature and humidity control chamber. Compressive strength was measured using a universal testing machine at 1,3,7,21,28 days periods. The results showed that both initial and final setting times of the GIC-CS group were significantly less than that of MTA($p< 0.05$) .GIC-CS group showed significantly higher in compressive strength to MTA at 1 day period($p<.05$) and no significant different at 3 and 7 days periods($p> .05$). Conclusion: By adding of 30% CS into GIC shortened setting time and increased compressive strength at 1 days period when compared with MTA. This material could potentially used as a root-end filling or pulp capping material.

Keywords: Glass Ionomer Cements, MTA cement , calcium silicate (CaSiO3), Compressive Strength, Setting Time

Introduction

Calcium silicate-based cements, such as mineral trioxide aggregate (MTA), have been shown to be biocompatible and bioactive[1]. Nowadays, MTA is successfully utilized for various endodontic therapies such as pulp capping, root-end filling, repair of perforations, apical barrier formation , and a root canal filling material[1-3]. However, MTA still has some disadvantages including its handling difficulty , prolong setting time [2, 3] and relatively high cost.

MTA consists primarily of tricalcium silicate (Ca_3SiO_5) and dicalcium silicate (Ca_2SiO_4), which are the major constituents contributes to its strength and bioactivity after hydration[4]. Several studies have investigated the properties of both calcium silicates modified by many methods in order to overcome MTA's drawbacks [5, 6]. None of the developed materials has yet to correct the issues. Recently, Siriphannon *et al.* [7-9] has synthesized monocalcium silicate (CS/ $CaSiO_3$) / pseudo-Wollastonite (ps-W) ceramics. This material is found to potentially form an apatite-like layer on their surface when come into contact with simulated body fluids faster than other forms of calcium silicate[7-9]. Shi *et al.*[10] in 2012 also found that the higher ratio of silicate/calcium content in calcium silicate cement to promote the more expression of cell attachment and proliferation. In this study, monocalcium silicate is added to GIC in order to benefit from its self-setting through an acid-base reaction.

Glass ionomer cements(GICs) are currently used for various dental applications including root perforation repair and root-end filling materials[11]. GICs are composed of fluoroaluminosilicate glass and polyalkenoic acids, which are set by an acid–base reaction between the components. The advantages of glass ionomer cements over other materials are their ability to chemically bond to tooth structure and its cariostatic effect from released fluoride[12]. However, these materials are limited in their applications due to low wear resistance, brittleness and low compressive strength. [13] They also project more cytotoxicity to PDL cell than MTA in cell culture technique[11]. Costa *et al.*[14] found that conventional glass-ionomer cement (Ketac™ Molar) was the least cytotoxic material among other types of GICs.

Modification of GICs by adding of bioactive particles to improve biocompatibility and physical strength has been in the field of interest[12, 15-17]. For this reason, the new material; GIC containing monocalcium silicate compound (GIC-CS) has been developed in this study in order to combine the good characteristics of both materials together to yield a better result.

Therefore, this study aims to compare the physical properties of GIC-CS with conventional Ketac™ Molar. (3M ESPE) (LOT 486812) and ProRoot MTA. (Dentsply Tulsa Dental) (LOT 11004374) *in vitro*.

Materials and Methods

Preparation of monocalcium silicate (CS)

Monocalcium silicate (CS) was donated by Siriphannon *et al.*[7, 18] Briefly, $CaSiO_3$ powders were prepared by coprecipitation using NaOH as the precipitant. The starting materials, $Ca(NO_3)_2 . 4H_2O$ and $Si(OC_2H_5)_4$, were dissolved in 500 mL of ethanol, stirred for 2 h, and their concentration adjusted to 0.2 mol/L. A precipitate was obtained by rapidly adding 300 mL of 0.33 mol/L NaOH to the solution. The precipitate was filtered, washed with distilled water, and oven-dried at 100°C overnight. The dried powder was calcined at 500° and 900°C to crystallize the β-$CaSiO_3$ phase. The chemical composition of the calcined powder was analyzed by X-ray fluorescence (XRF; RIX3000, Rigaku Co., Tokyo, Japan).

Preparation of the composites glass/cements (table1)

- **GIC(Ketac™Molar EasyMix)**

To prepare GIC cement, GIC powder was manually mixed with the polyacrylic-tartaric acid, using plastic spatula, at powder:liquid ratio of 3:1(mg/mL).

Table1- Experimental groups and composition of composites glass prepared.

Group	Cement types	CS powder (% wt)	GIC powder (% wt)
1	GIC (positive control)	-	100
2	CS 30	30	70
3	MTA (negative control)	MTA 100%	

GIC-CS compound

To prepare GIC-CS compound, CS powder 30% by weight [15] was uniformly mixed with GIC powder (table1) and then the compound was manually mixed with the polyacrylic-tartaric acid, using plastic spatula, at powder:liquid ratio of 3:1(mg/mL) for Ketac Molar and 2.5:1 (mg/mL) for CS.

ProRoot MTA

To prepare ProRoot MTA cement , ProRoot MTA powder was mixed with the supplied deionized water (powder:liquid ratio of 3:1or 0.33 mL/g) on a glass slab with a stainless steel spatula[19].

Setting time measurement

Six samples of material in each group were tested. The Gilmore apparatus and cylindrical stainless steel molds (2.0 mm height with a 10.0 mm diameter) are used in this study by the recommendation of the ISO 6876:2001[2, 20]. The experimental and control materials are mixed with different concentrations of CS and GIC for 40 seconds at room temperature (23°C ± 1°C). The initial and final setting time are measured indentation into materials with Gilmore-type needle. A Gilmore-type needle with a weight of 100±0.5g with a flat end of 2.0±0.1 mm in diameter is used to determine the initial setting time. Another Gilmore-type needle with a weight of 400±0.5g with a flat end of 1±0.1mm in diameter is used to determine a final setting time. The methodology was recommended by Bortoluzzi *et al.* in 2009[21]. Then, the indenter tip is cleaned and repeated every 15 seconds. The setting time is determined when no indentation could be seen. All experiments are carried out in a temperature- and humidity-controlled chamber (37°C°±1°C and 95% relative humidity) (Medical & Environmental Equipment Research Laboratory, Bangkok, Thailand).The mean values and standard deviations were recorded for all measurements. Statistical analyses were carried out using one-way ANOVA and Scheffe (P<0.05).

Compressive strength

The compressive strengths of test materials are determined according to the method recommended by the ISO 9917-1: 2007 specification for dentistry-water-based cement.[22, 23] Each material is mixed and placed in split stainless steel molds. (Cylindrical specimens 4 ± 0.1 mm in diameter and 6 ± 0.1 mm high) . Each mold is packed to excess and compressed gently with glass plates on the mold. The whole assembly is transferred to an oven with a constant temperature of 37 ±1 °C for 1 h after mixing . The specimens are ground with wet 400-grit silicon carbide paper. The specimens are removed from the molds and examined for voids and chipped edges. Defective specimens are discarded, and six acceptable samples are prepared for each test material for each time interval. The specimens are immersed in distilled water for 1 d,3d,7d, 21d and 28 days after mixing The compressive strengths was measured using a universal testing machine (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, Fareham,UK) with cross-head speed of 1mm/min^{-1}. The maximum load require to fracture each specimen is noted, and the compressive strength (C) is calculated in Megapascals (MPa) using the formula

$$C = 4P / \pi D^2$$

P = the maximum load applied(Newton) and D = the diameter of the specimen(millimeter). Statistical analyses were carried out using one-way ANOVA and Scheffe (P<0.05).

Results

Setting Time

Table2 listed the setting times of test materials. There were significant differences in the setting times between the test groups (P < .05). Both initial and final setting times of the GIC-CS groups were significantly less than that of MTA. The addition of 30%CS to GIC increased the setting time of GIC.

Table2- Setting Times of Different Cement Types(n=6)

Cement types	setting time(min)	
	Initial	Final
GIC	4.42±0.20^a	5.50±0.35^a
CS30	6.58±0.52^a	8.38±0.34^b
MTA	63.67±2.42^b	121.50±2.66^c

Values are reported as mean ± standard deviation. The different superscript letters mean significant difference between the groups (P < .05) according to Scheffé *post hoc* multiple comparisons.

Compressive Strength

Table3 showed the compressive strength of the test materials for 28 days. The compressive strength of GIC-CS cement group was significantly lower than that of GIC (P<.05) at all time points. The compressive strength of GIC-CS was significantly higher than that of MTA(P<.05) at 1 day periods then there were no significant different (P>.05) at 3 and 7days time points. However, the compressive strength of each cement tends to increase with time. (Fig.1)

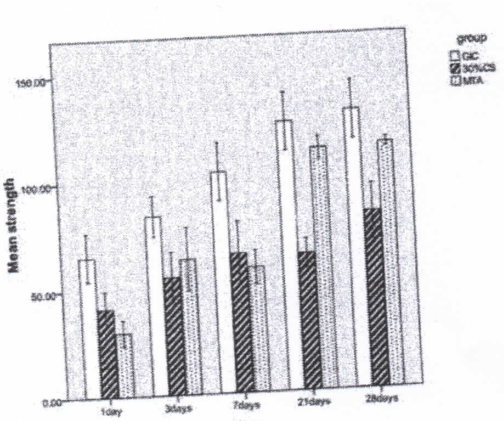

Figure1-Compressive Strength of different cement types.

Table3- Compressive strength of Different Cement Types.(n=6)

Cement type	Compressive strength (MPa)				
	1day	3days	7days	21d	28d
GIC	65.42±11.12[a]	83.77±9.44[a]	103.73±13.72[a]	126.00±13.56[a]	130.67±13.68[a]
GIC-CS	41.30±8.29[b]	55.40±11.72[b]	67.17±11.83[b]	64.25±6.81[b]	82.58±12.89[b]
MTA	29.93±6.03[c]	57.98±13.26[b]	60.45±9.96[b]	113.33±5.35[a]	115.00±2.21[a]

Values are reported as mean ± standard deviation. The different superscript letters mean significant difference between the groups ($P < .05$) according to Scheffé *post hoc* multiple comparisons

Discussion

There are several variables affecting the physical properties of cements such as the particle size, chemical composition, sintering temperatures of the powders, powder to liquid ratio, temperature/pH of the environment and mixing method[24]. Some of these factors cannot be controlled easily; therefore, variation from the previous studies might be expected during a study on physical properties of cements. For these reasons, our present study tried to control these factors by using only one operator and making of pilot study before collecting the results.

A number of investigations have been carried out to assess the mechanical properties of MTA [25] as a root-end filling material. This current study also found its setting time and compressive strength corroborated with the findings reported in these earlier studies [2].GIC are composed of fluoroaluminosilicate glass and polyalkenoic acids, which are set by an acid–base reaction between the components. Even if it contains both calcium and phosphate, it does not show any bioactivity.[12]This acid-base setting reaction allowed addition of monocalcium silicate into the GIC-CS mixture to enhance its bioactivity. However, none of these studies were conducted using GIC-CS so far , our present study compared GIC-CS 30% with MTA and conventional GIC(Ketac™ Molar). Since monocalcium silicate(CS) has been studied as a potential bioactive material that can induce hard tissue formation in quite fast reaction.[7, 26]Therefore, adding CS glass enhanced bioactivity of GIC proportionately. However, this mixtures should allowed an acceptable physical properties.

The results showed that GIC-CS group gave an improvement for setting time and compressive strength when compared with MTA in 24 hours period.On the other hand , GIC-CS showed impaired in the compressive strength especially in the 21 and 28 days period. This implies that monocalcium silicate particles are not homogeneously incorporated into GIC composites, which is partially attributed to large particle sizes of monocalcium silicate(~63μm) compared to fluoroaluminosilicate particles(2.8-9.6 μm)[27]. Furthermore, GIC set product contained Aluminum cross-linking in both polyacrylate and silicate networks (aluminum carboxylate salt and aluminum polyacrylate), which had a higher compressive strength[28] than hydroxyapatite of CS. However, as a root-end filling material,it does not need to withstand for high pressure because it is not placed in the weight bearing area.

The present mixture GIC-CS exhibited distinctly shortened setting times(6-9mins) as compared with the setting time of MTA (>2 hours)[1]. This fast set reduces the risk of dislodgement and contamination when cements are used as root-end filling and pulp capping material. On the contrary, GIC-CS prolonged working(4.42 mins) and setting time (5.5mins) of GIC which is benefitial for use as a root-end filling material that need long time enough for placement and adjustment[29] . This prolonged setting time is due to the presence of Ca ion that retard with normal acid-base reaction and cross linking of GIC. Furthermore, the working time and setting time of GIC-CS were adversely proportional to Si/Ca molar ratio, in agreement with a previous study of calcium silicate cements [10, 24].Despite from a shorter setting time when compared to MTA, GIC-CS also posses a better handling characteristics which is similar to Ketac™ Molar. This putty consistency would allow easy manipulation and adaptation of the material without any special instrument.

Additional studies by making of the smaller particle sizes of CS may elucidate the better compressive strength and other physical properties of the GIC-CS mixtures.

Conclusion

The setting time of GIC-CS was less than 9 minutes, which were significantly lower than that of MTA (124 mins). The compressive strength of GIC-CS group (41.30±8.29 MPa) was significantly higher than that of MTA (29.93±6.03MPa) at 1 day time point. On the basis of the results, the adding of 30%CS into GIC displayed an advantageous shorten setting time and acceptable compressive strength then may have the potential to be a root-end filling or pulp capping material.

Acknowledgements

This work was supported by the grant of Srinakharinwirot graduate school for graduate student research.(GRAD S-1-56).

References

[1] Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. J Endod 1995;21(7):349-53.

[2] Islam I, Kheng Chng H, Jin Yap AU. Comparison of the Physical and Mechanical Properties of MTA and Portland Cement. J Endod 2006;32(3):193-7.

[3] Gartner AH, Dorn SO. Advances in endodontic surgery. Dent Clin North Am 1992;36(2):357-78.

[4] Wang W-H, Wang C-Y, Shyu Y-C, Liu C-M, Lin F-H, Lin C-P. Compositional characteristics and hydration behavior of mineral trioxide aggregates. J Dent Sci 2010;5(2):53-9.

[5] Wang X, Sun H, Chang J. Characterization of Ca3SiO5/CaCl2 composite cement for dental application. Dent Mater 2008;24(1):74-82.

[6] Formosa LM, Mallia B, Bull T, Camilleri J. The microstructure and surface morphology of radiopaque tricalcium silicate cement exposed to different curing conditions. Dent Mater 2012;28(5):584-95.

[7] Siriphannon P, Kameshima Y, Yasumori A, Okada K, Hayashi S. Formation of hydroxyapatite on CaSiO3 powder in simulated body fluid. J Euro Ceram Soc 2002;22(4):511-20.

[8] Kokubo T, Kim H-M, Kawashita M. Novel bioactive materials with different mechanical properties. Biomaterial 2003;24(13):2161-75.

[9] Siriphannon P, Kameshima Y, Yasumori A, Okada K, Hayashi S. Influence of preparation conditions on the microstructure and bioactivity of alpha-CaSiO(3) ceramics: formation of hydroxyapatite in simulated body fluid. J Biomed Mater Res 2000 Oct;52(1):30-9.

[10] Shie MY, Chang HC, Ding SJ. Effects of altering the Si/Ca molar ratio of a calcium silicate cement on in vitro cell attachment. Int Endod J 2012;45(4):337-45.

[11] Vajrabhaya L-o, Korsuwannawong S, Jantarat J, Korre S. Biocompatibility of furcal perforation repair material using cell culture technique: Ketac Molar versus ProRoot MTA. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006;102(6):e48-e50.

[12] Ana ID, Matsuya S, Ohta M, Ishikawa K. Effects of added bioactive glass on the setting and mechanical properties of resin-modified glass ionomer cement. Biomaterials 2003;24(18):3061-7.

[13] Kleverlaan CJ, van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. Dent Mater2004;20(1):45-50.

[14] de Souza Costa CA, Hebling J, Garcia-Godoy F, Hanks CT. In vitro cytotoxicity of five glass-ionomer cements. Biomaterials2003;24(21):3853-8.

[15] Yli-Urpo H, Lassila LV, Narhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. Dent Mater 2005 Mar;21(3):201-9.

[16] Arita K, Yamamoto A, Shinonaga Y, Harada K, Abe Y, Nakagawa K, Sugiyama S. Hydroxyapatite particle characteristics influence the enhancement of the mechanical and chemical properties of conventional restorative glass ionomer cement. Dent Mater J 2011;30(5):672-83.

[17] Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). Acta Biomaterialia 2008;4(2):432-40.

[18] Siriphannon P, Kameshima Y, Yasumori A, Okada K, Hayashi S. Comparitive study of the formation of hydroxyapatite in simulated body fluid under static and flowing systems. J Biomed Mater Res 2002 Apr;60(1):175-85.

[19] 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.

[20] International Organization for Standardization. ISO 6876 Specification for dental root canal sealing materials. British Standards Institution,London1986.

[21] Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Felippe WT, Tanomaru Filho M, Esberard RM. The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. J Endod 2009 Apr;35(4):550-4.

[22] Formosa LM, Mallia B, Camilleri J. The effect of curing conditions on the physical properties of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. Int Endod J 2012 Apr;45(4):326-36.

[23] International Standards Organization. Dentistry-water-based cements Part 1: powder/liquid acid-base cements. ISO 9917-1. 2007.

[24] Chen C-C, Ho C-C, David Chen C-H, Ding S-J. Physicochemical Properties of Calcium Silicate Cements for Endodontic Treatment. J Endod2009;35(9):1288-91.

[25] Chng HK, Islam I, Yap AUJ, Tong YW, Koh ET. Properties of a New Root-End Filling Material. Journal of Endodontics2005;31(9):665-8.

[26] Magallanes-Perdomo M, Luklinska ZB, De Aza AH, Carrodeguas RG, De Aza S, Pena P. Bone-like forming ability of apatite-wollastonite glass ceramic. J Euro Ceram Soc 2011;31(9):1549-61.

[27] Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. Dent Mater 2000;16(2):129-38.

[28] Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. Biomaterials 1998;19(6):467-78.

[29] McMichen FR, Pearson G, Rahbaran S, Gulabivala K. A comparative study of selected physical properties of five root-canal sealers. Int Endod J 2003 Sep;36(9):629-35.

Address for correspondence

Dr.Jaruma Sakdee Vegas,DDS,Phd. Department of conservative dentistry and prosthodontics, Faculty of Dentistry, Srinakharinwirot University, Bangkok, Thailand.