



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

"Evaluación de tiempo de fraguado del silicato tricálcico
modificado con sulfato de calcio bifásico"

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

ESPECIALISTA EN ODONTOPEDIATRÍA

P R E S E N T A:

RUILUZ ALIVMAR CHANG COBOS

TUTOR: Mtro. CESAR DARIO GONZÁLEZ NÚÑEZ

ASESOR: Dr. MIGUEL ÁNGEL ARAIZA TÉLLEZ

“EVALUACIÓN DE TIEMPO DE FRAGUADO DEL SILICATO TRICÁLCICO MODIFICADO CON SULFATO DE CALCIO BIFÁSICO”

Ruiluz Alivmar Chang Cobos *, César D. González Núñez §, Miguel Á. Araiza Téllez **

Resumen: el Biodentine® es uno de los materiales bioactivos con mayor éxito para el tratamiento de pulpotomías, sin embargo, se requiere la existencia de materiales que tengan propiedades fisicoquímicas que ayuden a planificar tiempos de trabajo reducidos para mantener un buen control de conducta y asegurar el éxito del tratamiento **Objetivo:** Determinar el efecto en las propiedades del Silicato tricálcico modificado con Sulfato de calcio bifásico **Materiales y Métodos:** Se realizó un estudio comparativo con diseño experimental, se prepararon 6 grupos (n=8 c/u), 2 control Biodentine® (CBio) y BondBone® (CBond) y 4 grupos experimentales. El primero contenía 95%-5% (CBB5), el segundo 90%-10% (CBB10), el tercero 85%-15% (CBB15) y el cuarto 80%-20% (CBB20) de Biodentine® y BondBone® respectivamente. El estudio constó de 2 pruebas: Tiempo de Fraguado y Resistencia a la Compresión. **Resultados:** Se observó en la comparación de tiempo de Fraguado que el Grupo 1 obtuvo el valor más alto (14.47 minutos) con respecto a los grupos experimentales. Se compararon las medias de la Resistencia a la Compresión de los grupos, donde en el Grupo 1 fue de 38.73 MPa y el Grupo 6 de 38.54 MPa. **Conclusión:** Es posible reducir el tiempo de fraguado del Biodentine® con la adición de BondBone® sin afectar su resistencia a la compresión.

Palabras clave: Tiempo de fraguado, Silicato tricálcico (Biodentine®), Sulfato de calcio bifásico (BondBone®) resistencia a la compresión.

Abstract: Biodentine® is one of the most successful bioactive materials for the treatment of pulpotomies, however, the existence of materials that have physicochemical properties is required to help plan reduced work times to maintain good behavior control and ensure treatment success **Objective:** The aim of this study was to determine the properties of tricalcium silicate modified with biphasic calcium sulfate. **Materials and Methods:** An experimental study was carried out as follows: 6 groups were prepared with different mixtures of Biodentine® and BondBone® (n=8 each), and two control groups Biodentine® (CBio) and BondBone® (CBond). The first contained 95% -5% (CBB5), the second 90% -10% (CBB10), the third 85% -15% (CBB15) and the fourth 80% -20% (CBB20) of Biodentine® and BondBone® respectively. Two mechanical tests were performed in a Universal Testing Machine: setting time and compression resistance. **Results:** It was observed in the comparison of Time of Setting that Group 1 obtained the highest value (14.47 minutes) with respect to the experimental groups. The means of the compression resistance of the groups were compared, where in Group 1 it was 38.73 MPa and Group 6 of 38.54 MPa. **Conclusions:** It is possible to reduce the setting time of Biodentine® with the addition of BondBone® without modifying its compressive Strength.

Key words: Setting time, Tricalcium silicate, Biodentine®, Bifasic calcium sulfate, BondBone® strength resistance.

*Alumna de la especialidad de Odontopediatría, FO UNAM.

§ Profesor de la especialidad de Odontopediatría, FO UNAM.

** Profesor titular de tiempo completo del laboratorio de Biomateriales Dentales, FO UNAM

Introducción

Los materiales bioactivos posibilitan la reparación o regeneración del tejido por medio de los mecanismos fisiológicos de mineralización y restableciendo las propiedades mecánicas, para obtener resultados clínicos exitosos con enfoque biomimético; manteniendo una filosofía restaurativa conservadora lo más cercana a las propiedades de los tejidos dentarios. En odontopediatría se requiere la existencia de materiales que tengan propiedades fisicoquímicas que ayuden a planificar tiempos de trabajo reducidos para mantener un buen control de conducta y asegurar el éxito del tratamiento, es por esta razón que estos materiales son ampliamente utilizados en lesiones de caries profundas, así como en tratamientos pulpares (pulpotomías y apexificaciones).

Diversos estudios recomiendan emplear el silicato tricálcico ($3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$) como una restauración semipermanente que obture por completo una cavidad profunda y esperar siete días para reducir el material y realizar la obturación definitiva.¹ También consideran que el tratamiento sea de dos citas debido a que el máximo endurecimiento se da después de 28 días.² Cuando se opta por hacer la restauración en la misma sesión es importante esperar de 12 a 15 minutos después de colocado el material por su tiempo de fraguado.

En 1993 se desarrolló el mineral trióxido agregado (MTA) con potencial para sellar perforaciones localizadas entre tejido pulpar y tejido periodontal; conformado por 80% Cemento Portland y 20% Trióxido de Bismuto para proporcionarle radiopacidad.³ Es

reconocido como un material bioactivo, conductor de tejido duro y biocompatible. La interacción de las partículas de silicato de calcio con el agua genera un gel amorfo nanoporoso de silicato de calcio hidratado (SCH gel) en las partículas de cemento, mientras que el Hidróxido de calcio ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) (portlandita) nuclea y crece en los huecos disponibles y espacios de los poros.⁴

La empresa Septodont desarrolló un material basado de silicato de calcio superando en sus propiedades al MTA, perfeccionando el procesado de las materias para lograr un producto con pureza final, el Biodentine®.⁵ El silicato tricálcico ($3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$) es el componente principal del Biodentine® (Figura 1) Como resultado se obtuvo un material de tiempo "corto" de fraguado y con una resistencia mecánica similar en rangos con la dentina. Este cemento tiene una biocompatibilidad equivalente al MTA.² Biodentine® mostró menor microfiltración en comparación con MTA y por lo tanto puede ser una buena alternativa al MTA.⁶ Dentro de las características y propiedades del Biodentine® está la reacción de fraguado que se desencadena al estar en contacto con el agua, este cemento se hidrata y cristaliza provocando tanto el fraguado como el endurecimiento. Cada grano hidratado produce un gel de silicato hidratado e hidróxido de calcio.⁴ Este proceso de precipitación se ve reforzado en los sistemas con bajo contenido de agua.⁵ El encargado de regular el fraguado en el Biodentine® es el silicato tricálcico en conjunto con su vehículo cloruro de calcio dihidratado ($\text{CaCl}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$) que lo acelera. Comparándolos, se obtuvo una reducción del tiempo de fraguado, ya

que el MTA cuenta con un fraguado inicial de 8.5 ± 12.4 min y el Biodentine® de 6.5 ± 7.5 min y un fraguado final de 10 ± 12 minutos. Este cambio fue debido a su menor tamaño de partículas, que ofrece mayor superficie y menor tiempo de fraguado acelerando la reacción y necesitando una menor cantidad de líquido.²

El carbonato de calcio (CaCO_3) funciona como un relleno en conjunto con un polímero hidrosoluble que va a disminuir la viscosidad mediante un policarboxilato modificado, que logra una alta resistencia a corto plazo, reduciendo la cantidad de agua requerida por la mezcla optimizando su manipulación. Y el dióxido de zirconio (ZrO_2) genera la radiopacidad del cemento.² Se caracteriza por ser inorgánico y no metálico.⁷ En este nuevo cemento se controló la pureza del silicato de calcio, eliminando el aluminio y otras impurezas, por tal motivo, incrementa las propiedades físico-químicas, generando poca porosidad y resultando en una mayor resistencia.⁵ La resistencia mecánica del Biodentine® es 131.5 MPa en el primer día y va aumentando hasta llegar a 300 MPa en un mes, donde se estabiliza y alcanza una resistencia mecánica parecida a la de la dentina de 297 MPa.⁸

La casa comercial MIS® ha desarrollado un material de injerto de unión llamado BondBone® (MIS Implants, Israel); es un innovador material de injerto óseo sintético compuesto de sulfato de calcio bifásico puro (2CaSO_4) excelente aglutinante para otros materiales de aumento granular. Debido a su nuevo proceso de ingeniería, sulfato de calcio bifásico tiene excelentes propiedades, su pasta maleable inicial es rápida, no se ve afectada por la presencia de sangre y saliva, es de manejo fácil y

previene la migración de partículas, apoyando resultados predecibles.⁹

El sulfato de calcio bifásico es versátil puede utilizarse como un material de unión dentro de un injerto compuesto o por sí mismo. Es osteoconductor ya que su estructura porosa única del sulfato de calcio bifásico permite la infiltración de factores de crecimiento a través de sus microporos, así como la angiogénesis y la proliferación celular a través de sus macroporos. Completamente reabsorbible debido a que el sulfato de calcio bifásico se reabsorbe completamente siendo sustituido por hueso natural. La pasta de sulfato de calcio bifásico maleable inicia y se establece dentro de los dos a los cinco minutos, lo que permite una reducción significativa del tiempo de procedimiento y un manejo excelente.¹⁰ Los artículos encontrados sobre BondBone®, son dirigidos mayormente a probar su capacidad de reabsorción, su fraguado en presencia de humedad y por su osteoinducción.(Figura 1)

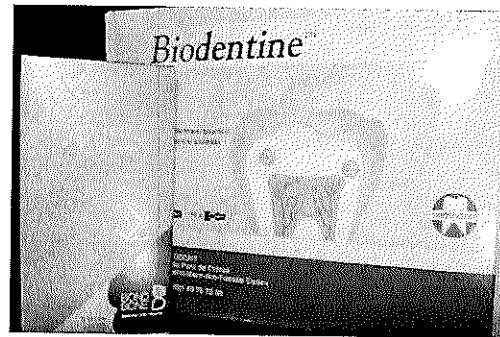


Figura 1 Materiales utilizados en el estudio.

En esta perspectiva, se busca encontrar posibles sinergias con los materiales existentes en el mercado que pudieran interactuar positivamente con el silicato tricálcico para disminuir su tiempo de fraguado final sin disminuir su fuerza a la compresión en este caso dicho material es el sulfato de calcio bifásico.

Métodos

Se realizó un estudio de diseño experimental y comparativo donde se prepararon 6 grupos (n=8 c/u), 2 control Biodentine® (CBio) y BondBone® (CBond) y 4 grupos experimentales (Tabla 1). El primero de los experimentales contenía 95%-5% (CBB5), el segundo 90%-10% (CBB10), el tercero 85%-15% (CBB15) y el cuarto 80%-20% (CBB20) de Biodentine® y BondBone® respectivamente. (Tabla 1) El estudio constó de 2 pruebas físicas: tiempo de fraguado y resistencia a la compresión.

Distribución de los Grupos			
Código	Grupo	Biodentine®	BondBone®
CBio	1	100%	0%
CBond	2	0%	100%
CBB5	3	95%	5%
CBB10	4	90%	10%
CBB15	5	85%	15%
CBB20	6	80%	20%

Tabla 1. Código y porcentajes de los grupos control y experimentales

Tiempo de Fraguado

Las muestras para esta prueba fueron preparadas según la norma ISO6876:2012 de Materiales para el Sellado de Conductos Radiculares.¹¹ Se realizaron en laboratorio 48 moldes de yeso tipo II de 10mm de diámetro x 1 mm de alto (Figura 2), los cuales se almacenaron previamente durante 24 horas a 37°C y una humedad relativa del 95% en la Estufa de control de humedad y temperatura.

Los Grupos control se manipularon según las instrucciones del fabricante, a cada cápsula de Biodentine® (Septodont, Francia), se le agregaron 5 gotas de la monodosis líquida del producto y fue colocada en un vibrador de 4,500rpm (Silamat S6 de Ivoclar Vivadent®) durante 30 segundos.¹²

La jeringa de BondBone® 1cc se preparó con medio cartucho de Lidocaína 36mg y Epinefrina de 18 µg (Zeyco, México) y con una gasa se presionó contra la jeringa durante 3 a 5 segundos para absorber el exceso de líquido, se colocó el material en los moldes y se presionó con una gasa húmeda de anestésico durante 1 minuto.⁹

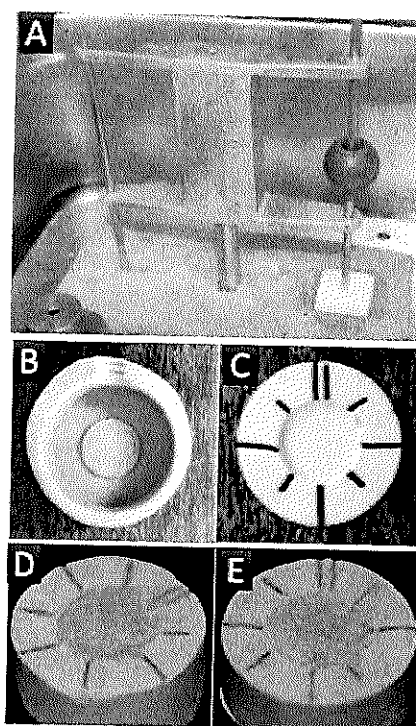


Figura 2.A) Aguja de Guilmore B) Negativo de molde C) Molde para la prueba D) y E) Muestras de Tiempo de Fraguado

Los materiales se colocaron en los moldes de yeso tipo II, al minuto 7:00 (Grupo 1) y al minuto 2:00 (Grupo 2) después de iniciado el proceso de mezclado, se empezaron a generar los registros con el Indentador métrico tipo Gilmore (Figura 2) con una masa de 10g y un extremo plano de 1mm de diámetro, 5mm de largo; en intervalos de 10 segundos, la acción se repitió hasta que se dejaron de percibir indentaciones completas y fue

registrado el tiempo en que esto ocurrió, desde el final del mezclado.¹³

Resistencia a la Compresión

Se utilizaron moldes de silicona de condensación con forma cilíndrica de 4mm de altura y 3mm de diámetro que se almacenaron previamente durante 24 horas a 37°C y una humedad relativa del 95% en la Estufa de control de humedad y temperatura. (Figura 3)¹¹

Después de 1 hora de generadas las muestras se sumergen en agua Grado 3 conforme a la Norma ISO 3696 (agua bidestilada) a una temperatura de 37±1°C durante 23±0,5 h. Antes de realizar la prueba en la Máquina Universal INSTRON, se midieron diámetro y altura de cada una de las muestras con un vernier, con precisión de ±0.01mm. (Figura 2)¹³

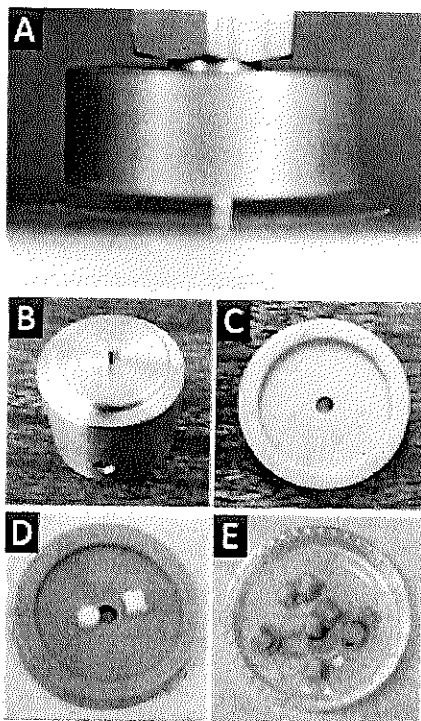


Figura 3. A) INSTRON B) Negativo del molde C) Molde para muestras D) y E) Muestras para Resistencia a la Compresión

Se colocaron entre las placas del dispositivo y se aplicó una fuerza de

compresión en el eje longitudinal de la muestra. Se registró el valor de la carga aplicada hasta que la muestra se fracturó y se obtuvo la resistencia a la compresión C, en MPa utilizando la fórmula:

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

Dónde:

p= es la fuerza máxima aplicada, en Newtons.

π = constante 3.1416

d= Diámetro de la muestra (mm)

Resultados

Los resultados de los grupos control y experimentales (Figura 3) fueron analizados con ayuda del programa informático SPSS versión 25.0 bajo un nivel de confianza de 95%, un margen de error del 5%. Se realizaron pruebas estadísticas descriptivas y la prueba paramétrica de ANOVA de un factor y comparaciones múltiples *Post hoc* de Tukey. La diferencia estadística se consideró significativa al nivel de 0.05.

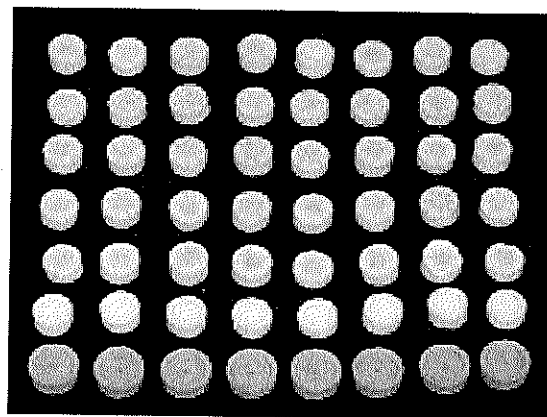


Figura 4. Muestras control y experimentales.

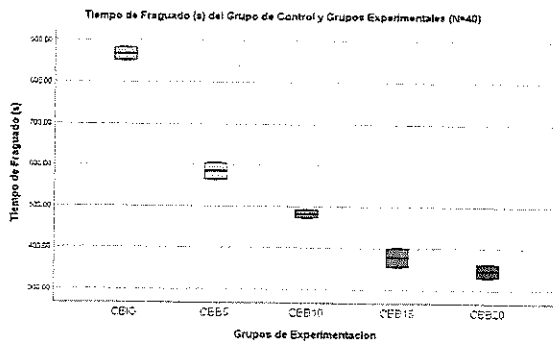
Tiempo de Fraguado

Se observó en la comparación de tiempo de fraguado que el Grupo 1 obtuvo el valor más alto (14.47 minutos) con respecto a los grupos experimentales. (Tabla 2)

Tiempo de Fraguado (Minutos)			
Grupo	Miníma	Máxima	Mediana
CBio(1)	14.19	14.75	14.47
CBB5(3)	9.40	10.10	9.75
CBB10(4)	7.86	8.22	8.04
CBB15(5)	5.90	6.70	6.30
CBB20(6)	5.47	6.05	5.76

Tabla 2 Estadística descriptiva de Tiempo de Fraguado

Resultando así que en el grupo 6 se observó una disminución del 60% en el tiempo de fraguado (de 14.47 a 5.76) esto se encuentra en la gráfica 1.



Gráfica 1 Tiempo de Fraguado (s) del Grupo de Control y Grupos Experimentales (n=40)

Se encontró una diferencia estadísticamente significativa en la prueba de Tiempo de Fraguado entre los grupos estudiados con la prueba de ANOVA de una vía con valores de $F=1046.695$ y $p=0.000$ (Tabla 3).

ANOVA					
Tiempo de Fraguado (Segundos)					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre	1412123.16	4	353030.79	1046.70	0.000
Dentro de grupos	11804.85	35	337.28		
Total	1423928.01	39			

Tabla 3 ANOVA de Tiempo de Fraguado. la Prueba ANOVA de una vía ($F=1046.695$, $p=0.000$)

Se procesó la prueba *Post Hoc* de Tukey obteniendo una diferencia estadísticamente significativa entre el grupo control (Grupo 1) y los grupos experimentales. En el análisis entre los grupos experimentales no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los grupos 5 y 6 (Tabla 4)

Comparaciones múltiples

Tiempo de Trabajo
HSD Tukey

(I) GRUPO		Diferencia de medias (I-J)	Sig.
CBIO	CBB5	283.02000*	0.000
	CBB10	385.66500*	0.000
	CBB15	489.90500*	0.000
	CBB20	522.17000*	0.000
CBB5	CBIO	-283.02000*	0.000
	CBB10	102.64500*	0.000
	CBB15	206.88500*	0.000
	CBB20	239.15000*	0.000
CBB10	CBIO	-385.66500*	0.000
	CBB5	-102.64500*	0.000
	CBB15	104.24000*	0.000
	CBB20	136.50500*	0.000
CBB15	CBIO	-489.90500*	0.000
	CBB5	-206.88500*	0.000
	CBB10	-104.24000*	0.000
	CBB20	32.26500*	0.010
CBB20	CBIO	-522.17000*	0.000
	CBB5	-239.15000*	0.000
	CBB10	-136.50500*	0.000
	CBB15	-32.26500*	0.010

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel .05.

Tabla 4 HSD de Tukey de Tiempo de Fraguado. Se encontraron diferencia estadísticamente significativa en todos los grupos de estudio

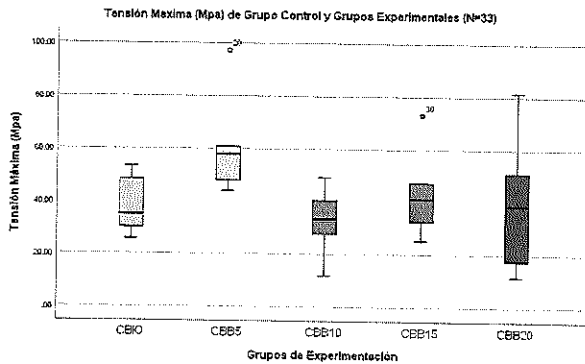
Resistencia a la Compresión

Se compararon las medias de la resistencia a la compresión de los grupos, donde en el Grupo 1 fue de 38.73 MPa y el Grupo 6 de 38.54 MPa (Tabla 5)

Resistencia a la Compresión (Mpa)			
Grupo	Miníma	Máxima	Mediana
CBio (1)	25.68	53.33	38.73
CBB5 (3)	43.91	97.17	60.88
CBB10 (4)	11.89	49.27	33.02
CBB15 (5)	25.17	73.05	43.36
CBB20 (6)	11.66	81.57	38.54

Tabla 5 Estadística descriptiva de Resistencia a la Compresión

En la Gráfica 2 se observa que los valores de los grupos 1, 4, 5 y 6 se encuentran dentro del mismo rango a diferencia del grupo 3 donde se presentó una Resistencia a la compresión de 60.88 MPa.



Gráfica 2 Tensión Máxima (MPa) de Grupo Control y Grupo Experimentales (n=33)

No se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos estudiados con la prueba de ANOVA de una vía con valores de $F=2.265$, $p=0.087$ (Tabla 6).

Tensión Máxima (Mpa)	ANOVA				
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre	2868.162	4	717.040	2.265	0.087
Dentro de grupos	8862.723	28	316.526		
Total	11730.885	32			

Tabla 6 Prueba de ANOVA de Tensión Máxima (MPa) La prueba de ANOVA de una vía no demostró que existiera diferencia estadísticamente significativa ($F=2.265$, $p=0.087$)

Se analizó la prueba *Post Hoc* de Tukey, no se obtuvo diferencia estadísticamente significativa entre ningún grupo, incluso no se presentó entre el Grupo 1 y el Grupo 3 donde la Resistencia a la compresión aumento un 57.17% (Tabla 7)

Comparaciones múltiples			
Tensión Máxima			
HSD Tukey			
(I) GRUPO		Diferencia de medias (I-J)	Sig.
CBIO	CBB5	-22.14714	0.196
	CBB10	5.70714	0.974
	CBB15	-4.63381	0.990
	CBB20	0.19286	1.000
CBB5	CBIO	22.14714	0.196
	CBB10	27.85429	0.062
	CBB15	17.51333	0.447
	CBB20	22.34000	0.189
CBB10	CBIO	-5.70714	0.974
	CBB5	-27.85429	0.062
	CBB15	-10.34095	0.832
	CBB20	-5.51429	0.977
CBB15	CBIO	4.63381	0.990
	CBB5	-17.51333	0.447
	CBB10	10.34095	0.832
	CBB20	4.82667	0.988
CBB20	CBIO	-0.19286	1.000
	CBB5	-22.34000	0.189
	CBB10	5.51429	0.977
	CBB15	-4.82667	0.988

Tabla 7 HSD de Tukey de Tensión Máxima. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos

Discusión

El objetivo del presente estudio fue determinar el efecto en las propiedades del Silicato tricálcico modificado con Sulfato de calcio bifásico. El Sulfato de calcio bifásico fue el material de elección debido a su biocompatibilidad, su capacidad hemostática, estimulación

osteoblastica.¹⁴Faezeh Hajiali y colaboradores presentan que cuenta con una resistencia a la compresión que va de 0.6 a 2.41 MPa, los resultados de este estudio fueron una media de 1.60 MPa por lo que se encontraron valores dentro del rango ya descrito. El tiempo del fraguado que maneja el fabricante de BondBone[®] es de 2-5 minutos y Robert A. Horowitz menciona que en promedio es de 3 minutos, sin embargo, en este estudio se observó que el tiempo medio de fraguado fue de 12.64 minutos.^{9,15}

Varios artículos mencionan que Biodentine[®] tiene un tiempo de fraguado inicial superior a 6 minutos y un tiempo de fraguado final de 10 a 12 minutos.^{2 5,7} En la investigación llevada a cabo el 2014 donde se estudió el tiempo de fraguado del Biodentine[®], Grech señala que después de estar sumergido en solución de Hank las indentaciones mostraron un fraguado inicial de 15 minutos y un fraguado final de 45 minutos. Butt y colaboradores en su estudio, mencionan que el valor de tiempo de fraguado es de 6.5 ± 1.7 minutos¹⁶. Otro estudio realizado por Muñoz García en 2017, obtuvo que el tiempo de fraguado era de 7.93 minutos¹⁷. Los resultados en este estudio fueron parecidos a los obtenidos por Grech y superiores a los demás estudios y a las especificaciones del fabricante debido a que nuestra media fue de 14.47 minutos realizando la prueba según las especificaciones de la ISO9917-1:2007 de Cementos a base de agua.

En la prueba de resistencia a la compresión se obtuvo un valor medio de 38.73 MPa en las muestras control valores por debajo de lo que reporta la literatura. O'Brien en 2002 mencionó que la resistencia mecánica del

Biodentine[®] era de 131.5 MPa en el primer día y va aumentando hasta llegar a 300 MPa en un mes⁸. En el estudio de Grech concluye que la resistencia a la compresión del Biodentine[®] es de 67.18 MPa, mientras que el resultado de García Muñoz fue de 125.18 MPa y del estudio de Butt de 139.5 MPa

Conclusiones

Se pueden concluir los siguientes puntos:

- Es posible reducir el Tiempo de Fraguado del Biodentine[®] con la adición de BondBone[®]
- Al adicionar BondBone[®] al Biodentine[®] en diversos porcentajes la Resistencia a la Compresión no se ve alterada
- Al adicionar 5% de BondBone[®] al Biodentine[®] se presenta una reducción del 60% del Tiempo de Fraguado y un aumento de 56.9% de Resistencia a la Compresión.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca proporcionada a Ruiluz Alivmar Chang Cobos durante el curso de la Especialización en Odontopediatría de la DEPEI, FO UNAM; también al personal del Laboratorio de Materiales Dentales de la DEPEI F.O UNAM. A la casa comercial Mis Implant[®] (Israel) por la donación del material BondBone[®] para la realización de las muestras.

Referencias

1. Koubi G, Colon P, Franquin JC, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clin Oral*

- Investig.* 2013;17(1):243-249. 2. Cedrés. Cecilia; Giani, Andres; Laborde JC. Una nueva alternativa biocompatible: Biodentine. *Actas Odontol.* 2014;XI(1):11-17. <http://revistas.ucu.edu.uy/index.php/actasodontologicas/article/view/965>.
3. Flores-Ledesma A, Barceló Santana F, Bucio L, Arenas-Alatorre JA, Faraji M, Wintergerst AM. Bioactive materials improve some physical properties of a MTA-like cement. *Mater Sci Eng C.* 2017;71:150-155.
 4. Citlalli A, Rocha R, Padrón GH. Análisis fisicoquímico del MTA Angelus® y Biodentine® dispersiva, fluorescencia de rayos X, microscopio electrónico de. *Rev Odontol Mex.* 2015;19:174-180.
 5. Valencia C, Jesús J De. Tricálcico modificado A new bioactive dentine substitute. Purified Tricalcium Silicate. *Rev RODYB.* 2013;11:1-19.
 6. Samuel A, Asokan S, Geetha Priya P, Thomas S. Evaluation of sealing ability of Biodentine™ and mineral trioxide aggregate in primary molars using scanning electron microscope: A randomized controlled in vitro trial. *Contemp Clin Dent.* 2016;7(3):322.
 7. Nanopartículas C, Bioactivo DEV, Rebaudo GS. Modificado con nanopartículas de vidrio activo. Gabriela Sepúlveda Rebaudo. 2015.
 8. Walker MP. *Dental Materials and Their Selection.* Vol 12.; 2003.
 9. Implant M. BondBone Ficha Técnica Mis implant. 2012.
 10. Lombardo G, Corrocher G, Rovera A, et al. Case Report Decontamination Using a Desiccant with Air Powder Abrasion Followed by Biphasic Calcium Sulfate Grafting: A New Treatment for Peri-Implantitis. 2015;2015.
 11. Standardization IO. ISO 6876: Materiales para el sellado de conductos radiculares. 2012:6876.
 12. Septodont Corporate. Ficha Técnica. 2009:1.
 13. Standardization IO for. International Organization for Standardization ISO 9917-1. 2007.
 14. López J, Alarcón M. Sulfato de calcio: propiedades y aplicaciones clínicas Calcium sulfate: properties and clinical applications. 2011.
 15. Robert A. Horowitz, Michael D. Rohrer, Hari S. Prasad, Nick Tovar ZM. Enhancing extraction socket therapy with biphasic calcium sulfate. In: *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995),* 33(6).; 2012.
 16. Butt N, Talwar S, Chaudhry S, Nawal RR, Yadav S, Bali A. Comparison of physical and mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Indian J Dent Res.* 2014;25(6):692-697.
 17. Garcia DGM. Propiedades Físicas del nuevo cemento Biodentine de acuerdo a la norma de los cementos dentales a base de agua N- 96 ANSI/ADA. 2017.