



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Efecto de selladores biocerámicos del conducto radicular
en la resistencia a la fractura de dientes tratados
endodóncicamente

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

ESPECIALISTA EN ENDODONCIA

P R E S E N T A:

ALEJANDRO CORONADO PUENTE

TUTOR: Dr. MIGUEL ÁNGEL ARAIZA TÉLLEZ

ASESOR: Esp. AMMY SOLACHE MIRANDA

Efecto de selladores biocerámicos del conducto radicular en la resistencia a la fractura de dientes tratados endodóncicamente.

Alejandro Coronado Puente*, Ammy Solache Miranda[§], Miguel Ángel Araiza Téllez **

RESUMEN

Introducción: Los cementos selladores a base de silicato de calcio son una alternativa que podría mejorar la resistencia a la fractura radicular. El objetivo de este estudio es evaluar y comparar el efecto de diferentes selladores biocerámicos en la resistencia a la fractura en raíces tratadas endodóncicamente. **Materiales y métodos:** Sesenta premolares humanos unirradiculares se prepararon a una longitud apico-coronal de 13mm; La limpieza y conformación de los conductos radiculares se realizó con limas rotatorias ProTaper Next[®] y se irrigó con NaOCl al 2.5%. Fueron asignados a 6 grupos de manera aleatoria (n=10) y fueron obturados de la siguiente manera: Grupo 1 (AH Plus[®]), grupo 2 (EndoSequence[®] BC Sealer[™]), grupo 3 (MTA Fillapex[®]) grupo 4 (BioRoot[™] RCS) grupo 5 (Control Positivo) y grupo 6 (Control Negativo). Los dientes se montaron en moldes de polimetilmetacrilato y se colocaron en un aditamento con 45° de angulación y se ejerció una carga en una celda de 5KN en una máquina de prueba universal Instron[®] a una carga de 1mm/min hasta que se logró la fractura radicular. Se sometieron los datos obtenidos por resistencia a la fractura y tensión máxima a análisis estadístico utilizando el programa SPSS V.25 (IBM, USA). Se utilizó un análisis de varianza unidireccional (ANOVA) para las asociaciones entre los grupos tratados. Posteriormente, se determinaron las asociaciones intra grupales mediante una prueba *pos hoc* de Tukey a una $p < 0.05$. **Resultados:** La resistencia a la fractura fue significativamente mayor en los grupos Control Negativo (0.74 ± 0.29 KN), seguido del grupo BioRoot (0.56 ± 0.16 KN), sin diferencia significativa entre ellos, mientras que el valor significativamente más bajo fue observado en el grupo de AH Plus[®] (0.33 ± 0.15). **Conclusiones:** Los selladores biocerámicos utilizados en el presente estudio aumentaron la resistencia a la fractura en las raíces tratadas endodóncicamente.

Palabras clave: *Cemento biocerámico, resistencia a la fractura, sellador a base de silicato de calcio*

SUMMARY

Introduction: Calcium silicate based sealing cements are an alternative that could improve resistance to root fracture. The objective of this study is to evaluate and compare the effect of different bioceramic sealers on fracture resistance in endodontically treated roots. **Materials and methods:** Sixty unirradicular human premolars were prepared at an apico-coronal length of 13mm; The cleaning and shaping of the root canals was performed with ProTaper Next[®] rotary files and irrigated with 2.5% NaOCl. They were assigned to 6 groups at random (n = 10) and were sealed as follows: Group 1 (AH Plus[®]), group 2 (EndoSequence[®] BC Sealer[™]), group 3 (MTA Fillapex[®]) group 4 (BioRoot[™] RCS) group 5 (Positive Control) and group 6 (Negative Control). The teeth were mounted in polymethyl methacrylate molds and placed in an attachment with 45 ° angulation and a load was exerted on a 5KN cell in an Instron[®] universal test machine at a load of 1mm / min until radicular fracture was achieved. The data obtained by fracture resistance and maximum stress were subjected to statistical analysis using the SPSS V.25 program (IBM, USA). A unidirectional analysis of variance (ANOVA) was used for the associations between the treated groups. Subsequently, intra-group associations were determined by a Tukey poshoc test at $p < 0.05$. **Results:** Fracture resistance was significantly higher in the Negative Control groups (0.74 ± 0.29 KN), followed by the BioRoot group (0.56 ± 0.16 KN), with no significant difference between them, while the significantly lower value was observed in the AH Plus[®] group (0.33 ± 0.15). **Conclusions:** The bioceramic sealers used in the present study increased the resistance to fracture in endodontically treated roots.

Keywords: *Bioceramic Cement, fracture resistance, calcium silicate based sealant*

* Egresado de la Especialidad de endodoncia, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, UNAM.

[§] Profesora de la Especialización en Endodoncia, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, UNAM.

** Profesor Tiempo Completo, Laboratorio de Biomateriales, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, UNAM.

INTRODUCCIÓN

La fractura vertical radicular (FVR) se define como una fractura longitudinal de la raíz con líneas de fractura paralelas al eje longitudinal del diente ¹. La FVR es una complicación grave que puede ocurrir durante o después del tratamiento del conducto radicular y, a menudo, conduce a la extracción del diente. La prevalencia de la FVR es del 11-20% en los dientes extraídos con tratamiento endodóncico ². Se ha informado que la resistencia de las raíces contra la fractura se reduce como resultado de la preparación mecánica y química, la pérdida excesiva de material y la fuerza aplicada durante el llenado del conducto radicular ³.

Uno de los objetivos principales del tratamiento endodóncico es reforzar la estructura dental remanente con materiales de relleno del conducto radicular después de la preparación mecánica y química ⁴. Estos materiales de relleno intraconducto pueden prevenir FVR que pueden surgir durante o después del tratamiento del conducto radicular ⁵.

Se ha sugerido que un material de relleno ideal debería adherirse a la dentina del conducto radicular y reforzar la estructura dental restante contra la fractura para mejorar el éxito a largo plazo ⁴. Con respecto a esto, los selladores del conducto radicular pueden desempeñar un papel importante ya que la gutapercha es incapaz de adherirse a las paredes del conducto ⁶. La gutapercha con un sellador a base de resina epoxi se ha establecido como el estándar de oro

entre los materiales de obturación. A pesar de varias ventajas exhibidas por este material, su naturaleza hidrofóbica y su incapacidad para reforzar suficientemente el conducto radicular siguen siendo sus inconvenientes. A raíz de este concepto, el empleo de materiales biocerámicos para la obturación del sistema de conductos radiculares (SCR) ha tomado importancia. El mecanismo de acción involucrado en el fraguado de estos materiales es su capacidad para fragmentarse utilizando la humedad intrínseca presente en los túbulos dentinarios que permite que el material se adhiera a la pared y al núcleo del conducto radicular, además de aumentar las fuerzas de unión.

EndoSequence[®] BC Sealer[™] (Brasseler USA), MTA Fillapex[®] (Angelus, Londrina, PR, Brasil) y BioRoot[™] RCS (Septodont, Saint-Maur-des-Fosses, Francia) se han introducido recientemente como selladores a base de silicato en el mercado dental.

El objetivo de este estudio es comparar de manera *in vitro* la influencia de los selladores EndoSequence[®] BC Sealer[™], MTA-Fillapex[®], BioRoot[™] RCS y AH Plus[®] sobre la resistencia a la fractura radicular de dientes humanos unirradiculares tratados endodóncicamente.

MATERIALES Y MÉTODOS

Selección y preparación de las muestras

Se utilizaron un total de 60 dientes humanos sin caries, recién extraídos con ápices completamente formados de una sola raíz con dimensiones buco-linguales y mesio-linguales muy

similares. Los dientes fueron extraídos por razones ortodóncicas. Después de la extracción los dientes fueron colocados 1 hora en solución de NaOCl al 5.25% para inactivar y retirar tejidos orgánicos. Después fueron colocados en una solución buffer (TBS, SIGMA) ajustada a un pH de 8.0. Se utilizaron radiografías preoperatorias y microscopio dental (Opmi® Pico Dental, Carl Zeiss) para garantizar que los dientes no tuvieran ápices abiertos, múltiples conductos, calcificaciones o fisuras. Todos los dientes fueron cortados transversalmente a 13mm del ápice con un disco de diamante flexible montado en una pieza de mano de baja velocidad y abundante agua.

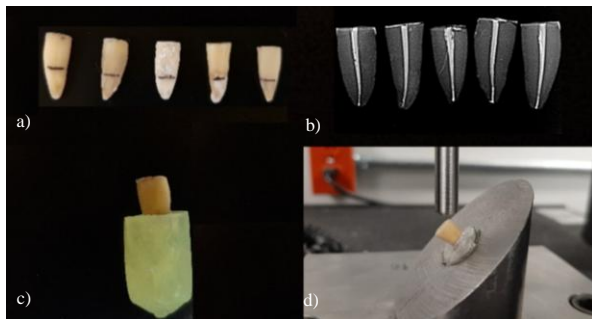


Figura 1 a), b), c) Muestras cortadas a 13mm, obturadas con sellador y colocadas en un molde de metilmetacrilato d) Modelo experimental de carga compresiva en la máquina de pruebas mecánicas Instron®

Para estandarizar la longitud de trabajo, se insertó una lima manual tipo K-10 (Dentsply Maillefer, Suiza) dentro del conducto hasta que la punta del instrumento fuera visible en el foramen apical. La longitud de trabajo se determinó 1mm corto. Los conductos radiculares se instrumentaron con lima manual tipo K-15 (Dentsply Maillefer, Suiza), seguido de los instrumentos rotatorios ProTaper Next® (Dentsply Maillefer) usando una técnica Crown Down de manera secuencial a una

velocidad de 300rpm según las instrucciones del fabricante para terminar con una lima maestra X3 durante la instrumentación. Los conductos radiculares se irrigaron con 2ml de NaOCl al 2,5% utilizando una aguja Endo Eze® (Ultradent). Después de cada instrumentación, los conductos fueron sometidos a un protocolo de irrigación como fue descrito por Van der Sluis⁷ haciendo ciclos de NaOCl, EDTA al 17%, suero fisiológico y finalmente secados con puntas de papel ISO 30. Luego, las puntas de gutapercha de cono maestro (ISO 30) fueron adaptadas a longitud de trabajo y se confirmó el ajuste radiográficamente Figura 1.

Los dientes se dividieron aleatoriamente en 5 grupos de la siguiente manera:

- G1: Se instrumentó y se obturó con AH Plus®.
- G2: Se instrumentó y se obturó EndoSequence® BC Sealer™.
- G3: Se instrumentó y se obturó con MTA Fillapex®.
- G4: Se instrumentó y se obturó con BioRoot™ RCS.
- G5: Se instrumentó, pero no se obturó (Control Positivo).
- G6: No se instrumentó ni se obturó (Control Negativo).

Para todas las muestras experimentales, se tomaron radiografías posteriores a la obturación en ambas direcciones (bucal-lingual y mesio-distal) para asegurar una obturación adecuada y homogénea sin espacios. Las raíces obturadas se almacenaron en una estufa durante 7 días a 37°C y 100% de humedad para permitir que el sellador fragüe por completo.

Prueba de resistencia a la fractura

La superficie de las raíces fue cubierta con 2 capas de esmalte de uñas para simular el espacio del ligamento periodontal. Después cada diente se montó verticalmente a una profundidad de 5 mm en un bloque de acrílico utilizando moldes calibrados Figura 1.

La resistencia a la fractura ofrecida por las muestras de todos los grupos se probó utilizando una máquina de prueba universal Instron®. Una barra cilíndrica de acero endurecido de 3mm de diámetro en la punta para aplicar fuerza sobre la raíz. Se aplicó una carga en una angulación a 45° con una fuerza continua (1mm/min) hasta que se produjo la fractura. La fractura se definió como el punto en el que se observó una caída brusca e instantánea. Para la mayoría de las muestras se escuchó un crack y la cantidad requerida para la fractura se registró en Kilo Newtons (KN) Figura 1.

Comité de ética

Este trabajo (CIE/0113/10/2019) fue aprobado y avalado por el Comité de Investigación y Ética de la Facultad de Odontología de la UNAM.

Análisis estadístico

Los datos de carga de fractura se trataron estadísticamente con el programa SPSS V.25 (IBM, USA). Se utilizó un análisis de varianza unidireccional (ANOVA) para las asociaciones entre los grupos tratados. Posteriormente, se determinarán las asociaciones intragrupales mediante una prueba *pos hoc* de Tukey a una $p < 0.05$.

Resultados

Los valores obtenidos en la máquina de pruebas universales Instron® de cada

uno de los grupos se encuentran en la Tabla 1.

En la prueba realizada se encontró que la fuerza máxima ejercida para producir la fractura en los especímenes fue para el grupo Control Negativo, ($\bar{x} = 0.74 \pm 0.29 \text{KN}$), seguido del grupo BioRoot® RCS ($\bar{x} = 0.56 \pm 0.16 \text{KN}$). Por otro lado, en la prueba de tensión máxima (TM) el grupo AH Plus® tuvo el valor más alto ($\bar{x} = 46.53 \pm 29.83 \text{MPa}$), lo que representó casi 5 veces el valor del Control Positivo ($\bar{x} = 9.43 \pm 3.80 \text{MPa}$), y el doble de la media de los grupos Control Negativo ($\bar{x} = 19.64 \pm 5.31 \text{MPa}$), MTA Fillapex® ($\bar{x} = 16.76 \pm 7.32 \text{MPa}$), BioRoot™ RCS ($\bar{x} = 14.13 \pm 3.84 \text{MPa}$) y EndoSequence® BC Sealer™ ($\bar{x} = 13.86 \pm 6.07 \text{MPa}$). De la misma manera, al analizar el módulo de Young (MY) se encontró que AH Plus® fue el grupo que tuvo el valor más alto ($\bar{x} = 2206.70 \pm 1074.79 \text{MPa}$) seguido del Control Negativo ($\bar{x} = 1412.80 \pm 593.90 \text{MPa}$). Finalmente, el grupo AH Plus® también tuvo una deformación más alta ($\bar{x} = 0.66 \pm 0.07 \text{mm/mm}$) siendo BioRoot™ RCS el que menos se deformó ($\bar{x} = 0.42 \pm 0.01 \text{mm/mm}$).

Sellador	Carga Max (KN)	Tens Max (MPa)	Módulo (MPa)
AH Plus	0.33**	46.53*	2206.70*
EndoSequence	0.50	13.86	659.34
MTA F	0.60	16.76	968.70
BioRoot	0.56	14.13	1340.91
Control Positivo	0.38	9.43**	561.49**
Control Negativo	0.74*	19.64	1412.80

* Valor mayor

** Valor menor

Tabla 1. Promedio de valores de las pruebas mecánicas.

La representación de los valores de carga máxima (CM) de cada uno de los grupos se encuentran en la Figura 2.

El Control Negativo tuvo la media más alta (0.7441KN). Entre los materiales biocerámicos, los grupos BioRoot™ RCS y MTA Fillapex® tuvieron casi el mismo valor de mediana (0.5545KN y 0.5517KN, respectivamente). Sin embargo, la distribución fue diferente en cada uno de ellos, siendo BioRoot™ RCS el que tiene la distribución más homogénea con una distribución en Q2 y Q3 muy similar, y la distribución de los valores se aprecia de manera compacta.

Por otro lado, la distribución en el MTA Fillapex® es más amplia en Q2 y Q3. En el caso de EndoSequence® BC Sealer™ la distribución está ubicada más en Q2 que en Q3, aunque el valor de mediana fue menor (49.14KN) que los dos cementos biocerámicos anteriores. Por lo que entre los materiales biocerámicos el que le confirió menor resistencia a la fractura fue EndoSequence® BC Sealer. El Control Positivo y el AH Plus® fueron los grupos con las medianas más bajas de todos los grupos (0.3941KN y 0.3376KN respectivamente).

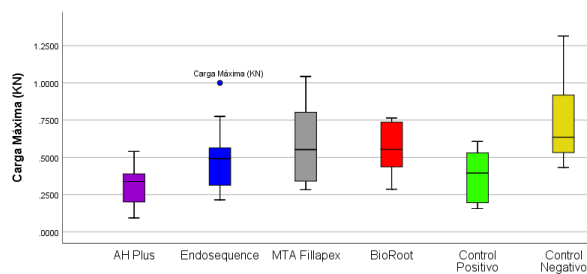


Figura 2. Carga máxima de dientes obturados con cementos selladores endodóncicos sometidos a la máquina Instron®.

La distribución de AH Plus® fue compacta con una distribución más ubicada en Q2 que en Q3. Mientras que la distribución del Control Positivo fue ligeramente menos homogénea con una mayor distribución en Q2 que en Q3. Esto demuestra que los cementos a base de resina tienen una CM similar al Control Positivo lo que significa que necesitan menos carga para producir una fractura en comparación con los cementos biocerámicos.

La TM de cada uno de los grupos se encuentra en la Figura 3. El AH Plus® tuvo la mediana más alta (40.26KN) seguido del Control Negativo (19.12KN). Sin embargo, el AH Plus® también fue el que presentó una distribución más amplia y homogénea en Q2 y Q3. Entre los materiales biocerámicos el grupo donde la media fue mayor es MTA Fillapex® (17.78KN) seguido de BioRoot™ RCS (12.77KN) y EndoSequence® BC Sealer™ (12.56KN).

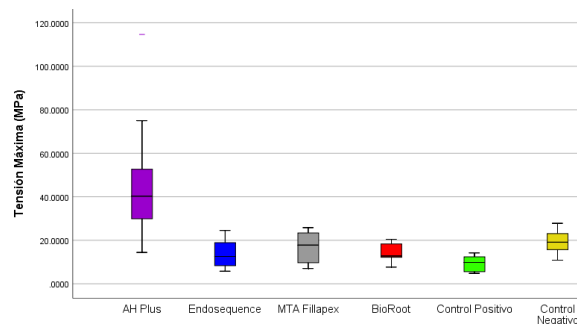


Figura 3. Tensión máxima de dientes obturados con cementos selladores endodóncicos sometidos a la máquina Instron®.

Los grupos biocerámicos mostraron una distribución compacta, pero fue mayor en Q2 que Q3 en el grupo MTA Fillapex® y mayor en Q3 que en Q2 en los grupos EndoSequence® BC Sealer™ y BioRoot™ RCS. Finalmente, el Control Positivo fue el que presentó la mediana

más baja de todos los grupos (9.81KN) siendo compacta y con una distribución mayor en Q2 que en Q3. Lo que demuestra que en los cementos a base de resina tienen una resistencia o tensión mayor que los cementos biocerámicos e incluso que los mismos grupos control.

El MY de cada uno de los grupos se encuentra en la Figura 4. El AH Plus® tuvo la mediana más alta (2054.00MPa) con una mayor distribución en Q2 que en Q3. El segundo grupo con la mediana más alta fue el Control Negativo (1263.00MPa) con una mayor distribución en Q3 que en Q2. Entre los materiales biocerámicos el grupo donde la media fue mayor es BioRoot™ RCS (1042.55MPa) seguido de MTA Fillapex® (1040.00MPa) y EndoSequence® BC Sealer™ (576.65MPa). De los grupos biocerámicos solo EndoSequence® BC Sealer™ mostró una distribución compacta, y mayor en Q3 que Q2. En el grupo de MTA Fillapex® la distribución fue mayor y mayor en Q2 que en Q3 mientras que en BioRoot™ RCS fue mayor en Q3 que en Q2. Finalmente, el Control Positivo fue el que presentó la mediana más baja de todos los grupos (530.60MPa) siendo compacta y con la distribución más homogénea de todos los grupos. Lo que demuestra que en los cementos a base de resina tienen un MY mayor a los cementos biocerámicos e incluso que los mismos grupos control.

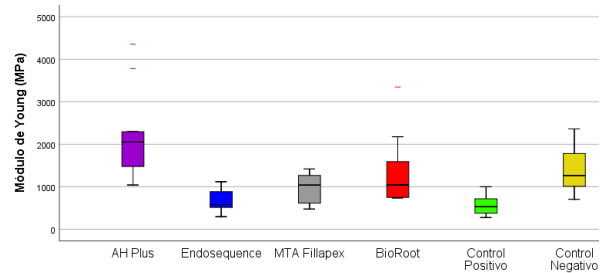


Figura 4. Módulo de Young de dientes obturados con cementos selladores endodóncicos sometidos a la máquina Instron®.

En la Tabla 2 se encuentra el análisis estadístico de las asociaciones entre los distintos grupos. La comparación los grupos se hizo de acuerdo a la prueba mecánica realizada. Es importante mencionar que en cada una de las pruebas se determinaron diferencias estadísticamente significativas a una $p < 0,05$.

Prueba		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Carga Máxima (KN)	Entre grupos	1.17	5	0.23	4.689	0.001
	Dentro de grupos	2.695	54	0.05		
	Total	3.865	59			
Tensión Máxima (MPa)	Entre grupos	8982.32	5	1796.46	10.382	0.0000005
	Dentro de grupos	9344.08	54	173.04		
	Total	18326.40	59			
Módulo (MPa)	Entre grupos	18316746.37	5	3663349.27	8.92	0.000003
	Dentro de grupos	22177934.40	54	410702.49		
	Total	40494680.77	59			

Tabla 2. Análisis de varianza unidireccional (ANOVA) para las asociaciones entre los grupos tratados.

Con la finalidad de conocer los grupos experimentales donde se encontraban las diferencias o asociación, se aplicó la prueba *poshoc* de diferencia significativa honesta de Tukey (Honest Significant Difference Tukey Test) cuyos resultados se encuentran en las tablas 3 a 5.

En la prueba de CM el cemento AH Plus[®], presentó el valor más bajo, con una diferencia estadísticamente significativa con respecto al grupo Control Negativo (P<0.05), sin embargo, no hubo diferencia con los grupos EndoSequence[®] BC Sealer[™], MTA-Fillapex[®] y BioRoot[™] RCS. El grupo Control Positivo también presentó un valor significativamente menor en esta prueba que el Control Negativo Tabla 3.

Prueba			Diferencia de medias (I-J)	Sig.
Carga Máxima (KN)	AH Plus	Endosequence	-0.1756000	0.501
		MTA Fillapex	-0.2776400	0.076
		BioRoot	-0.2368500	0.185
		Control Positivo	-0.0536700	0.994
		Control Negativo	-.4187100*	0.001
	Endosequence	AH Plus	0.1756000	0.501
		MTA Fillapex	-0.1020400	0.909
		BioRoot	-0.0612500	0.990
		Control Positivo	0.1219300	0.825
		Control Negativo	-0.2431100	0.163
	MTA Fillapex	AH Plus	0.2776400	0.076
		Endosequence	0.1020400	0.909
		BioRoot	0.0407900	0.998
		Control Positivo	0.2239700	0.236
		Control Negativo	-0.1410700	0.720
	BioRoot	AH Plus	0.2368500	0.185
		Endosequence	0.0612500	0.990
		MTA Fillapex	-0.0407900	0.998
		Control Positivo	0.1831800	0.454
		Control Negativo	-0.1818600	0.462
	Control Positivo	AH Plus	0.0536700	0.994
		Endosequence	-0.1219300	0.825
		MTA Fillapex	-0.2239700	0.236
		BioRoot	-0.1831800	0.454
		Control Negativo	-.3650400*	0.007
	Control Negativo	AH Plus	.4187100*	0.001
		Endosequence	0.2431100	0.163
		MTA Fillapex	0.1410700	0.720
BioRoot		0.1818600	0.462	
Control Positivo		.3650400*	0.007	

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

Tabla 3. Asociaciones intra grupales, prueba *poshoc* de Tukey a una p< 0.05 en carga máxima.

En la prueba de TM al comparar los grupos, se puede apreciar que el AH Plus[®] fue estadísticamente superior con todos los grupos (P<0.05).

Al igual que en los resultados obtenidos en la prueba de TM, los valores obtenidos en MY muestran que AH Plus[®] fue estadísticamente superior que

el resto de los grupos ($P < 0.05$), excepto con el grupo Control Negativo.

Prueba			Diferencia de medias (I-J)	Sig.
Tensión Máxima (MPa)	AH Plus	Endosequence	32.6710000*	0.000
		MTA Fillapex	29.7660000*	0.000
		BioRoot	32.3980000*	0.000
		Control Positivo	37.0970000*	0.000
		Control Negativo	26.8950000*	0.000
	Endosequence	AH Plus	-32.6710000*	0.000
		MTA Fillapex	-2.9050000	0.996
		BioRoot	-0.2730000	1.000
		Control Positivo	4.4260000	0.974
		Control Negativo	-5.7760000	0.922
	MTA Fillapex	AH Plus	-29.7660000*	0.000
		Endosequence	2.9050000	0.996
		BioRoot	2.6320000	0.998
		Control Positivo	7.3310000	0.812
		Control Negativo	-2.8710000	0.996
	BioRoot	AH Plus	-32.3980000*	0.000
		Endosequence	0.2730000	1.000
		MTA Fillapex	-2.6320000	0.998
		Control Positivo	4.6990000	0.967
		Control Negativo	-5.5030000	0.935
	Control Positivo	AH Plus	-37.0970000*	0.000
		Endosequence	-4.4260000	0.974
		MTA Fillapex	-7.3310000	0.812
		BioRoot	-4.6990000	0.967
		Control Negativo	-10.2020000	0.516
	Control Negativo	AH Plus	-26.8950000*	0.000
		Endosequence	5.7760000	0.922
		MTA Fillapex	2.8710000	0.996
		BioRoot	5.5030000	0.935
		Control Positivo	10.2020000	0.516

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

Tabla 4. Asociaciones intra grupales, prueba *poshoc* de Tukey a una $p < 0.05$ en tensión máxima.

Todos los grupos de dientes obturados con selladores biocerámicos fueron similares entre sí en las tres pruebas que se realizaron, incluso no hubo diferencia estadísticamente significativa con el grupo Control Negativo.

Prueba			Diferencia de medias (I-J)	Sig.
Módulo (MPa)	AH Plus	Endosequence	1547.3600000*	0.000
		MTA Fillapex	1238.0000000*	0.001
		BioRoot	865.7900000*	0.042
		Control Positivo	1645.2100000*	0.000
		Control Negativo	793.9000000	0.078
	Endosequence	AH Plus	-1547.3600000*	0.000
		MTA Fillapex	-309.3600000	0.887
		BioRoot	-681.5700000	0.182
		Control Positivo	97.8500000	0.999
		Control Negativo	-753.4600000	0.108
	MTA Fillapex	AH Plus	-1238.0000000*	0.001
		Endosequence	309.3600000	0.887
		BioRoot	-372.2100000	0.784
		Control Positivo	407.2100000	0.714
		Control Negativo	-444.1000000	0.634
	BioRoot	AH Plus	-865.7900000*	0.042
		Endosequence	681.5700000	0.182
		MTA Fillapex	372.2100000	0.784
		Control Positivo	779.4200000	0.088
		Control Negativo	-71.8900000	1.000
	Control Positivo	AH Plus	-1645.2100000*	0.000
		Endosequence	-97.8500000	0.999
		MTA Fillapex	-407.2100000	0.714
		BioRoot	-779.4200000	0.088
		Control Negativo	-851.3100000*	0.048
	Control Negativo	AH Plus	-793.9000000	0.078
		Endosequence	753.4600000	0.108
		MTA Fillapex	444.1000000	0.634
		BioRoot	71.8900000	1.000
		Control Positivo	851.3100000*	0.048

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

Tabla 5. Asociaciones intra grupales, prueba *poshoc* de Tukey a una $p < 0.05$ en módulo de Young.

Discusión

Los diferentes pasos del tratamiento endodóncico conduce a cambios en las propiedades físicas de los dientes debido a la preparación biomecánica, limpieza y desinfección del SCR utilizando instrumentos y sustancias químicas.

La eliminación excesiva de la estructura dental y el uso de fuerza durante la obturación pueden debilitar la estructura y disminuir la resistencia a la fractura de los dientes⁸. El uso de irrigantes dentro del conducto radicular produce

deshidratación de la dentina, reduciendo el MY y la resistencia a la flexión contribuyendo involuntariamente al debilitamiento⁹.

La resistencia a la fractura de los dientes tratados endodóncicamente se ha evaluado en diferentes estudios *in vitro*^{6,10-14}. Algunos de ellos informaron que las muestras obturadas con gutapercha y diferentes selladores mostraron una resistencia a la fractura significativamente superior a la del grupo Control Negativo e inferior al grupo de Control Positivo. Por otro lado, también hubo estudios que informaron que no existen beneficios claros con el uso de selladores del conducto radicular para reforzar los dientes tratados endodóncicamente^{15,16}.

Este estudio comparó la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodóncicamente con diferentes selladores del conducto radicular.

Estudios previos han demostrado la dificultad de obtener fuerzas de fractura uniformes para los dientes humanos debido a las variaciones naturales en la morfología dental¹⁷. Todos los parámetros, excepto los selladores del conducto radicular, se trataron de estandarizar en el presente estudio: como las dimensiones buco-linguales y mesio-distales de dientes seleccionados, la técnica de preparación del conducto radicular, la técnica de obturación, irrigantes utilizados durante la preparación, y condiciones de almacenamiento de los dientes. Sin embargo, esta es una tarea difícil y las diferencias potenciales entre los grupos podrían considerarse como una de las limitaciones del presente estudio.

Emulando los protocolos experimentales de Karapinar Kazandag y cols.¹⁸ y Ulusoy y cols.¹⁹, en este estudio se tuvo un cuidado óptimo para estandarizar los dientes experimentales de acuerdo con sus tamaños y dimensiones de dientes y las medidas de longitud de trabajo. Además, se utilizaron procedimientos estandarizados de instrumentación, irrigación y obturación para todos los grupos experimentales.

De acuerdo con Versluis y cols.²⁰, los conductos circulares tienen una distribución de tensión más baja y más uniforme que los conductos ovales en los que hay mayores tensiones en las extensiones labial y lingual y sobre todo en los tercios cervical y medio²⁰. En la mayoría de las muestras obtenidas, la región media y apical tenía una sección transversal circular, lo que resulta en una distribución más uniforme de la carga y también simularían una situación clínica donde las fuerzas de masticación son máximas.

Cuando se realiza la limpieza y conformación hasta la longitud del conducto es probable que aparezcan grietas apicales, en lugar de limitarlo a 1,0mm por debajo del ápice de la raíz²¹. Se ha recomendado que el tamaño de la lima maestra debe ser solo de 2 a 3 números más grande que el tamaño la lima manual inicial que se use ligeramente en la unión cemento-dentina. La instrumentación se realizó hasta una lima rotatoria ProTaper Next[®] X3 en este estudio para evitar un adelgazamiento excesivo de dentina radicular.

Después de la fase de instrumentación, el riego final se realizó con EDTA al 17% para eliminar la capa de barrillo dentinario. Muchas ventajas se derivan

de la eliminación de la capa de este barrillo como por ejemplo: una mejor adhesión y adaptación del sellador del conducto radicular a la pared del conducto radicular y, por lo tanto, una mayor eficiencia de sellado ²². También en este estudio, se realizó un enjuague final con suero fisiológico para neutralizar los efectos de los irrigantes del conducto radicular.

Una adhesión estable a las paredes y un MY similar a la dentina radicular son dos factores clave para mejorar la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodóncicamente ²³. La obturación del conducto radicular se debe realizar tridimensionalmente sin espacios para evitar la fuga bacteriana y reforzar la estructura dental.

Para la obturación se utilizan diferentes materiales que sirven para reforzar los dientes tratados endodóncicamente contra las fracturas radiculares. Los selladores del conducto radicular, como parte complementaria de la obturación, se utilizan para llenar los espacios entre los conos de gutapercha y las paredes del conducto, así como los espacios entre los conos de gutapercha individuales ²⁴. Moynihan y cols. ²⁵ informaron que la compactación lateral en frío dio como resultado más espacios vacíos en comparación con la obturación de cono único, particularmente en el tercio coronal. Teniendo en cuenta esta información, la técnica de un cono único es la que se utilizó en el presente estudio.

El sellador MTA Fillapex[®] contiene resinas como uno de sus componentes, y el mecanismo de adhesión de las resinas mejorará mediante la eliminación de la capa de barrillo dentinario, lo que facilitará la

penetración de las resinas en los túbulos dentinarios. MTA Fillapex[®] contiene MTA y en el tratamiento con 17% de EDTA daría como resultado una disminución de la dureza, interferencia en la hidratación de MTA, mala biocompatibilidad y mala adhesión celular ²⁶. En el presente estudio se utilizó 17% de EDTA para eliminar la capa de barrillo en todos los grupos de selladores al igual que lo hizo Assmann y cols. ²⁷ a diferencia de Mandava y cols. que no utilizaron EDTA con el fin de lograr un buen sellado de MTA.

En las pruebas de resistencia a la fractura *in vitro*, el material de inserción de la raíz debe reproducir el tejido óseo que pueda absorber las cargas masticatorias y resistir las fuerzas de compresión y las fuerzas tangenciales. La simulación del ligamento periodontal previene la concentración de estrés en una región particular y transfiere los esfuerzos producidos por la aplicación de la carga a lo largo de la superficie de la raíz ²⁸. Por lo tanto, el ligamento periodontal artificial modifica los modos de fractura al fracturar la raíz en diferentes lugares y puede tener un efecto significativo sobre la resistencia a la fractura. Para simular el ligamento periodontal y el hueso alveolar, se usaron bloques de resina de polimetilmetacrilato y esmalte para uñas en este estudio, a diferencia de la silicona que utilizó Mandava y cols. ¹⁰ para evaluar la resistencia a la fractura de la raíz.

Para la medición de la resistencia a la fractura en muchos estudios la fuerza de carga se aplicó en una dirección vertical. Esto se hizo con la idea de que una fuerza vertical aplicada paralela al eje longitudinal del diente producía distribuciones de tensión más uniformes

²⁹. Sin embargo, se ha informado que al aplicar una fuerza en diferentes ángulos al eje longitudinal del diente, es más probable que simule la carga oclusal en condiciones clínicas ³⁰. Por lo tanto, en el presente estudio, se aplicó una sola carga a la fractura en un ángulo de 45 ° con una velocidad de 1mm/min utilizando una máquina de prueba universal Instron® hasta que se produce la fractura del diente y esta es registrada en Kilo Newtons.

Conclusiones

Los selladores biocerámica son selladores que aumentan la resistencia a la fractura de manera *in vitro* en raíces tratadas endodóncicamente.

Agradecimientos

Los autores desean manifestar su agradecimiento al laboratorio de Biomateriales Dentales de la DEPeI de la Facultad de Odontología de la UNAM, por la colaboración en la elaboración de este trabajo; así como al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por la beca otorgada al M.E. Alejandro Coronado Puente, para cursar la Especialización en Endodoncia de la DEPeI, Facultad de Odontología de la UNAM.

Referencias

1. Yeh CJ. Fatigue root fracture: a spontaneous root fracture in non-endodontically treated teeth. *Br Dent J.* 1997;182(7):261-266.
2. Tsesis I, Rosen E, Tamse A, Taschieri S, Kfir A. Diagnosis of Vertical Root Fractures in Endodontically Treated Teeth Based on Clinical and Radiographic

Indices: A Systematic Review. *J Endod.* 2010;36(9):1455-1458.

3. Lam PPS, Palamara JEA, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod.* 2005;31(7):529-532.
4. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;90(3):360-364.
5. Zandbiglari T, Davids H, Schäfer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(1):126-131.
6. Sağsen B, Ustün Y, Pala K, Demirbuğa S. Resistance to fracture of roots filled with different sealers. *Dent Mater J.* 2012;31(4):528-532.
7. van der Sluis LWM, Vogels MPJM, Verhaagen B, Macedo R, Wesselink PR. Study on the influence of refreshment/activation cycles and irrigants on mechanical cleaning efficiency during ultrasonic activation of the irrigant. *J Endod.* 2010;36(4):737-740.
8. Belli S, Cobankara FK, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. The effect of fiber insertion on fracture resistance of endodontically treated molars with MOD cavity and reattached fractured lingual cusps. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;79(1):35-41.

9. Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J.* 2001;34(2):120-132.
10. Mandava J, Chang PC, Roopesh B, Faruddin MG, Anupreeta A, Uma C. Comparative evaluation of fracture resistance of root dentin to resin sealers and a MTA sealer: An in vitro study. *J Conserv Dent JCD.* 2014;17(1):53-56.
11. Osiri S, Banomyong D, Sattabanasuk V, Yanpiset K. Root Reinforcement after Obturation with Calcium Silicate-based Sealer and Modified Gutta-percha Cone. *J Endod.* 2018;44(12):1843-1848.
12. Monteiro J, de Ataide I de N, Chalakkal P, Chandra PK. In vitro resistance to fracture of roots obturated with Resilon or gutta-percha. *J Endod.* 2011;37(6):828-
13. Uzunoglu Ozyurek E, Aktemur Turker S. Evaluation of fracture resistance of roots-filled with various root canal sealers at different time periods. *Eur Oral Res.* 2019;53(1):6-11.
14. Topçuoğlu HS, Tuncay Ö, Karataş E, Arslan H, Yeter K. In vitro fracture resistance of roots obturated with epoxy resin-based, mineral trioxide aggregate-based, and bioceramic root canal sealers. *J Endod.* 2013;39(12):1630-1633.
15. Apicella MJ, Loushine RJ, West LA, Runyan DA. A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J.* 1999;32(5):376-380.
16. Jainaen A, Palamara JEA, Messer HH. The effect of resin-based sealers on fracture properties of dentine. *Int Endod J.* 2009;42(2):136-143.
17. Marshall GW. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 1993;24(9):606-617.
18. Karapinar Kazandag M, Sunay H, Tanalp J, Bayirli G. Fracture resistance of roots using different canal filling systems. *Int Endod J.* 2009;42(8):705-710.
19. Ulusoy ÖA, Genç Ö, Arslan S, Alaçam T, Görgül G. Fracture resistance of roots obturated with three different materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2007;104(5):705-708.
20. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. *Int Endod J.* 2006;39(12):931-939.
21. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *J Endod.* 2009;35(3):389-392.
22. White RR, Goldman M, Lin PS. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by endodontic filling materials. Part II. *J Endod.* 1987;13(8):369-374.
23. Lertchirakarn V, Timyam A, Messer HH. Effects of root canal sealers on

vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Endod.* 2002;28(3):217-219.

restored with cast post and cores and crowns. *Int J Prosthodont.* 1995;8(3):247-251.

24. Lee K-W, Williams MC, Camps JJ, Pashley DH. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *J Endod.* 2002;28(10):684-688.
25. Moizadeh AT, Zerbst W, Boutsoukis C, Shemesh H, Zaslansky P. Porosity distribution in root canals filled with gutta percha and calcium silicate cement. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2015;31(9):1100-1108.
26. Lee Y-L, Lin F-H, Wang W-H, Ritchie HH, Lan W-H, Lin C-P. Effects of EDTA on the hydration mechanism of mineral trioxide aggregate. *J Dent Res.* 2007;86(6):534-538.
27. Assmann E, Scarparo RK, Böttcher DE, Grecca FS. Dentin bond strength of two mineral trioxide aggregate-based and one epoxy resin-based sealers. *J Endod.* 2012;38(2):219-221.
28. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res.* 2005;19(1):11-16.
29. Chen RS, Liu CC, Cheng MR, Lin CP. Bonded amalgam restorations: using a glass-ionomer as an adhesive liner. *Oper Dent.* 2000;25(5):411-417.
30. Loney RW, Moulding MB, Ritsco RG. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth