

## **Evaluación *in vitro* de la resistencia a la fractura en dientes con desarrollo radicular incompleto reforzados intraconducto con diferentes materiales.**

*Ricardo Cabrales Salgado, Katherine Carvajal Cabrales, Stella Pupo Marrugo, Daniel Fernando Hernández González y José Luis Gracia Bárcenas.*

Facultad de Odontología, Universidad de Cartagena. Cartagena de Indias, Colombia.

**Palabras clave:** análisis del estrés dental, raíz del diente, materiales dentales, cementos de ionómero vítreo, resinas compuestas.

**Resumen.** El objetivo de este trabajo fue evaluar la resistencia a la fractura de dientes con desarrollo radicular incompleto y refuerzo intrarradicular con materiales adhesivos. 50 dientes incisivos centrales y laterales maxilares humanos fueron instrumentados y preparados intraconducto para simular un diente inmaduro y obturado apicalmente con MTA. Las muestras fueron divididas en cuatro grupos experimentales y un grupo control. Grupo 1: Resina compuesta Filtek™ P90; Grupo 2: Ionómero de vidrio Vitremer™; Grupo 3: Resina compuesta Filtek™ Z350 XT; Grupo 4: Ionómero de vidrio Ketac™ N 100; Grupo 5: Control negativo (Instrumentado pero no se reforzó intraconducto). Luego se realizó la prueba de fractura utilizando una maquina de ensayo universal (Instron™). Los valores máximos de resistencia antes de la fractura catastrófica fueron recolectados y analizados mediante la prueba Anova ( $p = 0,05$ ). Como resultado se encontró diferencia significativa entre los grupos comparados ( $p = 0,02$ ). Fue encontrada diferencia significativa entre los grupos 1 (847,73N) y el grupo 5 (474,77N) ( $p = 0,02$ ) aplicando el test de Bonferroni. Pese a las limitaciones del estudio se puede concluir que las resinas compuestas microhíbridas se muestran como un material óptimo para reforzar intrarradicularmente dientes con desarrollo radicular incompleto tratados endodónticamente.

***In vitro* evaluation of fracture resistance of teeth with incomplete root development and intracanal reinforcement with different materials.**

*Invest Clin* 2012; 53(3): 262 - 272

**Keywords:** dental stress analysis, tooth root, dental materials, glass ionomer cements, composite resins.

**Abstract.** The aim of this study was to evaluate the fracture resistance of teeth with incomplete root development and intracanal reinforcement with adhesives materials. 50 human central and lateral incisors were instrumented and prepared to simulate an immature tooth and filled apically with MTA. The samples were divided into four experimental groups and one control group. Group 1: resin composite Filtek™ P90; Group 2: glass Ionomer Vitremer™; Group 3: resin composite Filtek™ Z350 XT; Group 4: glass Ionomer Ketac™ N 100; Group 5: negative control (instrumented but not reinforced). After, the fracture test was performed using a fracture universal testing machine (Instron™). The maximum values of resistance before catastrophic fracture were collected and analyzed by Anova ( $p = 0.05$ ). The results show a significant difference between the groups compared ( $p = 0.02$ ). A significant difference was found between group 1 (847.73 N) and group 5 (474.77 N) ( $p = 0.02$ ) applying the Bonferroni test. Despite the limitations of the study, the conclusion is that micro-hybrid composite resins are ideal materials to strengthen teeth with incomplete root development endodontically treated.

*Recibido: 21-03-2012. Aceptado: 06-09-2012*

## INTRODUCCIÓN

Los traumatismos dentales que ocurren principalmente en la zona de incisivos maxilares entre edades de 9 a 12 años son bastante frecuentes (1). La raíz dental alcanza su longitud un año después de la erupción, pero harán falta 3 años para el cierre del ápice y el engrosamiento de las paredes (2). El desarrollo radicular puede afectarse por traumatismos, lesiones de caries, entre otros factores que pueden generar dientes inmaduros con ápices abiertos y paredes dentinarias más delgadas, en consecuencia, dientes más susceptibles a fracturas y con posibilidad de pérdida del complejo dentino-pulpar (3). Actualmente procedimientos adhesivos en odontología, per-

miten hacer refuerzos intraconducto en dientes con desarrollo radicular incompleto, haciendo uso de resinas compuestas, cementsos de ionómero de vidrio y postes prefabricados (4). Las resinas compuestas fueron introducidas por Bowen (5), y posteriormente aparecieron diferentes formulaciones mejorando sus propiedades físico-mecánicas para lograr un mejor desempeño clínico; por otra parte, el Ionómero de vidrio posee verdadera adhesión por unión química entre los grupos carboxílicos y el calcio de la hidroxiapatita (6). Se han realizado estudios para verificar el refuerzo de dientes inmaduros restaurados con Ionómero de vidrio y resina compuesta como relleno intraconducto demostrando que proporcionan un aumento significativo en su resis-

tencia (7-13). La escogencia de estos materiales es importante debido a la semejanza de su módulo elástico con respecto al de la dentina de las paredes radiculares (9, 14), lo que constituye una ventaja en comparación con otros refuerzos de tipo postes de retención intraradiculares tales como postes metálicos, zirconio, etc., cuyos valores contrastan significativamente con el diente natural (15), creando fuerzas tensionales y de corte que pueden perjudicar la estructura dental conllevando a una posible fractura. Con este estudio se comparan el uso de Ionómero de vidrio y resina compuesta como materiales de refuerzo intraconducto en dientes con raíces inmaduras, proporcionando información acerca de cuál de estos aporta mayor resistencia a la fractura, y así poder elegir correctamente el que permita mejores resultados, con un pronóstico más favorable y siempre buscando el beneficio del paciente en cuanto a comportamiento biomecánico del material, biocompatibilidad y costo.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental cuantitativo *in vitro* utilizando 50 dientes incisivos centrales y laterales maxilares humanos los cuales fueron extraídos por presentar problemas periodontales o preprotésicos. Además ausencia de procesos cariosos, fracturas verticales u horizontales, raíces dilaceradas, calcificación, reabsorción interna y formación radicular incompleta, con longitudes radiculares entre 12 y 14 mm, longitudes mesiodistales en cervical estuvieron entre los 4,5 y 7,5 mm y una longitud vestibulo lingual en cervical entre 4,5 y 6,5 mm. Dichas características fueron verificadas clínicamente mediante un vidrio de magnificación de 4X y radiográficamente. Esta prueba fue abalada por el Comité de Ética de la Universidad de Cartagena. Las muestras fueron limpiadas y desbrida-

das de tejido blando remanente inmediatamente después de la extracción, además de ser desinfectadas con Cloramina al 5% durante 10 minutos y almacenadas en agua destilada hasta el momento de las pruebas.

Inicialmente se realizó la apertura coronal con fresa redonda de diamante # 2, en zona supracingular hasta obtener buena visualización del conducto, luego se procedió a la exploración del canal radicular y pulpectomía con limas endodónticas (K-flexofile, Maillefer, Densply) al mismo tiempo que se irrigaba con hipoclorito de sodio al 5,0%. Para lograr la simulación de un diente inmaduro con desarrollo radicular incompleto se procedió a seccionar a 2 mm de ápice anatómico, utilizando un disco de corte de carburo (Dentsply) montado en pieza recta de baja velocidad, además se aumentó el diámetro del conducto radicular haciendo uso de ensanchadores tipo Peeso (Maillefer, Densply) aumentando el calibre progresivamente hasta llegar al # 6, irrigando constantemente con hipoclorito de sodio al 5,0%, hasta obtener un grosor de 1,5 mm uniforme en todas las paredes, monitoreando esto con un calibrador de precisión de metal y con la toma de radiografías en sentido vestibulo-lingual y mesio-distal (Fig. 1). Las muestras fueron almacenadas en agua destilada a 37°C hasta el momento de las pruebas para así mantener hidratada la dentina intraconducto. La obturación se realizó con Mineral Trióxido Agregado (MTA), no estéril, a 4 mm del ápice anatómico. Las muestras se dividieron aleatoriamente en 5 grupos de 10 dientes cada uno. Para la asignación de los dientes a cada grupo se optó por utilizar el método aleatorio dividiendo la población en 5 grupos, se enumeraron los dientes del 2 al 51 y se agruparon de acuerdo a los múltiplos de 2, 3, 4, 5 y se asignaron a los grupos 1, 2, 3, 4, y 5 respectivamente.

**Grupo 1:** Se procedió a secar el conducto con conos de papel (Hygienic™)

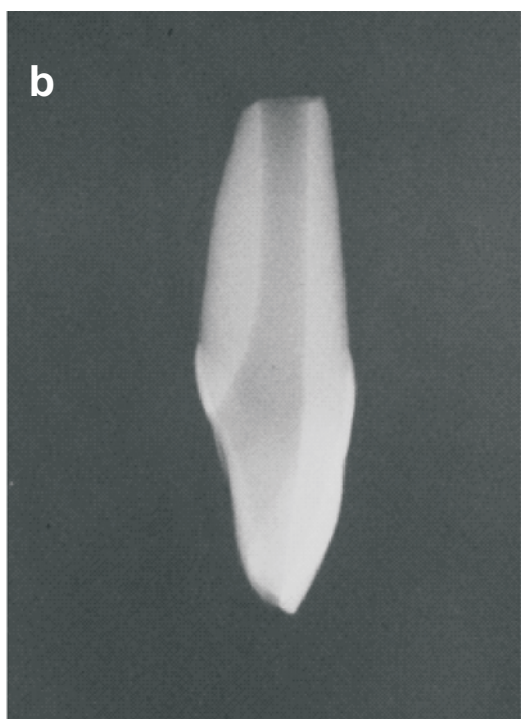
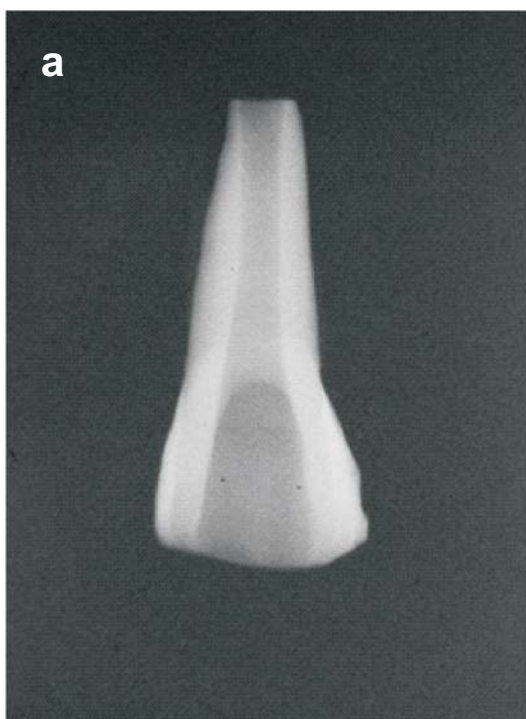


Fig. 1. Aspecto radiográfico de la simulación de un diente inmaduro. a) Vista en sentido vestibulo-palatino. b) Vista en sentido mesio-lingual.

# 80, luego se aplicó el Sistema de primer auto grabador para Filtek™ P90 (3M ESPE) con aplicadores (Microbrush™ Plus) durante 15 segundos para luego evaporar el solvente y homogenizar la capa con aire suave, y polimerizar con lámpara de fotocurado (Led-b, Woodpecker™) durante 45 segundos, a una intensidad de  $1.000 \text{ W/cm}^2$  (16). Luego se prosiguió a la aplicación del Sistema adhesivo para Filtek™ P90 el cual se llevó dentro del conducto con aplicadores seguido de una dispersión suave con aire y se polimerizó con la lámpara de fotocurado durante 90 segundos a igual intensidad. Siguiendo con la obturación de los tercios medio y cervical del conducto, se utilizó la resina Filtek™ P90 mediante técnica incremental de 2mm por capa y polimerizando cada capa con la lámpara de fotocurado durante 45 segundo. De esta manera se relleno todo el conducto hasta restaurar la apertura coronal.

**Grupo 2:** El segundo grupo fue relleno en sus 2/3 tercios radiculares medio y cervical incluyendo la cámara pulpar con Ionómero de vidrio modificado con resina de triple curado Vitremer™ (3M ESPE). Se secó el conducto y luego se hizo la aplicación del Sistema de primer para Vitremer™ y polimerizamos por 45 segundos con la lámpara de fotocurado. A continuación se procedió a la mezcla de polvo y líquido el cual se compactó, mediante el uso de un instrumento FP3, dentro del conducto hasta la cámara pulpar y se polimerizó por 40 segundos con la lámpara de fotocurado en su porción superficial. Luego se procedió a obturar la entrada coronal del conducto con técnica de grabado total y utilizando resina de nanorelleno Filtek™ Z350 XT.

**Grupo 3:** Se procedió a secar el conducto con conos de papel, luego se desmineralizó con ácido fosfórico al 37% Scotchbond™ durante 10 segundos seguido de lavado con abundante agua y secado con conos de papel. Se procedió a la aplicación

de Sistema adhesivo Adper™ Single Bond 2 mediante aplicadores y se polimerizó con lámpara de fotocurado durante 45 segundos. Se prosiguió a rellenar todo el conducto hasta restaurar la apertura coronal con resina de nanorelleno Filtek™ Z350 XT mediante el uso de un instrumento FP3 con técnica incremental de 2 mm por capa, polimerizando cada capa con lámpara de fotocurado durante 45 segundos a una intensidad de 1.000 W/cm<sup>2</sup>.

**Grupo 4:** El cuarto grupo fue rellenado en sus 2/3 radiculares medio y cervical con Ionómero de vidrio modificado con resina de fotocurado Ketac™ N100. Se procedió a secar el conducto con conos de papel # 80, luego se aplicó el Ketac™ N100 primer y se aireó suavemente para polimerizar con lámpara de fotocurado durante 45 segundos. Luego se procedió a la mezcla pasta/pasta del Ionómero de vidrio el cual se compactó dentro del conducto hasta la cámara pulpar en técnica incremental de 2 mm y se polimerizó por 45 segundos con lámpara de fotocurado. La apertura coronal se restauró de igual manera al grupo 2.

**Grupo 5:** El quinto grupo fue el control negativo, el cual se instrumentó y obtuvo apicalmente como todos los grupos anteriores pero no se reforzó intraconducto en los tercios medio y cervical. Este fue restaurado en la apertura coronal con resina Filtek™ Z350 XT y técnica de grabado total.

Una vez obtenidas las muestras preparadas y reforzadas con su material intraconducto respectivo, se optó por montar cada espécimen en resina acrílica de autocurado a 2 mm de la línea amelocementaria, utilizando como molde un tubo de PVC de 1,5 pulgadas y cuya longitud fue de 10 mm.

Luego se procedió a realizar la prueba de corte utilizando una máquina de ensayo universal (Instron™ Modelo: 3344, N° Serie: Q4094). El diente fue ubicado con una inclinación de 45° dentro de un dispositivo de acero, el cual no permitía ningún tipo de

desplazamiento. Una vez ubicado el diente, se posicionó un cincel de acero verticalmente que ejercía su punto de contacto en la zona supracingular del diente (Fig. 2), el cual ejerció una fuerza de tipo tangencial a una velocidad constante de 0,5 mm/min, hasta que se produjera la fractura catastrófica de la muestra, quedando estos datos registrados en un software denominado Bluehill® Lite, el cual procesó la fuerza máxima en Newton para fracturar cada espécimen (Fig. 3).

Además de la resistencia a la fractura, se observaron y tabularon de manera visual el tipo y la ubicación de la fractura que se presentó en cada muestra después de terminado el test (Tablas I y II).

Como las variables obtenidas de la prueba de corte son de tipo cuantitativo, con orden aritmético continuo, expresado en Newton y organizado en 5 grupos, se utilizó para la comparación de los datos la prueba paramétrica ANOVA con significancia de  $p < 0,05$ . Para la comparación entre las medias de cada grupo se utilizó la prueba de Bonferroni con significancia de  $p < 0,05$ . Además, para la comparación de los datos obtenidos del tipo de fractura y la ubicación de esta, se utilizó la prueba de CHI-CUADRADO, teniendo en cuenta una significancia de  $p < 0,05$ . Todos los datos fueron analizados estadísticamente utilizando el software de análisis estadístico "STATA".

## RESULTADOS

Se encontró diferencia significativa entre los grupos comparados ( $p = 0,02$ ). Fue encontrada diferencia significativa entre los grupos 1 (847,73N) y el grupo 5 (474,77N) ( $p = 0,00$ ) (Figs. 3 y Tabla III).

Con respecto al tipo de fractura y a la ubicación de esta, los resultados mostraron que no había diferencia significativa entre los grupos ( $p < 0,05$ ) (Tablas I y II).

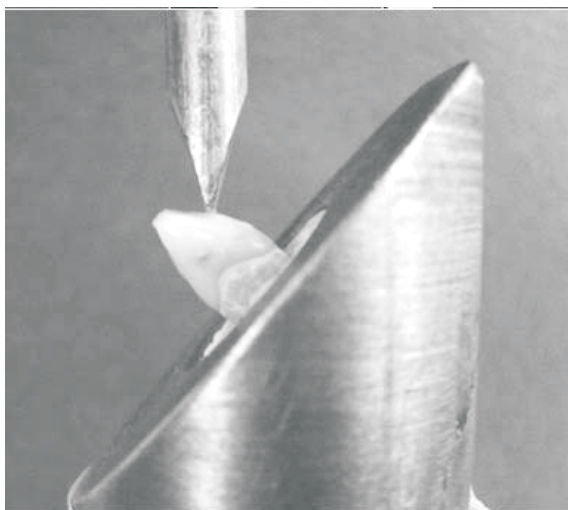
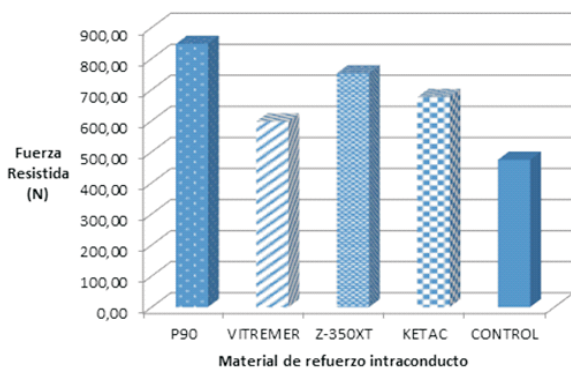


Fig. 2. La aplicación de la fuerza se hizo con una angulación de 45° simulando la relación entre los incisivos centrales en una oclusión clase I.



Tipo de refuerzo	Media	Desviación Estándar
P90	847,727	254,8142
VITREMER	597,954	320,2507
Z-350XT	753,095	192,0608
KETAC	676,423	296,2543
Control	474,773	155,9812

Fig. 3. Valores promedio (media) de la fuerza resistida en Newton (N).

## DISCUSIÓN

En los estudios previos se han realizado diversas alternativas de tratamiento para reforzar dientes con desarrollo radicular incompleto, utilizando desde postes colados metálicos hasta materiales adhesivos. Así también, se ha comparado la resistencia a

**TABLA I**  
DISTRIBUCIÓN DE FRECUENCIA DEL TIPO DE FRACTURA

Tipo de fractura	Frecuencia	Porcentaje
Vertical	0	0,0
Horizontal	4	8,0
Oblicua	46	92,0
Total	50	100

**TABLA II**  
DISTRIBUCIÓN DE FRECUENCIA DE UBICACIÓN DE LA FRACTURA

Ubicación de fractura	Frecuencia	Porcentaje
Cervical	44	88,0
Medio	6	12,0
Apical	0	0,0
Total	50	100

la fractura de los postes de fibra de vidrio, titanio, metal colados y restauraciones corona radiculares en resina (8, 10-13, 17-20). Para lograr estas comparaciones es necesario que las muestras sean lo más semejantes posible a un diente con desarrollo radicular incompleto (Fig. 1), los cuales presentan unas características específicas según Cvek (21) quien los clasifica dependiendo de su morfología y dimensiones, por lo tanto, se tomo como referencia el estadio 3 que es donde se observan espesores de paredes dentinarias con una relación 1:1 entre los diámetros mesio-distal y vestibulo-palatino, lo que constituye una forma válida para estandarizar las muestras al igual que la apertura que existe en el ápice de estos dientes.

La razón por la cual los especímenes se empotraron en bloques de acrílico de autocurado hasta 2 mm antes de la línea amelo cementaria por vestibular y lingual, fue con la intención de simular el espacio fisiológico que se encuentra clínicamente entre

**TABLA III**  
VALORES DE SIGNIFICANCIA (P) EN LA COMPARACIÓN ENTRE GRUPOS CON EL TEST DE BONFERRONI

	Test de Bonferroni ( $p < 0,05$ )			
	P90	VITREMER	Z350 XT	KETAC
VITREMER	0,315			
Z350 XT	1,000	1,000		
KETAC	1,000	1,000	1,000	
Control	0,018	1,000	0,172	0,798

la cresta del hueso alveolar y la unión amelocementaria, además para exponer la porción coronal del diente que probablemente se fracture cuando las fuerzas se ejerzan sobre la corona. Cada espécimen en su respectivo bloque de acrílico fue asegurado a una base rígida con una angulación de  $45^\circ$  respecto a la fuerza, ya que esta posición simula el ángulo promedio de contacto entre los incisivos mandibulares y maxilares en una oclusión clase I (Fig. 2), donde predominan las fuerzas tangenciales (22). Dicho modelo experimental está avalado por diversos autores en estudios previos (8, 10-13, 17-20).

La elección de resinas compuestas fotopolimerizables como material de refuerzo intraconducto se basó en las investigaciones que las recomiendan para este uso en unión con la terapia de endodoncia. Lawley encontró que un refuerzo de resina compuesta sobre una barrera apical de MTA aumentó significativamente la resistencia a la fractura, comparado con relleno intraconducto de gutapercha y canales no obturados (7). Los resultados anteriores son semejantes a este estudio donde también hubo diferencia significativa entre los grupos reforzados con resinas compuestas y el grupo control de canales no obturados, sin embargo, la diferencia está que en el estudio de Lawley se utilizó resina fluida de autocurado. De esta misma manera, Kivanc afirmó que no hubo diferencia significativa entre el re-

fuerzo intraconducto con resinas al compararlos con postes de fibra de vidrio y de carbono, a pesar de los valores bajos de resistencia de las primeras (10), como tampoco al compararlas con postes de fibra de zirconio en el estudio de Carvalho, que además recomienda que no es necesario usar postes costosos y sofisticados debido a que la resina compuesta incrementa la resistencia estructural y es un material práctico y económico (12). Consecuente con lo anterior, en estudios sobre análisis de elementos finitos donde se compara el comportamiento biomecánico de los sistemas de postes prefabricados y la resina compuesta, se concluye que esta genera menor estrés que los postes de titanio y zirconio, argumentando que en la interface de dos materiales con amplias diferencias entre los módulos elásticos se genera mayores niveles de estrés, lo anterior nos permite concluir que los materiales restauradores que presentan un módulo elástico diferente al de la dentina presentan mayor estrés haciéndolo más susceptible a la fractura (9). También De Almeida demostró que los refuerzos con resinas de las paredes debilitadas, y un poste de transiluminación el cual es retirado y luego cementado un poste de titanio prefabricado, aumenta significativamente la resistencia a la fractura comparado con dientes de paredes delgadas y reforzados con postes colados (8).

En este estudio se encontró diferencia significativa entre el grupo de la resina

compuesta P90 y el grupo control, esto puede deberse a las propiedades físicas que nos brindan las resinas compuestas como lo dice Gao (14), cuando comparó las propiedades mecánicas de distintos tipos de resina, entre ellas el modulo elástico para observar el comportamiento o deformación del material frente a una tensión. Dentro de las resinas estudiadas se encontró que la Filtek™ P90 a base de silorano, además de tener un bajo porcentaje de contracción según lo reporta su fabricante, también se encontró que presenta un bajo módulo elástico con respecto a otras resinas compuestas (14).

En los grupos reforzados con resina Filtek™ P90 y Z350XT se utilizaron los sistemas de autograbado y grabado total respectivamente sin presentarse diferencia significativa entre estos, lo cual fue sustentado por Rocha, quien comparó el grabado con ácido fosfórico y con primer autograbador en la dentina coronal y radicular, concluyendo que no hay diferencia significativa entre la densidad tubular y el área del túbulo, después de utilizar los dos sistemas grabadores en las dos localizaciones de dentina (23). Aunque no se encontraron diferencias significativas entre los dos grupos de resinas compuestas, la fuerza requerida para fracturar un diente reforzado intraconducto con Filtek™ P90 fue mayor. Siendo la adhesión un factor importante para el refuerzo intraconducto con este tipo de materiales, esta puede verse afectada de acuerdo al sistema de acondicionamiento dentinal como lo infiere Carvalho y Pashley mediante una revisión bibliografía donde se afirma que la fuerza de adhesión de las resinas compuesta a la dentina disminuye con el uso de imprimadores auto-grabadores en comparación con el sistema de grabado total (24).

La razón por la cual se utilizaron ionómeros de vidrio modificados con resina, es porque existe evidencia proporcionada por Xie que estos muestran valores mucho más

altos de resistencia a la flexión, resistencia a la tracción diametral y alta deformación plástica, en cambio los ionómeros de vidrio no modificados presentan mayores valores de dureza superficial y resistencia al desgaste pero muestran una fractura frágil a la compresión (6), además Yip afirma que muestran valores de adhesión en dentina entre 11 y 15 mPa (25), o según Gordan entre 19 y 21 mPa, mientras que los sistemas adhesivos basados en resina no superaron los 15 mPa (26), por otra parte los sistemas adhesivos basados en resina obtuvieron valores de adhesión a esmalte entre 24 y 27 mPa contraria a los ionómeros que mostraron entre 17 y 21 mPa (26).

No hubo diferencia significativa entre el ionómero de vidrio Ketac N100 y el Vitremer, y entre estos y el grupo control, contrario al estudio de Goldberg en el cual se argumenta que los ionómeros de vidrios gracias a su reacción ácido-base y su polimerización química y por luz, refuerzan la resistencia a la fractura en dientes inmaduros con paredes delgadas, cuando se comparó con un grupo control sin refuerzo intraconducto (13), su diferencia con nuestro estudio podría radican en que ellos utilizaron un poste de transiluminación para lograr polimerizar el material en su totalidad dentro de las profundidades del conducto. Gracias a este nuevo sistema, cualquier tipo de resina compuesta o material adhesivo, podrá ser polimerizado en las profundidades del conducto radicular asegurando así, un alto factor de conversión, que mejorará las propiedades mecánicas de las resinas compuestas.

La propiedad de fotopolimerización que presentan los materiales empleados en el estudio y la profundidad intraconducto a la que estos se encuentran genera dudas sobre su completa polimerización, sin embargo, se utilizaron 45 segundos para la polimerización de las capas profundas debido que a una distancia de 10 mm se disminuye



la intensidad de luz emitida en un 70% (27), haciendo necesario aumentar el tiempo de polimerización para que el material reciba 16.000 J de energía total la cual es requerida para su completa polimerización (27). Además de lo anterior, estudios como el de Abate ratifican que la polimerización de la resina no se ve alterada con las variables de tiempo o de distancia siempre y cuando se emita la potencia de luz requerida por el material para su polimerización (16). Emami concluyó que el indicador determinante de la polimerización de una resina es la energía de la luz por unidad de área, debido que, en su estudio obtuvieron que a grosores de 2 a 6 mm con una energía mayor a 30 J las resinas investigadas lograron un porcentaje adecuado de polimerización (28). De acuerdo a la profundidad de distancia de curado se logra un adecuado entrecruzamiento de los polímeros con 3,5 mm o menos infiere Asmussen (29).

Existen diferencias entre las fracturas que ocurren clínicamente y aquellas que hacen parte de una prueba *in vitro*. Las fuerzas creadas intraoralmente durante la masticación varían en magnitud, velocidad y dirección, mientras que las fuerzas aplicadas al diente en este estudio fueron de velocidad y dirección constante e incremental hasta la falla catastrófica (30). Se pueden encontrar variaciones individuales en la morfología de los dientes incluyendo fragilidades del esmalte, edad cronológica del diente que puede influir en la mineralización de este, variaciones en tamaño y en el punto de contacto durante la prueba, que pueden contribuir a la desviación estándar en el comportamiento de la fractura (30). Durante la prueba, el punto de contacto entre el diente y el instrumento aplicador de carga, fue variable de acuerdo a la anatomía y al tamaño de cada diente. Se recomienda que para próximos estudios se estandarice el tamaño y la anatomía dentaria, así como el punto de contacto entre el diente y el

instrumento aplicador de fuerza, además de que el tamaño muestral sea mayor. También se podrían utilizar materiales resinosos de autocurado y comparar estos con refuerzos intraconducto de tipo poste prefabricado o núcleo colado.

Bajo las condiciones de este estudio se encontró que la resina compuesta Filtek™ P90 presentó la más alta resistencia a la fractura y los análisis estadísticos establecieron diferencia significativa entre este y el grupo control.

Esto nos permite concluir, pese a las limitaciones de un estudio *in vitro*, que:

1. Las resinas compuestas microhíbridas se muestran como un material óptimo para reforzar intrarradicularmente dientes con desarrollo radicular incompleto tratados endodónticamente gracias a sus cualidades adhesivas y mecánicas, haciendo que se conviertan en un material que brinde los requerimientos de resistencia a la fractura.
2. El tipo de fractura con mayor prevalencia es horizontal oblicua, ubicadas en el tercio cervical radicular.

## REFERENCIAS

1. **Andersson L, Andreasen JO.** Important considerations for designing and reporting epidemiologic and clinical studies in dental traumatology. *Dent Traumatol.* 2011; 27: 269-74.
2. **Nolla C.** Development of the permanent teeth. *J Dent Child* 1960; 27: 254-266.
3. **Glendor U.** Epidemiology of traumatic dental injuries a 12 year-review of the literature. *Dent Traumatol* 2008; 24: 603-611.
4. **Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA.** Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010; 26: 38-49.
5. **Ferracane JL.** Resin composite state of the art. *Dent Mater* 2011; 27: 29-38.
6. **Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G.** Mechanical properties and microstruc-

- tures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000; 16: 129-138.
7. **Lawley R, Chindler W, Walker W, Kolodrubetz D.** Evaluation of ultrasonically placed MTA and fracture resistance with intracanal composite resin in a model of apexification. *J Endod* 2004; 30: 167-172.
  8. **De Almeida G, Lazaro A, Pascoal V, Paulino M, Neto S, Damiao M.** Fracture resistance of weakened roots restored with a transilluminating post and adhesive restorative materials. *J Prosthet Dent* 2006, 96: 339-44.
  9. **Garbin C, Spazzin A, Meira-junior A, Loretto S, Lyra A, Braz R.** Biomechanical behaviour of a fractured maxillary incisor restored with direct composite resin only or with different post systems. *Int Endod J* 2010; 43: 1098-1107.
  10. **Kıvanç B, Alaçam T, Ulusoy Ö, Genç Ö, Görgül G.** Fracture resistance of thin-walled roots restored with different post systems. *Int Endod J* 2009; 42: 997-1003.
  11. **Pene J, Nicholls J, Harrington IG.** Evaluation of fiber-composite laminate in the restoration of immature, nonvital maxillary central incisors. *J Endod* 2001; 27: 18-22.
  12. **Carvalho C, Valera M, Oliveira L, Camargo C.** Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dental Traumatol* 2005; 21: 155-159.
  13. **Goldberg F, Kaplan A, Roitman M, Manfre S, Picca M.** Reinforcing effect of a resin glass ionomer in the restoration of immature roots in vitro. *DentTraumatol* 2002; 18: 70-72.
  14. **Gao BT, Lin H, Han JM, Zheng G.** Polymerization characteristics, flexural modulus and microleakage evaluation of silorane-based and methacrylate-based composites. *Am J Dent* 2011;24:97-102.
  15. **Meira J, Esposito C, Quitero M, Poiate I, Pfeifer C, Tanaka C, Ballester R.** Elastic modulus of posts and the risk of root fracture. *Dent Traumatol* 2009; 25: 394-398.
  16. **Abate P, Zahra V, Macchi R.** Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 632-635.
  17. **Hemalatha H, Sandeep M, Kulkarni S, Yakub S.** Evaluation of fracture resistance in simulated immature teeth using resilon and ribbond as root reinforcements – An in vitro study. *Dent Traumatol* 2009; 25: 433-438.
  18. **Segun A, Conbankara F, Orucoglu H.** Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 2008; 24: 214-219.
  19. **De Oliveira J, Pereira J, Valle A, Zogheib B.** Fracture resistance of endodontically treated teeth with different heights of crown ferrule restored with prefabricated carbon fiber post and composite resin core. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106: 52-57.
  20. **Xin W, Chan A, Chen Y, Yip K, Smales R.** Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. *Dent Mater* 2007; 27: 479-485
  21. **Cvek M.** Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with guttapercha. A retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol* 1992; 8:45-55.
  22. **Michelotti A, Buonocore G, Manzo P, Pellegrino G, Farella M.** Dental occlusion and posture: an overview. *Prog Orthod.* 2011;12(1):53-8.
  23. **Rocha A, De goes M, De Souza-Filho F, Rueggeberg F.** The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension. *J Prosthet Dent* 2010; 103: 352-361.
  24. **Pashley D, Carvalho R.** Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997; 25: 355-312.
  25. **Yip H, Tay F, Ngo H, Smales R, Pashley D.** Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater* 2001; 17: 456-470.
  26. **Gordan V, Boyer D, Soderholm K.** Enamel and dentine shear bond strength of two resin modified glass ionomers and two resin based adhesives. *J Dent* 1998; 26: 497- 503.

27. **Feng L.** Insufficient cure the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent Mater* 2009; 25: 283-289.
28. **Emami N, Soderholm K.** How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci* 2003; 111: 536-542.
29. **Asmussen E, Peutzfeldt A.** Influence of specimen diameter on the relationship between subsurface depth and hardness of a light-cured resin composite. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111: 543-546.
30. **Naranjo M, Ortiz P, Díaz M, Gómez M, Patiño M.** Resistencia a la fractura de dientes intactos y restaurados con resina sometidos a carga constante. *CES Odontología* 2007; 20: 21-29.