

Resistencia flexural de piezas restauradas con coronas de disilicato de litio y postes no metálicos en raíces con remanente dentinario cervical reducido

Flexural resistance of teeth restored with lithium disilicate crowns and non metallic posts on roots with reduced cervical dentin

Presentado: 8 de abril de 2013
Aceptado: 5 de noviembre de 2013

Luis Ernesto Tamini Elicegui^a, Juan Martín Redondo^a, Federico Dragovetsky^a, Sebastián Costa^a, Gabriel Morrone^a, Ricardo Luis Macchi^b

^aCátedra de Odontología Integral Adultos

^bCátedra de Materiales Dentales

Facultad de Odontología, Universidad de Buenos Aires, Argentina

Resumen

Objetivo: Definir si piezas dentarias con escaso remanente dentinario cervical con coronas de disilicato de litio fijadas sobre raíces con postes de resina reforzados con diferente contenido de fibra de vidrio o con postes de cerámica (zirconia) presentan diferente resistencia frente a la acción de fuerzas funcionales paraaxiales simuladas. Como objetivo secundario, analizar el modo de falla del complejo restaurado, a nivel de la corona, el poste o la raíz.

Materiales y métodos: Se seleccionaron 45 premolares inferiores recientemente extraídos con un perímetro cervical similar, que fueron divididos al azar en tres grupos de 15 piezas cada uno. Los del Grupo 1 recibieron postes de resina reforzados con bajo contenido de refuerzo (ParaPost Fiber White; Coltène-Whaleden, Altstätten, Suiza); los del Grupo 2, postes de resina reforzados con alto contenido de fibra de vidrio (FRC Postec Plus; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein); y los del Grupo 3, poste de cristales de zirconia (óxido de zirconio) (CosmoPost; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Todas las piezas fueron instrumentadas con el sistema mecanizado ProFile (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza). Las áreas cervicales de las piezas fueron cercenadas 1 mm por encima de límite amelo-cementario, a fin de evitar la interacción del remanente dentinario con la resistencia que ofrece cada tipo de poste. Los postes fueron cementados siguiendo el mismo protocolo adhesivo. Los Grupos 1 y 2 recibieron muñones de resina compuesta. A los del Grupo 3 se les inyectó un muñón de cerámica. El tamaño de los muñones de resina compuesta y el de los de cerámica fueron homologados, y sobre ellos, tras haberlos impresionado, se construyeron coronas de cerámica libre de

metal, inyectadas con disilicato de litio, a las que se les dio forma de caninos superiores. Obtenidas las coronas, se fijaron adhesivamente a las piezas y se incluyeron hasta el límite amelo-cementario en resina epoxi, empleando tubos Bencor como contenedores, a fin de poder someterlas a un ensayo de resistencia flexural en una máquina Instron modelo 101 (Norwood, MA, Estados Unidos). La fuerza se aplicó desde palatino, a 45°, a una velocidad de descenso de la cizalla de 5 mm/min. Se consideraron dos parámetros de análisis: el registro inicial de ruptura previa ante la fuerza aplicada del 10%, y luego otro ante la fuerza máxima. Para el análisis estadístico fueron empleadas las pruebas de análisis de varianza, Chi cuadrado y prueba de Tukey.

Resultados: Se hallaron diferencias estadísticamente significativas ($P < 0,05$) en el comportamiento flexural entre el Grupo 1 y los Grupos 2 y 3 ante la fuerza aplicada del 10% de la carga máxima (500 N, carga mínima). No se hallaron diferencias entre los grupos 2 y 3 ante dicha carga. No se hallaron diferencias estadísticamente significativas ($P > 0,05$) entre los tres grupos ante la carga máxima (2500 N). El modo de falla de las piezas del Grupo 1 ante la carga máxima presentó una diferencia estadísticamente significativa ($P \leq 0,001$), mayormente a nivel de las coronas, en comparación con los Grupos 2 y 3, que fallaron más a nivel de las raíces o de los muñones. No se hallaron diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,521$) entre los Grupos 2 y 3.

Conclusión: En las condiciones en las que fue realizado este estudio, el contenido de refuerzo de fibras del poste constituye una variable considerable en el análisis del posterior comporta-

miento flexural del complejo restaurado con coronas de disilicato de litio ante fuerzas de baja envergadura, y en el del potencial modo de falla del complejo restaurado.

Palabras clave: Contenido de fibras y postes, postes de zirconia, contenido de fibras en postes y modo de falla, coronas de disilicato de litio.

Abstract

Aim: To find if roots with little cervical dentin, with posts reinforced with different quantity of fibers, or made of zirconia, over which lithium disilicate crowns were installed, presented different flexural resistance. As a secondary objective, the failure mode of the restorative complex was analyzed (at the level of the crown, the post, or the root).

Materials and methods: Forty five recently extracted low premolars with a similar cervical perimeter were randomly assigned to three groups of 15 specimens each to receive three kinds of posts: resin reinforced with low content of glass fibers, Parapost Fiber White (Coltène-Whaleden, Altstätten, Switzerland) (Group 1), resin reinforced with high content of glass fibers, Postec Plus FRC (Ivoclar-Vivadent) (Group 2), and zirconia post, CosmoPost (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Group 3). Root canal preparation of all the specimens was performed using the endodontic rotary Profile system (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Sections were done 1 mm above the cement enamel junction in the cervical area of the specimens to avoid the potential interaction of the remaining tissue over the post resistance. Resin cores were made for Groups 1 and 2, and zirconia posts (Group 3) received injected porcelain cores. Core size was homologated for the three groups. Impressions were taken and forty-five upper canine shaped lithium disilicate crowns were made. The crowns were adhesively luted, included in epoxy resin up to the cement enamel junction into Bencor tubes in

order to perform resistance tests using a universal testing machine (Instron 101; Norwood, MA, USA). Loads were applied to the palatal aspect of the crowns at a 45° angle with a cross head speed of 5mm/minute. Two parameters were taken: 10% load break (500 N) and maximum load (2500 N) to analyze minimum and maximum resistance. Failure mode was also recorded. Statistical analysis was performed using analysis of variance, chi square test and post hoc Tukey's test.

Results: Statistically significant differences ($P < 0.05$), were found between Groups 1 and Groups 2 and 3 when minimally flexural resistance at 10% load break (500 N), was evaluated. No differences in flexural resistance at maximum load ($P > 0.05$) was observed among the three groups. Failure mode of teeth restored with lithium disilicate crowns and posts was significantly different ($P \leq 0,001$) among them. Group 1 failed at the crown level, whereas Groups 2 and 3 failed at the root and the post-core levels. There was not statistically difference between Groups 2 and 3 ($P = 0,521$).

Conclusions: Considering the conditions under which this experiment was carried out, the fiber glass reinforcement content of different posts systems was found to be a variable to be considered to estimate later flexural resistance when disilicate crowns are planned. The fiber content of the posts influences the failure mode of the restorative complex too.

Key words: Posts and fiber content, zirconia posts, post fiber content and failure mode, lithium disilicate crowns.

Introducción

La restauración de una pieza dentaria severamente dañada mediante el empleo de un perno-muñón colado y una corona metalo-cerámica es una práctica corriente para rehabilitar la salud, la función y la estética.

Los procedimientos industriales y el desarrollo tecnológico generado en la fabricación de postes y de cerámicas permiten, desde hace algunos años, sustituir los habituales metales por compuestos cerámicos u orgánicos reforzados con algún tipo de estructura especial^{1,2}.

De esa manera, al criterio de conservación se suma la ventaja óptica de sustituir los metales al rehabilitar las piezas dentarias, optimizándose así el comportamiento de la luz incidente sobre ellas³.

Estructuras basadas en policristales tetragonales de zirconia o en la combinación de resinas compuestas reforzadas con fibras especiales son propuestas desde la industria dental para generar nuevos anclajes intrarradi-

culares y así poder recrear el aspecto óptico ideal de una restauración periférica total⁴⁻⁶.

Materiales cerámicos reforzados con cristales de leucita, de disilicato de litio, de óxido de aluminio o de óxido de zirconio (zirconia) preconizan alcanzar el comportamiento óptico ideal requerido en las nuevas restauraciones periféricas totales⁶.

La combinación de postes estéticos y coronas de cerámica pura intentarían ser, en la actualidad, la alternativa de reemplazo del clásico binomio perno metálico / corona metalo-cerámica⁷⁻⁹.

En el desarrollo de esta tendencia, algunos autores han sugerido que se empleen como conexiones postes confeccionados con materiales cuyos módulos de elasticidad se asemejen al de la dentina (entre 14,2 y 18 GPa¹⁰) y no lo excedan, como es en el caso del empleo de las aleaciones metálicas usadas en los pernos-muñones¹¹⁻¹⁴. Conectando la raíz con la corona mediante el anclaje intrarradicular

con materiales con un módulo de Young similar, Assif *et al.*⁷, Hunt *et al.*⁸ y Mendoza *et al.*⁹, entre otros, teorizan un comportamiento óptimo ante las tensiones entre el remanente radicular y el método de anclaje adherido a él, augurando una performance biomecánica similar por parte del sistema restaurador y del de los tejidos dentarios naturales^{15,16}. Sin embargo, los contenidos de relleno dispersos en la matriz constitutiva de esta clase de postes, el tipo de resina empleado y la disposición de las fibras de refuerzo son también artífices de diferencias en el módulo de elasticidad entre postes que parecerían ser similares¹⁷.

Otros autores, resaltando el comportamiento de la zirconia –cerámica con cristales tetragonales que poseen la capacidad de modificar su estructura frente a la tensión mediante una expansión que oscila entre el 3 y el 5% de su volumen¹⁸–, fundamentan su empleo en los postes, ya que, gracias a esta propiedad, constituiría un eficaz método de oposición a la progresión de tensiones en su estructura y, consecuentemente, otorgaría una mayor predecibilidad a este tipo de anclajes frente a los de resina con refuerzo de fibras.

La particularidad de esta transformación de endurecimiento de la zirconia le permite alcanzar una elevada rigidez^{19, 20}; de este modo, los postes fabricados industrialmente con este material no poseerían la capacidad de flexión que sí poseen algunos de los confeccionados en resina con refuerzo de fibras²¹, y se opondrían al movimiento de la corona instalada (sobre todo en sentido palatovestibular) por la acción de las fuerzas oclusales comúnmente paraaxiales en el sector anterior²². Al oponerse tenazmente al movimiento de la corona, teóricamente también se evitarían fallas en la integración, ya que la mayor rigidez de este material absorbería la tensión, más que la interfaz adhesiva de cementación.

La bibliografía científica^{10,11} parecería demandar la existencia de unos 2 mm de tejido dentinario en sentido cérvico-incisal a nivel del área cervical de la raíz, a las situaciones potencialmente restaurables por cualquiera de estos anclajes. Esa banda de tejido circundante sobre la que se asienta el muñón consolidado al anclaje intrarradicular, al ser abrazado completamente por una corona, permite lograr el denominado “efecto zuncho”, pilar fundamental en la biomecánica de la pieza restaurada^{11,23-32}.

Ante una presencia reducida (sólo 1 mm) de altura de tejido cervical radicular para el logro del “efecto zuncho”, el empleo de un poste de mayor rigidez y tenacidad o el de otro con un módulo de elasticidad similar al de la dentina (más maleable y menos rígido) parecerían ser alternativas muy diferentes para realizar una restauración corono-radicular predecible³³.

El objetivo de esta investigación fue definir si piezas dentarias con escaso remanente dentinario cervical con coronas de disilicato de litio fijadas sobre raíces con postes de resina reforzados con diferente contenido de fibra de vidrio o con postes de cerámica (zirconia) presentan diferente resistencia frente a la acción de fuerzas funcionales paraaxiales simuladas.

Como objetivo secundario, también fue analizado el modo de falla del complejo restaurado, a nivel de la corona, el poste o la raíz.

En función de ello, se trabajó a partir de la siguiente hipótesis nula: No existe diferencia en la resistencia ni en el modo de falla frente a la acción de fuerzas funcionales paraaxiales simuladas en piezas restauradas con coronas de cerámica de disilicato de litio en las que –no habiendo dentina remanente cervical para el logro del efecto zuncho– se emplean postes orgánicos reforzados con alto contenido de fibras, postes orgánicos reforzados con bajo contenido de fibras o postes cerámicos.

Materiales y métodos

Se seleccionaron 45 premolares inferiores intactos, libres de caries y de restauraciones, ausentes de fisuras o fracturas, extraídos por causas periodontales u ortodónticas, con perímetros cervicales lo más parecidos posible, basados en las consideraciones realizadas por Butz *et al.*³⁴ Los molares fueron mantenidos en una solución de cloramina al 0,5% hasta su uso.

Las piezas se numeraron y dividieron en tres grupos al azar, de quince unidades cada uno. Sobre ellas se ejecutó la instrumentación endodóntica con el sistema ProFile (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza) y fueron obturadas con conos de gutapercha y cemento a base de resina libre de compuestos fenólicos (Sealer 26; Dentsply-Maillefer, Petrópolis, Brasil), empleando la técnica de condensación lateral con cono principal #25 y, posteriormente, con conos accesorios.

A continuación, se seccionaron horizontalmente todas las coronas clínicas, 1 mm por encima del límite amelo-cementario, tras lo cual se desobturaron con fresas de Largo (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza) #1, #2 y #3 nuevas. Posteriormente, se instrumentaron las piezas mediante el empleo de las fresas pilotos de los sistemas de postes por emplear, hasta una profundidad de 11 mm. El milímetro en cervical permitió alcanzar el asentamiento de los muñones y, sobre ellos, el de las coronas, y los 10 mm restantes otorgaron el anclaje intrarradicular.

Las piezas del Grupo 1 recibieron postes ParaPost Fiber White (Coltène-Whaleden, Altstätten, Suiza), con un 42% de contenido de refuerzo de fibra de vidrio,

mientras que en las del Grupo 2 se fijaron postes FRC Postec Plus (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), con un 60% de contenido de refuerzo.

A todos los postes se les aplicó una solución de vinil-silano (Monobond-S; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durante 60 segundos y, posteriormente, fueron fijados siguiendo un protocolo adhesivo de acondicionamiento con ácido fosfórico, lavado, secado con conos de papel, aplicación de un sistema adhesivo dual (Excite DSC endo; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y eliminación de excesos con conos de papel. Luego se realizó la unción homogénea de las paredes de los postes con una resina de polimerización dual (Variolink II; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y la inserción de los postes, tomándolos con una pinza para cuñas (Hawe Neos, Bioggio, Suiza), girando en sentido horario y generando la salida de los excesos hacia cervical.

Los excesos fueron retirados con un pincel descartable humedecido levemente en una resina fluida a base de Bis-GMA (Helio-Bond; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Posteriormente, los postes se prepararon para adherir a ellos los muñones de resina, acondicionando nuevamente dentina, aplicando vinil-silano sobre el poste y empleando el mismo adhesivo dual (Excite DSC endo).

Con el objetivo de homologar el tamaño y el diámetro de los muñones, se empleó una matriz preformada de acetato (ParaCore n° 4; Coltène-Whaledent, Altstätten, Suiza), diseñada para lograr el tamaño promedio de un muñón para un canino superior.

En la confección de los muñones se utilizó una resina dual de consistencia pesada (MultiCore HB; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y otra de consisten-

cia fluida (MultiCore Flow; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), aplicando –en el mismo momento– la primera en el interior de la matriz y la segunda sobre el complejo poste-dentina. Los excedentes de los postes fueron cercenados por incisal con una piedra de diamante TC856 012. Un detalle de los muñones de los Grupos 1 y 2 puede observarse en la figura 1.

El Grupo 3 alojó postes CosmoPost (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Éstos recibieron un tratamiento diferente, ya que sobre sus estructuras se confeccionaron muñones de cerámica de óxido de zirconio.

Las piezas fueron desobturadas, instrumentadas y de ellas se tomaron impresiones por método directo, empleando para eso los postes de óxido de zirconio como alma y cera estética especial Schuler Dental Wax (Schuler Dental, Ulm, Alemania) como material de impresión. Las zonas cervicales de adaptación fueron impresionadas mediante cera Beauty Pink (Moyco-Union Broach, York, PA, Estados Unidos). Con la cera estética especial se enceraron los muñones con características de diámetro y volumen similares a los definidos en las muestras de muñones de resina compuesta, empleando el mismo tipo de matriz (fig. 2).

Luego fueron incluidos en revestimiento y, una vez eliminada la cera en un horno, se les inyectó una cerámica fluidificada a alta presión y temperatura (Cosmo Ingot, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Realizados el desvestido y la limpieza de los postes-muñones de zirconia, se probó su asentamiento sobre cada una de las preparaciones dentarias y se los fijó con las mismas maniobras y materiales empleados para los Grupos 1 y 2.

Se corrigieron los muñones que resultaron diferentes del patrón promedio conferido por la matriz empleada

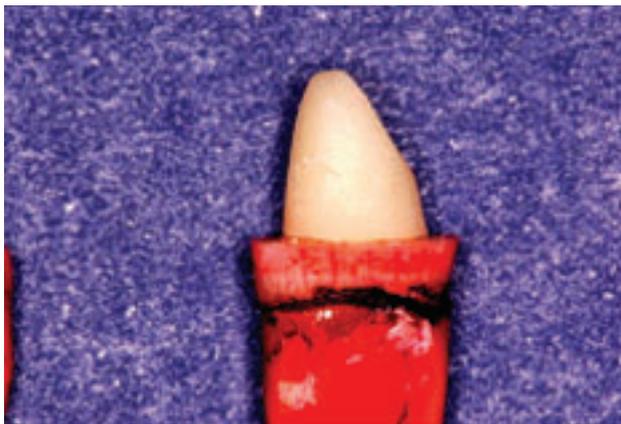


Figura 1. Aspecto de los muñones confeccionados sobre las piezas de los Grupos 1 y 2.



Figura 2. Detalles del encerado de los postes del Grupo 3 para la confección de los muñones con cerámica de zirconia mediante el proceso de inyección.



Figuras 3 y 4. Muñones con los encerados de precisión realizados fuera de la matriz para lograr ajustar la preparación antes de introducirlos en ella. Nótese la correspondencia entre las marcas.

mediante el tallado; se tomaron impresiones de cada uno de ellos; se hicieron troqueles yesosos; se enceraron coronas con forma de caninos; y una vez incluidas en revestimiento se llevaron a un horno en el que se realizó el proceso de cera perdida. Se inyectó una cerámica fluidificada a altas presión y temperatura con un gran contenido –mayor que el 60% en volumen– de partículas cristalinas de disilicato de litio (material de estructuras del sistema Empress 2; Ivoclar-Vivadent Schaan, Liechtenstein).

Para homologar los tamaños de las muestras que serían objeto de estudio, las anatomías coronarias fueron logradas mediante el empleo de una matriz de silicona (figs. 3 y 4).

Las matrices fueron llenadas con cera para encerados Schuler S-U-Esthetic Waxes (Schuler Dental, Ulm, Alemania) en estado líquido, y sobre ellas fueron posicionados los troqueles yesosos a los que previamente se los enceró en sus áreas de cierre (ajuste) con otra cera sin memoria (Schuler S-U-cera para cuellos; Schuler Dental, Ulm, Alemania).



Figura 5. Vista de las muestras con sus respectivas coronas.

Sobre cada pieza encerada se realizó una leve oquedad por debajo de la punta del canino, 3 mm hacia cervical, buscando obtener una plataforma palatina para aplicar posteriormente la punta de la cizalla de la máquina de ensayos mecánicos (Instron 101; Norwood, MA, Estados Unidos).

Finalizado este procedimiento, se colocaron los aros en un horno para inyección de cerámica Empress (EP500; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Se empleó el programa correspondiente a la inyección de estructuras a 900 °C y 5 bar de presión. Para esto, se utilizaron lingotes de disilicato de litio color 500.

Los casquetes así logrados fueron desvestidos de sus aros correspondientes, y las muestras obtenidas de separaron de los conformadores de bebederos y se limpiaron según los procedimientos sugeridos por el fabricante. De esta manera, se obtuvieron las 45 coronas con la forma anatómica de canino conferida durante el encerado y reproducidas en disilicato de litio (fig. 5).

Las formas anatómicas fueron realizadas sólo con el material de casquetes (disilicato de litio empleado de manera monolítica), ya que la posterior carga del material cerámico a base de feldespatos con fluorapatita constituyó una variable más para considerar, pues según McLaren³⁵ su resistencia es menor que la del material de estructuras, y esto podría acarrear su fractura durante el ensayo del complejo restaurado y, así, impedir evidenciar el objetivo del ensayo.

Comprobados los asentamientos, se procedió a realizar la fijación de las coronas mediante el acondicionamiento con ácido fluorhídrico al 4,9% (IPS Etching Gel; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durante 20 segundos. Este ácido fue posteriormente neutralizado con una solución acuosa básica, y tras haber eliminado los excedentes de agua, se les aplicó una capa

de vinil-silano durante 60 segundos (Monobond-S; Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Los sustratos dentarios fueron acondicionados con ácido fosfórico durante 15 segundos, para luego aplicarles una doble capa de adhesivo ExciTE DSC. Este mismo adhesivo también fue aplicado en el interior de las coronas.

A continuación se realizó la fijación de las coronas mediante el empleo de una resina de polimerización dual (Variolink II) de baja consistencia, y sobre ellas se activó la iniciación del proceso. Luego, los especímenes de la muestra fueron incluidos en matrices metálicas (tubos Bencor) en los que se vació una resina epoxi (Araldite M, Ciba-Geigy, Estados Unidos) hasta contenerlos 2 mm por debajo del límite amelo-cementario.

Finalizada la polimerización, las muestras fueron montadas sobre una máquina de ensayos mecánicos universal Instron 101.

A fin de obtener un ángulo de acción para la fuerza de ensayo de 45° sobre todas las piezas, se proyectó y construyó una pieza especial para adosar al instrumento de medición, cuyo diseño se basó en los trabajos de Loney *et al.*³⁶ (figs. 6 y 7).



Figuras 6-7. Dispositivo fabricado para acoplar a la máquina y aplicar la carga a las muestras a 45°.

Posteriormente, las muestras se sometieron a cargas desde palatino, con dirección incisopalatina hacia cérvico-apical próximo a los 45°. La celda de carga fue establecida en 5.000 N; la velocidad de descenso durante el ensayo, en 5 mm/min. El *break* fue del 10% (500 N) para la primera fase (resistencia mínima) y del 50% (2.500 N) para la segunda (resistencia máxima). El rango se estableció en 2.000 N.

De esta manera, se analizaron las resistencias mínima y máxima a la fractura en los tres grupos tratados ante la fuerza paraaxial simulada y el modo de fracaso relatado.

Un ejemplo del modo de fracaso relatado puede observarse en las figuras 8-10.

Para el análisis estadístico de los resultados fueron empleadas la prueba de análisis de varianza de los datos de resistencia mínima y máxima, y prueba de Tukey.

Para evaluar los datos del modo de fractura se utilizó la prueba de Chi cuadrado. En todos los casos, se estableció un nivel de significancia alfa menor a 0,05.

Resultados

El comportamiento de las tres muestras ante las cargas mínima (resistencia mínima) y máxima (resistencia máxima) soportadas (2.500 N), al igual que el modo de fractura, se resumen en la tabla 1.

De la primera comparación realizada, se puede inferir una diferencia estadísticamente significativa ($P < 0,01$) entre el Grupo 1 y los Grupos 2 y 3 en el comportamiento ante la carga mínima (tablas 2 y 3).

Ante la carga máxima (resistencia máxima), no hubo diferencias estadísticamente significativas ($P = 0,116$) entre los tres grupos (tablas 4 y 5).

En cuanto al modo de fracaso relatado en función de la frecuencia de fracturas en raíz entre los tres sistemas de postes, la prueba de Chi cuadrado con dos grados de libertad dio un resultado de 14,24 ($P < 0,001$), que evidenció una diferencia estadísticamente significativa entre el Grupo 1 y los Grupos 2 y 3. No se halló diferencia estadísticamente significativa en las pruebas *post hoc* entre estos dos últimos grupos ($P = 0,521$).

En los Grupos 2 y 3, la falla fue mayormente a nivel radicular, mientras que en el Grupo 1 se produjo a nivel coronario.

Discusión

El uso de postes de resina reforzados con fibras y de cerámicas con cristales de óxido de zirconio ha ido incrementándose desde hace años, principalmente por las propiedades optimizadas de los materiales y la tendencia actual hacia una restauración corono-radicular de apariencia más natural que la lograda con la metalo-cerámica^{37,38}.



Figuras 8-10. Ejemplo del resultado del ensayo de una de las muestras de los Grupos 1, 2 y 3 ante la carga máxima aplicada. Obsérvense los diferentes tipos de fractura de los postes.

Desde momento de la fijación de la corona, la pieza endodónticamente tratada tiene la misión de rehabilitar un sistema estomatognático severamente alterado, que funcionará a partir de su restitución bajo distintos tipos de fuerzas. Según Morin *et al.*³⁹, estas fuerzas se encuentran, en promedio, en el orden de los 70 N, aunque Yoshinari *et al.*⁴⁰ consideran que pueden llegar hasta los

300 N e, incluso, los 540 N en casos de intenso bruxismo.

Es por esto que se eligieron premolares inferiores que pudieran transicionar las formas de sus coronas clínicas hacia las de los caninos superiores (que habitualmente soportan la fuerza al inicio de las lateralidades), y en ellas se emplearon los postes ParaPost Fiber White de 1,5 mm de diámetro (los más gruesos entre los ofrecidos por el fabricante al momento de la investigación) y los FRC Postec Plus de 2 mm (tamaño 3 y, también, los más gruesos, indicados ambos para la restauración de incisivos y caninos).

Frente a la exigencia oclusal, desde las mínimas hasta las máximas, la pieza endodónticamente tratada debe comportarse como un todo, por lo que se consideró que el análisis del tipo de postes empleados en la situación clínica simulada debía evidenciarse en el comportamiento ante la carga.

Fue también por eso que, en este diseño experimental, se disminuyó la banda de dentina cervical, a fin de observar justamente el comportamiento de esos diferentes postes con coronas consolidadas a sus muñones, basándonos en el trabajo de Bolhuis *et al.*⁴¹, quienes consideraron que la instalación de la corona con un remanente de dentina de 2 mm en sentido cérvico-incisal –como para lograr el zuncho– otorgaría al estudio de postes-muñones una “influencia de refuerzo externa”. Lamentablemente, durante los procedimientos de acceso e instrumentación endodóntica, y con el ulterior tallado para alojar una corona, este tejido se va perdiendo, y en muchas ocasiones queda poca cantidad sana y, por ende, una resistencia reducida.

Apoyándonos en la evidencia de los trabajos de Guzy *et al.*⁴², Trope *et al.*⁴³, Gutman *et al.*⁴⁴ y Goodacre *et al.*^{45,46}, entre otros, en este estudio simulado se partió de la idea de que el diente endodónticamente tratado no siempre debe alojar un perno-muñón, y de que éstos tampoco refuerzan su resistencia a la fractura.

Los autores citados postulan que la única finalidad que persigue la instalación de un perno o de un poste es la del anclaje de una corona, situación que –cuando el remanente estructural es de 1,5 a 2 mm de altura cérvico-incisal, a fin de obtener el denominado “efecto zuncho”, como lo demostraran Philip *et al.*²³, Akkayan *et al.*²⁴, Pierrisnard *et al.*²⁵, Morgano *et al.*^{26,27}, Assif *et al.*²⁸ y Sorensen *et al.*²⁹– vuelve indiferente la alternativa de tratamiento mediante un sistema de anclaje coronario intrarradicular u otro (poste de diversos tipos o pernos).

Lo que se intentó en esta investigación fue, justamente, transpolar el trabajo “in vitro” a la situación clínica de ausencia de altura de remanente de dentina ideal para el anclaje de coronas de disilicato de litio, con la con-

Tabla 1. Valores alcanzados por las diferentes muestras de los tres grupos ante las cargas mínima (resistencia mínima) y máxima (resistencia máxima) soportadas, y tipo de fractura.

Grupo	Resistencia mínima	Resistencia máxima	Tipo de fractura
Grupo 1, m 1	[s/dato]	1.060	Muñón
Grupo 1, m 2	[s/dato]	537	Corona
Grupo 1, m 3	[s/dato]	1.010	Muñón
Grupo 1, m 4	[s/dato]	1.025	Muñón
Grupo 1, m 5	[s/dato]	1.568	Raíz
Grupo 1, m 6	[s/dato]	935	Corona
Grupo 1, m 7	278	846	Corona
Grupo 1, m 8	304	1.292	Corona
Grupo 1, m 9	240	938	Corona
Grupo 1, m 10	284	893,5	Corona
Grupo 1, m 11	241	506,5	Muñón
Grupo 1, m 12	268,5	1.302	Corona
Grupo 1, m 13	141	2.037	Corona
Grupo 1, m 14	25	1.556	Raíz
Grupo 1, m 15	301	1.285	Corona
Grupo 2, m 1	287	956,5	Raíz
Grupo 2, m 2	662,5	790	Corona
Grupo 2, m 3	628	1.698	Corona
Grupo 2, m 4	550	1.206	Muñón
Grupo 2, m 5	500	860	Raíz
Grupo 2, m 6	912	1.447	Raíz
Grupo 2, m 7	455	1.328	Raíz
Grupo 2, m 8	265	719	Raíz
Grupo 2, m 9	999,5	999,5	Corona
Grupo 2, m 10	856	1176	Raíz
Grupo 2, m 11	722	722	Raíz
Grupo 2, m 12	780	1277	Raíz
Grupo 2, m 13	804,5	1.491	Raíz
Grupo 2, m 14	958,5	1.190	Raíz
Grupo 3, m 1	765,5	1.122	Raíz
Grupo 3, m 2	821	821	Raíz
Grupo 3, m 3	427	870	Raíz
Grupo 3, m 4	508	917,5	Raíz
Grupo 3, m 5	233	948	Raíz
Grupo 3, m 6	851	854	Corona
Grupo 3, m 7	388,5	909,5	Raíz
Grupo 3, m 8	286	706	Raíz
Grupo 3, m 9	291	1.021	Raíz
Grupo 3, m 10	341	1.158	Raíz
Grupo 3, m 11	279	690	Corona
Grupo 3, m 12	823	937,5	Raíz
Grupo 3, m 13	337	542	Corona

Tabla 2. Valores de resistencia mínima, desvío estándar y bandas de confianza con límites inferior y superior, con un intervalo de confianza del 95% para los tres grupos.

RESISTENCIA MÍNIMA

	N	Promedio	Desvío estándar	Error estándar	Intervalo de confianza del 95% para el promedio		Mínimo	Máximo
					Banda inferior	Banda superior		
Grupo 1	9	256,3889	49,36331	16,45444	218,4449	294,3329	141	304
Grupo 2	15	666	227,29402	58,68706	540,1288	791,8712	265	999,5
Grupo 3	14	516,25	250,90588	67,05742	371,3813	661,1187	233	876,5

Tabla 3. Prueba de Anova para los valores de resistencia mínima entre los grupos (P=0,000).

ANOVA**Resistencia máxima**

	Suma de los cuadrados (SS)	Grados de libertad (DF)	Media de los cuadrados	F	Significancia (P)
Entre grupos	943900,947	2	471950,473	10,581	0,001
Dentro de los grupos	1561168,764	35	44604,822	----	----
Total	2505069,711	37	----	----	----

Tabla 4. Valores de resistencia máxima, desvío estándar y bandas de confianza con límites inferior y superior, con un intervalo de confianza del 95% para los tres grupos.

RESISTENCIA MÁXIMA

	N	Promedio	Desvío estándar	Error estándar	Intervalo de confianza del 95% para el promedio		Mínimo	Máximo
					Banda inferior	Banda superior		
Grupo 1	15	1119,4	401,45	103,65	897,08	1341,71	506,5	2037
Grupo 2	15	1098	322,02	83,14	919,66	1276,33	610	1698
Grupo 3	14	892,14	166,78	44,57	795,84	988,44	542	1158

Tabla 5. Prueba de Anova para los valores de resistencia máxima entre los grupos (P=0,116).

ANOVA**Resistencia máxima**

	Suma de los cuadrados (SS)	Grados de libertad (DF)	Media de los cuadrados	F	Significancia (P)
Entre grupos	451087,845	2	225543,922	2,272	0,116
Dentro de los grupos	4069767,314	41	99262,617	----	----
Total	4520855,159	43	----	----	----

secuente casi nulidad del efecto zuncho, a fin de poder analizar el comportamiento de la fuerza sobre el complejo restaurador poste-muñón / corona adherida. Por esto mismo se cercenaron las coronas clínicas 1 mm por encima del límite amelo-cementario y se decidió eliminar la banda de dentina cervical.

El énfasis fue puesto en las diferentes características (de composición y estructurales) de los tres postes empleados en este trabajo.

Los trabajos de Assmussen *et al.*²¹ y Cormier *et al.*¹² demuestran que, con un remanente de dentina cervical de entre 1,5 y 2 mm de altura, el efecto de la fuerza aplicada a una restauración periférica total se traspasa de la corona directamente al remanente dentario cervical, que es el que finalmente soporta la carga.

Cuando la dentina que abraza la corona es prácticamente inexistente, las resistencias mínima y máxima a la fuerza generada deben ser soportadas por “algo”, a diferencia de lo que ocurre cuando la dentina, con altura ideal, permite el efecto zuncho.

La cerámica libre de metal empleada en este trabajo fue disilicato de litio. Gracias al método de obtención mediante la fabricación de una matriz, el encerado, la inyección y la reproducción de la forma coronaria de un canino en cerámica, las coronas de cerámica libre de metal se confeccionaron de manera monolítica. No se empleó cerámica de revestimiento ya que, como relataran Al Dohan *et al.*⁴⁷ y De Jager *et al.*⁴⁸, el delaminado de porcelana de revestimiento de la estructura de los casquetes es una de las formas más comunes de falla, lo cual podría constituir un elemento negativo en el análisis de la transmisión de la fuerza hacia el complejo restaurado.

Así, las características constitutivas de los postes y la cantidad de cemento interpuesto entre éstos y los remanentes devinieron objeto de análisis.

Con respecto al análisis frente a la carga, lo que se interpretó durante este trabajo como “falla clínica” de los sistemas restaurados con postes y coronas se basa en los trabajos de Cormier *et al.*¹² y Hayashi *et al.*⁴⁹, entre otros, en los cuales los sistemas restaurados mediante postes fueron exigidos hasta la fractura de alguno de sus componentes: la raíz, la corona o el poste.

La realidad clínica es que, durante la función del sistema estomatognático de una pieza restaurada protéticamente, mucho antes del momento en que se arriba a esta falla evidente, habría una primera complicación al separarse la corona “sin desprendimiento”, o desceméntándose de su preparación (se genera una brecha entre su margen y el margen dentario), la cual –sin evidenciarse clínicamente por la fractura de alguno de los componen-

tes descriptos– significa, a corto o largo plazo, la entrada de fluidos en la interfaz abierta y la generación de lesiones de caries, o la hidrolización de los constituyentes de alguna de las uniones adhesivas.

Esto fue lo que se observó durante el primer *break* (resistencia mínima), cuando la máquina de ensayo universal detuvo su accionar por una falta de oposición frente a los parámetros de carga establecidos (10% de la carga). En esta instancia, las coronas del Grupo 1 evidenciaron una menor resistencia frente a esta exigencia mecánica que las de los dos otros grupos.

Los Grupos 2 y 3 alcanzaron casi el doble de la resistencia mínima que el Grupo 1.

Así, la diferencia entre los postes de resina reforzados con fibras de los Grupos 1 y 2 demuestra que un poste grueso contribuiría más favorablemente a la resistencia a la fractura del sistema raíz-poste-muñón-corona que un poste más delgado, por lo que siempre debe evitarse al máximo el debilitamiento producido por el tallado. Esto coincide con los resultados alcanzados por Lassila *et al.*⁵⁰

A partir de este hallazgo –al igual que en Seefeld *et al.*⁵¹– se infiere una fuerte correlación entre la proporción de fibras que contiene el poste (con respecto a la cantidad de matriz existente) y su resistencia flexural. Un mayor contenido de fibras se asociaría a una resistencia mínima más elevada. No obstante, la resistencia mínima alcanzada –frente a la exigencia oclusal promedio relatada en la evidencia científica consultada hasta el momento de la realización de esta investigación y que promedia los 70 N³⁹– fue casi triplicada, incluso en el Grupo 1, que obtuvo el menor de los valores en esta instancia de análisis.

Tal vez este comportamiento del Grupo 1 sea insuficiente frente a la exigencia parafuncional cercana a los 300 N⁴⁰, situación que sí superaron los Grupos 2 y 3.

Al analizar el modo de falla en el complejo restaurado, en el Grupo 1 sería viable el retratamiento de las piezas, ya que en éstas las fallas se produjeron mayormente a nivel coronario, a diferencia de lo que ocurrió en los Grupos 2 y 3.

Según Hayashi *et al.*⁴⁹ y Assmussen *et al.*²¹, un poste-muñón con un elevado módulo de elasticidad, al ser forzado contra un cuerpo con un módulo menor (como la capa de resina de fijación o incluso la dentina), transfiere a éste la tensión que soporta, lo cual explicaría el mayor porcentaje de fracturas a nivel de las raíces frente a la fuerza máxima en los Grupos 2 y 3.

El proceso laboratorial que insume la confección de los postes de zirconia, el tipo de fractura ante la carga máxima (que imposibilita el retratamiento de la pieza) y –como contraparte– la simpleza técnica de la prepara-

ción y la fijación de los postes de resina permiten afirmar la conveniencia del uso de los postes de resina reforzados con alta carga de fibras frente a los de zirconia.

Para el presente estudio, se recurrió a la simulación de los parámetros clínicos.

En el futuro, deberían emplearse protocolos de investigación que involucraran tecnologías como la de elementos finitos, reproducciones tridimensionales computarizadas o de *strain gauges*, a fin de evidenciar las fallas clínicas tempranas en los sistemas restauradores de las piezas endodónticamente tratadas.

Conclusiones

Considerando las limitaciones de este tipo de investigaciones “in vitro”, puede concluirse lo siguiente:

Resistencia mínima: Se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia mínima ofrecida a la fuerza aplicada de manera paraaxial sobre piezas que –sin dentina remanente cervical para el logro del efecto zuncho– se restauraron con postes orgánicos reforzados con bajo contenido de fibras (Grupo 1), y la correspondiente a las piezas de los otros dos grupos restauradas con postes con alto contenido de fibras (Grupo 2) y con cristales de óxido de zirconio (Grupo 3).

Resistencia máxima: No se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia máxima ofrecida a la fuerza aplicada de manera paraaxial sobre piezas que –sin dentina remanente cervical para el logro del efecto zuncho– se restauraron con postes orgánicos reforzados con bajo (Grupo 1) o con alto contenido de fibras (Grupo 2), y la correspondiente a las piezas con postes constituidos por cristales de óxido de zirconio (Grupo 3).

Modo de falla del complejo restaurado: Se hallaron diferencias estadísticamente significativas en el modo de falla del complejo restaurado frente a la carga máxima entre los tres grupos. En las piezas restauradas con postes con bajo contenido de fibras (Grupo 1), pudo conservarse mejor la raíz. En las piezas restauradas con postes con alto contenido de fibras (Grupo 2) o constituidos por cristales de óxido de zirconio (Grupo 3), la falla fue principalmente a nivel radicular, por lo que su reutilización es improbable.

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre los Grupos 2 y 3.

Los autores declaran no tener conflictos de interés con los productos mencionados.

Referencias

1. Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure mode of ceramic veneers with different preparation

- designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 2005;94:132-9.
2. Touati B, Miara P, Nathanson D. Sistemas cerámicos actuales. En: *Odontología estética y restauraciones cerámicas*. Barcelona, Masson, 2000, pp. 25-33.
3. Carpena Lopes G, Baratieri LN, Caldeira de Andrada M, Maja H. All ceramic post core and crown technique. Case report. *J Esthet Restor Dent* 2001;13:285-95.
4. Koutayas S, Kern M. All ceramic post and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999;30:383-92.
5. Hockmann N, Zalkind M. New all ceramic indirect posts and core system. *J Prosthet Dent* 1999;81:625-9.
6. Roulet JF, Janda R. Future ceramic systems. *Operative Dentistry supplement* 2001;6:211-28.
7. Assif D, Bitensky A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993;69:36-40.
8. Hunt P, Gogarnou D. Evolution of posts and core systems. *J Esthet Dent* 1996;74-83.
9. Mendoza D, Eakle S, Kahl E, Ho R. Root reinforcement with a resin bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997;78:10-5.
10. Maccari PC, Conceicao E, Nuñez M. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:25-31.
11. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different posts systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-7.
12. Cornier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic and conventional posts systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001;10:26-36.
13. Dallari A, Rovatti L. Clinical experience and research on D.T. light posts. En: *Resúmenes del VII simposio internacional de odontología adhesiva y reconstructiva*. S. Margarita del Ligure 2002, pp. 32-9.
14. FRC Postec. *Documentación científica Ivoclar-Vivadent AG Investigación y desarrollo*. Servicio científico, septiembre de 2001.
15. Ferrari M, Gesi A, Goracci C. New development in the field of fiber posts. En: *Resúmenes del VII simposio internacional de odontología adhesiva y reconstructiva*. S Margarita del Ligure 2002, pp. 14-22.
16. Andreassi Bassi M, Maccaroni F, Di Carlo F, Bedini R, Ioppolo P. Analisi della ritenzione endocanalare di due perni prefabricati estetici. *Dental Cadmos* 2001;4:31-42.
17. Phark JH, Sartori N, Oliveira L, Duarte S. A comprehensive Guide for Post and Core restorations. *Quintessence of Dental Technology* 2012;45-64.
18. Paul SJ, Werder P. Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass ceramic cores in endodontically treated teeth. A 4 year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2004;17:476-82.
19. Sorensen J. The Lava system for CAD/CAM production of high strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence of Dental Technology* 2003;26:57-67.
20. D Atole Garbelotto LG, Maziero Volpato CA, Zani IM, Fredel MC. Zirconia na Protese Dentaria. *Int J Braz Dent* 2010;2:142-150.
21. Amussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27:275-8.

22. Alonso A, Albertini J, Bechelli A. *Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral*. Buenos Aires, Editorial Panamericana, 1999, cap. 9.
23. Philip LB, Tan BD, Aquilino S, Gratton D, Stanford C, Chian Tan S, *et al*. In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent* 2005;93:331-6.
24. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber reinforced and zirconia dowels systems. *J Prosthet Dent* 2004;92:155-62.
25. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002;88:442-8.
26. Morgano S. Restauración de dientes desvitalizados: aplicación de principios tradicionales en el presente y en el futuro. *Compend Contin Educ Dent* 1989;X:8-10.
27. Morgano S. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996;75:375-80.
28. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71:565-7.
29. Sorensen J, Engelman M. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;63:529-36.
30. Eisseman HF, Radke RA. Postendodontic restoration. En: Cohen S, Burns RC (eds.). *Pathways of the pulp*. 4ª ed. St. Louis, CV Mosby, 1987, pp. 640-3.
31. Standlee J, Caputo A, Biomechanics. *CDA Journal* 1988;49-58.
32. Flemming I, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length on the resistance to cyclic loading bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999;12:78-82.
33. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub J. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post an core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:438-45.
34. Butz F, Lennon AM, Heydecke G. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post an core systems. An in vitro study. *Int J Prosthodont* 2001;14:58-64.
35. Edward Mc Laren. All ceramic alternatives to conventional metal ceramic restorations. *Compendium* 1998;19:307-25.
36. Loney R W, Moulding B, Ritsco R. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:247-51.
37. Informe C.R.A. Postes: ¿se desplazará al metal? *ALND* 2005; agosto-octubre.
38. Christensen G. Posts and cores: state of art. *JADA* 1998;129:96-7.
39. Morin D, Douglas W, Cross M, De Long R. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent Mater* 1988;4:41-8.
40. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all ceramic crowns *Int J Prosthodont* 1994;7:329-38.
41. Bolhius P, De Gee A, Feilzer, A. Influence of fatigue loading on tour post and core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int* 2004;35:657-67.
42. Guzy GE, Nichols JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endopost reinforcement. *J Prosthet Dent* 1979;42:39-44.
43. Trope M, Maltz D, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endodon Dent Traumatol* 1985;1:108-11.
44. Gutman J. The dentin root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1992;67:457-8.
45. Goodacre C, Spolnik K. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I: Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodontics* 1994;3:243-50.
46. Goodacre C, Spolnik K. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part II: Maintaining the apical seal. *J Prosthodontics* 1995;4:51-68.
47. Al Dohan HM, Yaman P, Denison J, Brazoog ME, Lang BR. Shear strength of core veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004;91:349-55.
48. De Jager N, De Kler M, Van Der Zel J. The influence of different core material on the FEA determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater* 2006;22:234-42.
49. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Shigeyuki E. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post cores and crowns. *Dent Mat* 2006;22:477-85.
50. Lassila LV, Tanner J, Le Bell Am, Narva K, Vallitu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mat* 2004;20:29-36.
51. Seefeld F, Wenz H, Ludwig K, Kern M. Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. *Dent Mat* 2006.
52. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub J. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post an core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:438-50.
53. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts. *J of Dentistry* 1999;27:275-8.

Agradecimientos: Los autores agradecen a las empresas Coltène Whaledent e Ivoclar-Vivadent el aporte de los materiales para este trabajo. A su vez, agradecen al Técnico en Prótesis Dental Sr. Javier Casas por la esmerada confección de los postes de zirconia y de las coronas de disilicato de litio empleadas.

Contacto:

LUIS TAMINI ELICEGUI
letamini@aol.com

Marcelo T. de Alvear 2142, 10.º A (C1122AAH)
Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina