

Endodoncia adhesiva. Fundamentos, desarrollo y utilidad del sellador endodóntico a base de metacrilatos EndoREZ

Adhesive endodontics. Development and usefulness of the methacrylate resin-based endodontic sealer EndoREZ

Presentado: 15 de febrero de 2011
Aceptado: 31 de mayo de 2011

Osvaldo Zmener^a, Cornelis H. Pameijer^b

^aCarrera de Especialización en Endodoncia, Escuela de Odontología, Universidad del Salvador/Asociación Odontológica Argentina

^bEscuela de Medicina Dental, Universidad de Connecticut, Estados Unidos

Resumen

Durante la última década se han incorporado al mercado una nueva generación de selladores endodónticos a base de metacrilatos hidrófilos, los que permiten obtener una adhesión efectiva a las paredes dentinarias y a los conos estandarizados provistos por el fabricante. El objetivo de este trabajo es informar acerca de las propiedades, características específicas y utilidades del sellador a base de metacrilatos EndoREZ. Las investigaciones relacionadas

con su capacidad de sellado, biocompatibilidad y aplicación clínica sugieren que el EndoREZ es un material potencialmente efectivo para su uso clínico, y que su *performance* puede equipararse a la de los selladores endodónticos tradicionales.

Palabras clave: Biocompatibilidad, endodoncia, EndoREZ, sellado apical.

Abstract

During the last decade a new generation of methacrylate resin-based endodontic sealers, has gained popularity for root canal obturation. These new sealers allow for effective adhesion/adaptation to the root canal walls and to several specially formulated cones. The aim of this article is to report on the properties and usefulness of a methacrylate resin-based sealer EndoREZ. Laboratory and clinical

investigations have demonstrated that EndoREZ is effective as a root canal sealer and that its clinical performance is comparable to what had been reported in the literature for other traditional endodontic sealers.

Key words: Biocompatibility, endodontic treatment, EndoREZ, apical seal.

El término endodoncia adhesiva trata de enfatizar que el fenómeno de la adhesión en endodoncia está directamente relacionado con la capacidad de un determinado material para sellar mejor (no herméticamente, como se suele pensar) la interfaz material de obturación / pared dentinaria. Si bien se basa en los mismos principios, el concepto de adhesión en endodoncia no debe compararse directamente con los parámetros que

se utilizan habitualmente en odontología restauradora, ya que el uso de adhesivos dentinarios y *primers* requiere de un protocolo de uso diferente. Actualmente, ya que la industria dental provee a la profesión de nuevas formulaciones, la idea de que la elección apropiada de un determinado material de sellado ejerce una influencia fundamental en el pronóstico a distancia del tratamiento endodóntico¹ adquiere una mayor vigencia.

Durante las últimas décadas, se han incorporado a la práctica de la endodoncia una serie de nuevos y más sofisticados materiales de obturación como alternativa, en relación con los materiales de uso habitual, tales como la gutapercha y los selladores endodónticos tradicionales^{2,3}. La gutapercha, material universalmente utilizado, presenta el inconveniente de no adherirse a las paredes dentinarias. Tampoco se adhieren a la gutapercha los cementos a base de óxido de cinc y eugenol, las resinas epoxi o las resinas polivinílicas. Los cementos que contienen hidróxido de calcio o los ionómeros vítreos tampoco se unen a ella. En ese sentido, la mayoría de los investigadores consideran que un material de obturación ideal debería ser capaz de adherirse, no solo a las paredes del conducto radicular, sino también a la gutapercha, previniendo de esta forma la filtración de bacterias y/o fluidos que puedan comprometer la evolución a distancia del tratamiento⁴.

Antecedentes de la adhesión en endodoncia

Los avances tecnológicos más recientes de la odontología adhesiva han permitido desarrollar una nueva generación de selladores endodónticos y otros materiales de obturación cuya acción se basa en el uso de resinas hidrófilas, que favorecen la formación de una capa híbrida y la penetración de la resina en los túbulos dentinarios. En un artículo reciente, Mounce (2007)⁴ sugiere que *“las técnicas adhesivas utilizadas durante muchos años en odontología restauradora han llegado para quedarse definitivamente en el sistema de conductos radiculares”*. En 1978, Tidmarsh⁵ informó que las resinas fluidas presentan el potencial necesario para ser utilizadas como selladores durante los procedimientos de la obturación endodóntica. Las primeras generaciones de este tipo de resinas, empleadas comúnmente en odontología restauradora, no utilizaban un ácido para remover el barro dentinario; por el contrario, se adherían a éste. Esto constituye un serio inconveniente, ya que la presencia de barro dentinario entre el material de obturación y la pared dentinaria es absolutamente proclive a la filtración bacteriana. Las siguientes generaciones de adhesivos utilizan un tratamiento previo de la dentina (generalmente mediante el uso de ácido fosfórico al 37%). Las primeras resinas eran hidrófobas y resultaban seriamente afectadas por la presencia de humedad en la estructura dentinaria. Por el contrario, las últimas generaciones de adhesivos, al ser hidrófilos, aprovechan la humedad de la dentina para penetrar en los conductillos y, de esta forma, obtienen una adhesión de tipo micro mecánico y la formación de una capa híbrida en contacto con el colágeno intertubular. Lógicamente,

la red colágena requiere ser bien conservada, ya que su destrucción puede comprometer la longevidad de la capacidad adhesiva del material de obturación. En ese sentido, ya ha sido demostrado que la red colágena intertubular resulta mejor conservada cuando se utiliza una solución de EDTA al 17 o 19%⁶, o ácido cítrico en bajas concentraciones (Olmos 2006, comunicación personal) como etapa final del protocolo de irrigación.

La remoción efectiva del barro dentinario, previa a la obturación del conducto radicular, incrementa significativamente la capacidad de penetración de los agentes adhesivos en los túbulos dentinarios. La presencia de restos orgánicos y bacterias dentro de la matriz del barro dentinario constituye una interfaz no deseada entre el material obturador y la dentina. Más aún, ha sido demostrado que la secuencia en que se utilizan las soluciones irrigantes puede constituir un factor preponderante en los resultados que se pretende obtener. Con respecto a esto, Yamada *et al.* (1983)⁷ y Baumgartner y Mader (1987)⁸ consideran que una concentración de hipoclorito de sodio al 5%, seguida por EDTA al 17% o ácido cítrico al 50%, parecería constituir el protocolo de irrigación más efectivo. La solución de EDTA, si bien no es adecuada para el acondicionamiento del esmalte dentario, ha demostrado ser sumamente efectiva para remover la fase inorgánica del barro dentinario⁸.

Zidan y ElDeeb (1985)⁹ fueron precursores en el intento de obtener adhesión a las paredes dentinarias del conducto radicular luego de la instrumentación, utilizando Scotch Bond Multipurpose (3M/ESPE, St. Paul, MN). Tras la instrumentación de conductos radiculares, pertenecientes a caninos humanos extraídos, el cono principal y las paredes dentinarias fueron recubiertas con el agente adhesivo, complementando con la condensación lateral de conos accesorios también recubiertos con el adhesivo. Los autores evaluaron la microfiltración apical por medio de un colorante; comprobaron que los conductos obturados con el complemento del agente adhesivo filtraron significativamente menos que aquellos conductos obturados con gutapercha y Tubli-Seal (Sybron Kerr, Romulus, MI), un sellador a base de óxido de cinc y eugenol. Sin embargo, observaron que el adhesivo presenta ciertos inconvenientes para su manipulación dentro del conducto radicular, ya que no ha sido originalmente desarrollado para su uso como sellador endodóntico.

Leonard *et al.* (1996)¹⁰ compararon la capacidad de sellado coronario y apical de una combinación del agente adhesivo 4-META y la resina C&B Metabond (Parkell, Farmingdale, NY), posteriormente comercializada con el

nombre MetaSeal (Parkell), y la del ionómero vítreo Ketac-Endo (3M/ESPE). Ambos materiales permitieron la filtración de un colorante, aunque esta filtración fue significativamente menor en los conductos donde se utilizó el agente adhesivo. Esta observación fue posteriormente confirmada mediante microscopía electrónica de barrido, lo que permitió detectar la presencia de la capa híbrida y de las prolongaciones del sellador que penetraban dentro de los túbulos dentinarios. A pesar de estos hallazgos positivos, los autores reconocieron que el uso del agente adhesivo constituye un procedimiento cuya eficiencia depende de un estricto control de las posibles variables. Esto también fue demostrado por Erdemir *et al.* (2004)¹¹, Nikaido *et al.* (1999)¹² y Morris *et al.* (2001)¹³, quienes observaron que el uso del hipoclorito de sodio y del peróxido de hidrógeno, o la combinación de ambos, reduce significativamente la capacidad adhesiva del material a la dentina de bovinos. El peróxido de hidrógeno se descompone en agua y oxígeno, mientras que su combinación con hipoclorito de sodio libera oxígeno. Este último inhibe la conversión de los radicales libres y, por lo tanto, afecta negativamente el proceso de polimerización de los materiales a base de metacrilatos^{11,12}.

En 1998, Mannocci y Ferrari¹⁴ investigaron la eficiencia de sellado frente a un colorante (azul de metileno al 2%) de los agentes adhesivos All Bond 2 (Bisco, Itasca, IL) y Scotch Bond Multi-purpose Plus (3M/ESPE), ambos en combinación con gutapercha y con el sellador endodóntico AH26 (Maillefer/Dentsply, Ballaigues, Suiza). Los resultados demostraron que las obturaciones realizadas mediante la combinación de agentes adhesivos con gutapercha y AH26 permitieron una filtración significativamente menor que las realizadas solamente con gutapercha y AH26, las cuales fueron utilizadas como control. La observación con microscopía electrónica de barrido también confirmó la presencia de la capa híbrida. Sin embargo, si bien no hubo dificultades con respecto a la manipulación y al tiempo de trabajo de los materiales ensayados, la complejidad de los procedimientos requirió de una sumatoria de pasos y no resultó demasiado práctica y cómoda para su empleo de rutina en la clínica diaria.

En el mismo año, Ahlberg y Tay (1998)¹⁵ ensayaron un cemento para hueso a base de metacrilatos, de uso habitual en cirugía ortopédica, donde el monómero del n-butyl metacrilato fue reemplazado por el tetrahydrofurfuryl metacrilato con 1% N'N'dimetil p-toluidina como activador. El polvo estaba constituido por poly (metacrilato de etilo) con un peso molecular de 150.000-1.500.000 y un tamaño de partícula de 15-100 µm. Los

autores utilizaron esta fórmula para obturar “ex vivo” los conductos radiculares de dientes humanos extraídos en combinación con gutapercha, mientras que los conductos de control fueron obturados sólo con gutapercha. Los resultados demostraron que los dientes obturados con la resina y con la gutapercha resistieron mejor la microfiltración; la observación con microscopía electrónica de barrido de la interfaz reveló la presencia de adhesión, no sólo entre el sellador y la dentina, sino también entre el sellador y la gutapercha. El sellador resultó fácil y cómodo de introducir en el conducto radicular, y su tiempo de trabajo fue de aproximadamente 50 minutos. Los autores postularon que, dado que el barro dentinario no fue adecuadamente removido, la adhesión obtenida con la pared dentinaria se debe a que la resina *per se* tiene una gran capacidad de corrimiento, mientras que la adhesión a la gutapercha probablemente se deba a la disolución de su capa superficial.

Kataoka *et al.* (2000)¹⁶ analizaron la capacidad de sellado coronario y apical de una resina experimental, especialmente desarrollada con ese propósito, y utilizada en combinación con conos de gutapercha en conductos radiculares, cuyas paredes fueron previamente tratadas con acondicionadores dentinarios y *primers*. También ensayaron la resistencia al desplazamiento del material y utilizaron microscopía electrónica de barrido para observar las interfaces. El material experimental demostró una capacidad de sellado significativamente superior a los selladores Pulp Canal Sealer EWT (Sybron Kerr) y Sealapex (Sybron Kerr), que fueron utilizados como control. Cuando los conductos recibieron un tratamiento previo con EDTA y la aplicación posterior de un *primer* constituido por glutaraldehído/2-hidroxyethyl metacrilato se registraron valores de adhesión significativamente altos. La observación con microscopía electrónica de barrido reveló la presencia de una capa híbrida de aproximadamente 2 µm de espesor, formada por la penetración de la resina en la dentina y escasos espacios vacíos en la interface sellador / pared dentinaria. Basados en estas observaciones, los autores sugieren que el sellador ensayado presenta buenas cualidades para la obturación del conducto radicular, tales como adhesión a la dentina y a la gutapercha. Se exhibe de esta manera una gran capacidad de sellado.

Recientemente se han desarrollado materiales y técnicas adhesivas comerciales específicamente diseñadas, con el fin de utilizarlas para la obturación de conductos radiculares. Estas técnicas conservan la clásica combinación de conos preformados juntamente con un sellador en la interfase, lo cual continúa siendo un procedimiento de

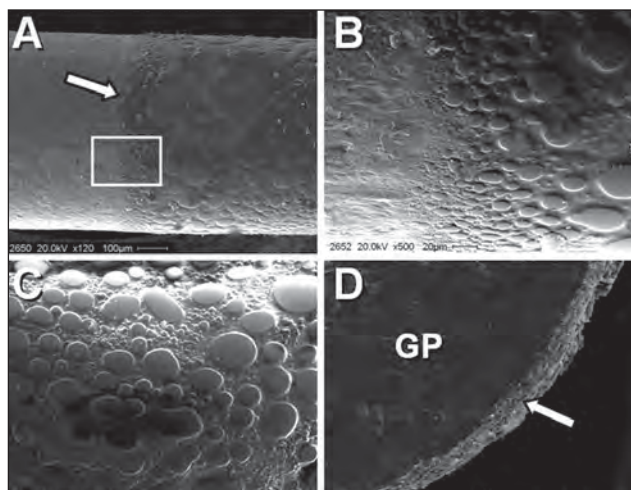


Figura 1. A: Microscopía electrónica de barrido de un espécimen representativo de RCGP. La superficie del cono se encuentra recubierta con la resina hasta una longitud de aproximadamente 19 mm de su extremo apical (flecha) (magnificación original x 120; Barra= 100 μ m). B: Mayor aumento del área del recuadro en A (magnificación original x 500; Barra= 20 μ m). C: Mayor aumento de la superficie de la capa de resina. Entre las formaciones globulares de resina de mayor tamaño se puede observar la presencia de formaciones mas pequeñas (magnificación original x 850; Barra= 20 μ m). D: Corte transversal del cono realizada a 5 mm del extremo apical. Se observa la capa de resina (flecha) recubriendo en forma uniforme la superficie del cono. CG: cono de gutapercha (magnificación original x 500; Barra= 20 μ m) (Con permiso de Ultradent Products Inc "Methacrylate Resin Based Sealers – A Paradigm shift in Endodontics". Pameijer CH, Zmener O, Barnett. *The Ultradent Press* 2009;1:7-8).

elección en endodoncia^{2,3}. La popularidad de esta combinación aún sigue vigente a pesar de que ha sido demostrado que no es absolutamente resistente a la penetración de diferentes tipos de marcadores^{17,18}. Dentro de la nueva generación de selladores endodónticos comerciales a base de di-metacrilatos, el EndoREZ (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT, Estados Unidos) tiene la capacidad de adherirse a la dentina, pero no a la gutapercha convencional. Por lo tanto, no resiste la microfiliación en la interfaz sellador/gutapercha. Con el objeto de resolver este problema y obtener una adhesión efectiva, el fabricante ha introducido recientemente una serie de conos de gutapercha (RCGP) recubiertos por la misma resina que constituye el sellador¹⁹. Los conos se presentan con conicidad de .02, .04 y .06, contienen gutapercha, óxido de cinc, sulfato de bario y agentes colorantes, y se encuentran recubiertos con una capa de aproximadamente 10 μ m de un dimetacrilato de uretano (UDMA) polimerizado, la cual se adhiere a la gutapercha por medio de un proceso químico complejo¹⁹. En los RCGP de reciente fabricación, la superficie recubierta por la resina se presenta como una

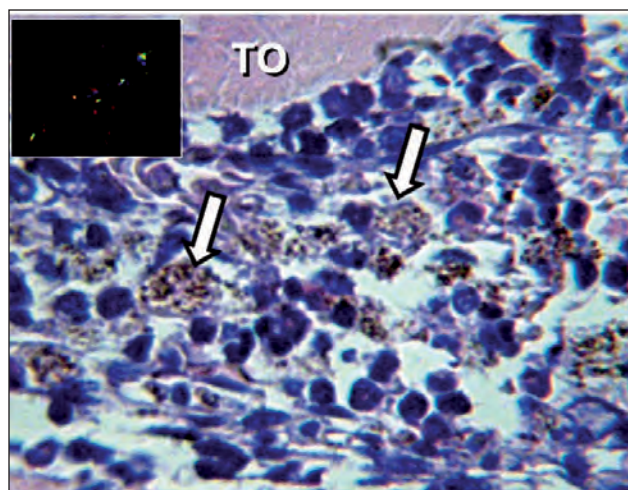


Figura 2. Microfotografía de un espécimen representativo de conos de gutapercha implantados en tibia de rata. Luego de 60 días se puede observar en las áreas circundantes la presencia de un infiltrado inflamatorio y macrófagos (flechas) que contienen en su interior partículas fagocitadas. TO: trabécula ósea (hematoxilina y eosina; magnificación original x 850). Recuadro interior: La observación con luz polarizada permite detectar partículas bi-refringentes distribuidas en los tejidos o fagocitadas por macrófagos (magnificación original x 850). (Fuente original: Zmener O, Pameijer CH. Bone tissue response to resin-coated gutta-percha cones: A histologic and histometric study. *Endod Pract* 2007;10:29-34).

capa irregular (Fig. 1) formada por partículas globulares de resina de diferentes tamaños que sólo cubre aproximadamente 19 mm (desde su extremo apical) de la longitud total del cono¹⁹. La irregularidad de la capa de resina permite disponer de una mayor superficie de contacto, cuyo objetivo final es incrementar la adhesión del sellador a los conos. De acuerdo con lo informado por el fabricante, los RCGP cumplen con los requerimientos establecidos por las normas ANSI/ADA (1984) para los materiales de obturación endodóntica¹⁹.

El sellador EndoREZ se adhiere a la capa de resina que recubre los conos y a la dentina, y establece un tipo de sellado de las interfaces actualmente conocido como "monobloc". Con el propósito de obtener una adhesión adecuada a la dentina es necesario respetar un protocolo de instrumentación e irrigación muy estricto, donde el uso del hipoclorito de sodio debe ser siempre seguido por EDTA y, en lo posible, por un lavaje final con agua destilada estéril o con solución fisiológica para eliminar los posibles remanentes de hipoclorito que puedan inhibir la polimerización del sellador¹³. Los ensayos de resistencia adhesiva²⁰ han demostrado que la persistencia de remanentes de EDTA sobre las paredes dentinarias no afecta la capacidad de adhesión del sellador a la dentina radicular. Por esa razón, el lavaje final con agua

destilada o con suero fisiológico podría ser considerado como opcional, aunque en opinión personal de los autores continúa siendo de preferencia. Dado que el Endo-REZ está constituido por resinas hidrófilas, el protocolo de irrigación requiere dejar las paredes dentinarias ligeramente húmedas como paso previo a la obturación¹⁸, con el objeto de asegurar una adecuada adhesión a la dentina y para reducir los valores de contracción del sellador luego de su polimerización²⁰.

Ensayos de biocompatibilidad

Dado que la sobreobtención accidental con conos de gutapercha puede ocurrir con cierta frecuencia en endodoncia²¹, Zmener y Pameijer (2007)^{22,23} analizaron la biocompatibilidad de los RCGP cuando se los implanta en el tejido celular subcutáneo y óseo de ratas; se los comparó con conos de silicona de grado médico o con conos de gutapercha convencionales utilizados respectivamente, como control. Ambos experimentos fueron realizados en conformidad con las normas ANSI/ADA e ISO 10993-1:1992 y 10993-2:1992, establecidas para los ensayos de uso clínico en animales de experimentación, y con las especificaciones internacionales sugeridas para el cuidado, acondicionamiento y uso de animales en la investigación científica²⁴.

En el tejido celular subcutáneo²², los resultados mostraron que los RCGP produjeron inicialmente una reacción inflamatoria que persiste a lo largo del tiempo. Al finalizar la experiencia, aún se encontraban presentes algunas células inflamatorias y macrófagos en contacto con los conos, lo cual sugiere la presencia de una degradación enzimática de la capa de resina que los recubre y/o la fagocitosis de partículas de gutapercha, aún luego de 90 días de ser implantados. En contacto con los controles de silicona, los tejidos presentaron una leve reacción inflamatoria inicial reemplazada por una cápsula fibrosa libre de células inflamatorias al finalizar la experiencia.

En el tejido óseo²³, los RCGP se compararon con conos de gutapercha convencionales, que fueron utilizados como control. En ese sentido, diferentes autores han comprobado que la gutapercha, si bien no puede considerarse totalmente inerte, es un material bien tolerado por los tejidos periapicales²⁵⁻²⁸. Los resultados demostraron que los RCGP y los conos de gutapercha convencionales produjeron una reacción inflamatoria inicial que tendía a disminuir (aunque no totalmente) hacia el final de la experiencia (60 días). Estos resultados concuerdan con los de Deemer y Tsaknis (1979),²⁷ Tanzilli *et al.* (1983)²⁸ y Goodman *et al.* (1988)²⁹. En el caso de los

RCGP, la persistencia de células inflamatorias se debe fundamentalmente a que la reacción inicial de los tejidos se encuentra inducida por la capa de di-metacrilato que recubre los conos. Tal como ha sido demostrado, luego de la polimerización de las resinas compuestas suelen persistir monómeros sin reaccionar³⁰, y, como resultado, los componentes de los agentes adhesivos se encuentran expuestos a una degradación enzimática³¹ que permite la formación y la liberación de subproductos irritantes que pueden diseminarse en los tejidos circundantes. Con respecto a esto, las investigaciones de Hanks *et al.* (1991)³¹ y Nassiri *et al.* (1994)³² han demostrado que las resinas a base de UDMA, como asimismo otros tipos de resinas, resultan ser citotóxicas en cultivos de células de animales y de humanos. Tal como ha sido sugerido por Rueggeberg y Margeson (1990)³⁰, la polimerización incompleta mencionada facilitaría una rápida disolución y la liberación de los monómeros libres, como así también otros componentes de la capa de resina que recubre los conos, y puede producir, por lo tanto, una reacción inflamatoria inicial. Luego de esta liberación temprana, muchos de los componentes de la resina siguen siendo liberados en los tejidos, pero a un ritmo menos acelerado^{33,34}, lo cual explicaría la considerable disminución de la severidad de la reacción inflamatoria en los tejidos en contacto con RCGP, al finalizar la experiencia. Estas observaciones son consistentes con los resultados obtenidos por Costa *et al.* (1997)³⁵, Costa *et al.* (2000)³⁶ y Ferracane y Condon (1990)³³. Con respecto a los conos de gutapercha convencionales, luego de 60 días se observó la persistencia de células inflamatorias crónicas y de macrófagos fagocitando partículas diseminadas en los tejidos circundantes (Fig. 2). La mayoría de las partículas se mostraron como bi-refringentes cuando se las observó con luz polarizada, lo cual concuerda ampliamente con las observaciones previas de Sjögren *et al.* (1995)³⁷, quienes informaron resultados similares cuando implantaron probetas de gutapercha de diferentes tamaños en el tejido celular subcutáneo de cochinillos de Guinea.

A pesar de la persistencia de células inflamatorias en contacto con RCGP o con conos de gutapercha convencionales, la proliferación fibroblástica incrementada en función del tiempo transcurrido y la neoformación de trabéculas óseas sugieren un desarrollo favorable del proceso reparativo. Aún así, debería considerarse que, tal como se ha indicado universalmente, resulta de buena práctica mantener los RCGP o los conos de gutapercha convencionales dentro de los confines del conducto radicular, para así evitar su sobreobtención.

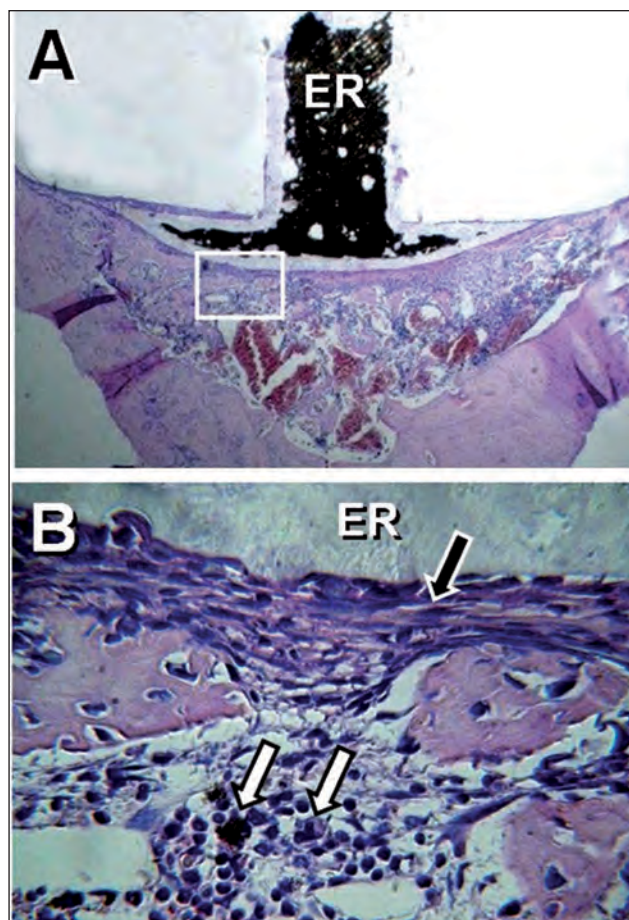


Figura 3. A: Microfotografía de un espécimen representativo de EndoREZ implantado en tibia de rata. Se observa el sellador (ER) dentro de la luz de un tubo de silicona y parte de éste sobreobturado (hematoxilina y eosina; magnificación original x 40). B: Mayor aumento del área del recuadro en A. En contacto con el sellador (ER) se observa una cápsula fibrosa densa (flecha negra), trabéculas óseas neoformadas y, más abajo, partículas (flechas blancas) diseminadas en el tejido medular (hematoxilina y eosina; magnificación original x 850) (Fuente original: Zmener O, Banegas G, Pameijer CH. Bone tissue response to a methacrylate based endodontic sealer: A histological and histometric study. *J Endod* 2005;31:457-9).

Los ensayos de biocompatibilidad del EndoREZ, realizados en tejido celular subcutáneo y óseo de ratas³⁸⁻⁴⁰, han demostrado que, luego de una reacción inflamatoria inicial, los tejidos en contacto con el sellador tienden a repararse mediante una cápsula fibrosa densa y libre de células inflamatorias. La presencia de partículas del sellador en los tejidos circundantes, aun en los períodos de observación más largos (60-90 días), no parecería interferir con el proceso reparativo³⁹ (Fig.3). En ese sentido, Zmener *et al.* (2010)⁴¹ llamaron la atención acerca de la importancia de preparar y de utilizar adecuadamente el material, evitando su contaminación con oxígeno. Al no

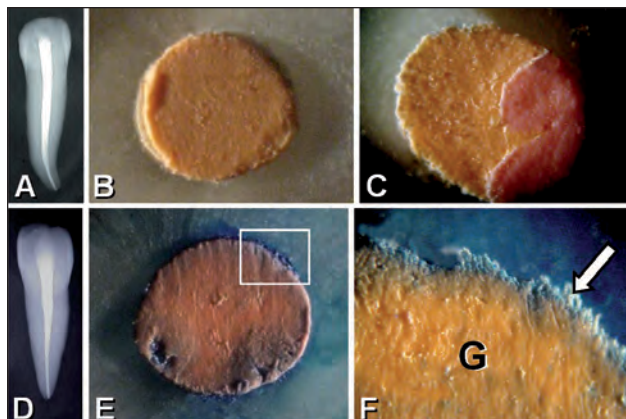


Figura 3. A: Conducto radicular obturado con conos de gutapercha y EndoREZ en ausencia de oxígeno. B: Se observa un corte transversal realizado a 1 mm del extremo apical de la obturación (microscopía óptica; magnificación original x 40). C: Corte transversal realizado a 3 mm del extremo apical de la obturación (microscopía óptica; magnificación original x 40). En ambos casos (B y C) no se observa la penetración del colorante. D: Conducto radicular obturado con conos de gutapercha y EndoREZ en presencia de oxígeno. E: El corte transversal fue realizado a 2 mm del extremo apical de la obturación. Se puede observar la penetración del colorante en todo el perímetro del conducto radicular (microscopía óptica; magnificación original x 40). F: Mayor aumento del área correspondiente al recuadro blanco en E. Se puede observar que el colorante ha penetrado a través de las interfases dentina/sellador/gutapercha (flecha). G: gutapercha (microscopía óptica; magnificación original x 850).

producirse la completa polimerización del material⁴², la consiguiente liberación de monómeros libres y de otros componentes de la formulación original en los tejidos circundantes constituye un factor que puede afectar negativamente al proceso reparativo.

Ensayos de microfiltración

La capacidad de adaptación y sellado marginal de la combinación de RCGP y EndoREZ ha sido exhaustivamente analizada *in vitro* en conductos radiculares de piezas dentarias humanas extraídas.

En 2004, Zmener y Banegas (2004)⁴³ compararon la capacidad de sellado apical de EndoREZ y de AH Plus. Un segundo objetivo del estudio fue investigar, bajo condiciones estrictamente controladas, la influencia de una posible contaminación con oxígeno proveniente del medio ambiente sobre la capacidad de sellado del ER. La contaminación con oxígeno es una variable importante para considerar cuando se realizan los ensayos de microfiltración con materiales a base de metacrilatos, variable que a su vez influye negativamente sobre los resultados de la experiencia. Los autores realizaron secciones transversales a diferentes distancias del extremo

apical de la obturación y comprobaron que los especímenes que sufrieron contaminación con oxígeno permitieron la filtración de un colorante en proporciones importantes, especialmente en las interfases dentina/sellador/gutapercha y dentro de la masa del sellador. Los especímenes que no estuvieron en contacto con el oxígeno presentaron un muy buen sellado de las interfaces (Fig. 4). Con respecto a esto, Andrzejewska *et al.* (1998)⁴⁴ y Ruyter (1984)⁴⁵ demostraron que la inhibición del proceso de conversión de los radicales libres favorece la formación de una capa de resina no polimerizada. Este concepto puede aplicarse tanto para EndoREZ como para cualquier otro material a base de metacrilatos, pues cuando son utilizados sin respetar el protocolo de uso descrito por el fabricante pueden dar una información inadecuada acerca de las propiedades fisicoquímicas del material. Definitivamente, el EndoREZ no polimeriza cuando se encuentra en contacto con el oxígeno del medioambiente. Los resultados del estudio⁴³ demostraron que, en ausencia de contaminación con oxígeno, no hubo diferencias significativas entre EndoREZ y AH Plus en cuanto a los valores de penetración del colorante.

En 2005, Zmener *et al.*¹⁷ realizaron un ensayo de sellado apical obturando conductos radiculares de dientes humanos extraídos con conos de gutapercha múltiples o con cono único, utilizando EndoREZ o cemento de Grossman como selladores. La menor proporción de microfiltración de un colorante se produjo en los grupos obturados con EndoREZ, tanto en los casos donde se utilizaron conos múltiples o cono único. Guillespie *et al.* (2006)⁴⁶ demostraron que el EndoREZ proveyó de un sellado coronario y apical aceptables, que mejoraron significativamente cuando se los utilizó en combinación con la resina adhesiva Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray Medical, Inc, Tokio, Japón).

Orucoglu *et al.* (2005)⁴⁷ utilizaron un modelo de filtración de fluido para comparar la capacidad de sellado apical de obturaciones realizadas mediante la condensación lateral de conos de gutapercha y los selladores EndoREZ, Diaket y AH Plus. Los resultados demostraron que todos los materiales proveyeron de un buen sellado, aunque el Diaket se comportó significativamente mejor. Herbert *et al.* (2009)⁴⁸ analizaron la adaptación de RCGP/EndoREZ a las paredes dentinarias de los conductos radiculares pertenecientes a treinta dientes humanos extraídos en comparación con Guttaflow (Coltene, Whaledent, Langenau, Alemania), o conos de Resilon complementados con el sellador Epiphany (Jeneric/Pentron, Kusterdingen, Alemania). Los resultados

demostraron que todos los materiales investigados presentaron un alto porcentaje de adaptación a los conos (>98%) y a las paredes dentinarias (>99%).

Recientemente, el fabricante introdujo el uso de un acelerador que permite completar la polimerización del EndoREZ en aproximadamente 5-7 minutos.

Zmener *et al.* (2007)⁴⁹ analizaron *in vitro* la filtración coronaria de *S. epidermidis* en dientes humanos extraídos cuyos conductos fueron obturados con RCGP y EndoREZ/acelerador. En otro grupo se utilizó el EndoREZ sin el acelerador. En ambos grupos las paredes dentinarias se conservaron ligeramente húmedas. En el grupo control las paredes dentinarias fueron secadas con conos de papel y los conductos fueron obturados con conos de gutapercha y AH Plus. Los resultados demostraron que, luego de 60 días, las obturaciones realizadas con EndoREZ o EndoREZ/acelerador proveyeron de un sellado coronario significativamente superior ($P < 0,05$) al del grupo control.

Consideraciones finales

Queda claro que, al igual que con otros materiales a base de metacrilatos, el empleo del sellador endodóntico EndoREZ requiere de la aplicación de un protocolo de uso sumamente estricto. El entrenamiento previo del clínico en la preparación de cualquier nuevo material que se introduce en el mercado constituye una práctica ampliamente recomendada por los fabricantes. En ese sentido, el problema de la contaminación con oxígeno continúa siendo un factor importante y puede representar un problema inadvertido por el clínico. Luego de la extrusión del material de la jeringa dispensadora sobre un bloque de mezclado, el material no va a polimerizar mientras esté en contacto con el oxígeno del aire circundante, lo cual suele ser motivo de críticas frecuentemente infundadas en cuanto a que el material no polimeriza o es defectuoso. El EndoREZ no debe ser mezclado sobre una loseta, sino que debe ser introducido directamente de la jeringa dispensadora, a través del pico mezclador, en el interior de jeringuillas descartables provistas en el avío comercial e introducido en el conducto radicular mediante agujas muy delgadas, generalmente de calibre #27 o #30. Aproximadamente luego de 5-7 minutos o 12-18 horas (en casos en que el sellador se utiliza con el acelerador o sin éste, respectivamente), el material habrá polimerizado.

Finalmente, las investigaciones realizadas *in vitro*^{17-20,41,43,49} e *in vivo*³⁸⁻⁴⁰, y las experiencias clínicas han generado suficiente evidencia como para considerar que el EndoREZ se comporta como un material potencialmente

útil y seguro^{19,20}. Su utilidad puede compararse favorablemente con lo que ha sido informado en estudios previos, utilizando otros diferentes tipos de selladores^{1,21,50-52}. Su *performance* clínica (Tabla 1) se encuentra reflejada en los resultados de tratamientos y retratamientos endodónticos realizados en cohortes de pacientes estrictamente controlados, durante diferentes períodos de tiempo⁵³⁻⁵⁶.

Es probable que las evaluaciones futuras puedan aportar nuevos datos acerca del comportamiento clínico del EndoREZ, cuando se lo utiliza en combinación con RCGP.

Los autores declaran no tener conflictos de interés en relación con este estudio y afirman no haber recibido financiamiento externo para realizarlo.

Tabla 1. Resultados del tratamiento endodóntico en conductos radiculares obturados con conos de gutapercha y EndoREZ. (Número original de pacientes = 180.)

Período	N.º de pacientes evaluados	Éxitos (%)	Fracasos (%)
2 años	145	91,0	9,0
5 años	120	90,0	10,0
8 años	112	86,5	13,5

Fuente original: Zmener O, Pameijer CH. Clinical and radiographic evaluation of a resin-based root canal sealer: An eight-year update. *J Endod* 2010;36:1311-4.

Referencias

1. Ørstavik KD, Kerekes K, Eriksen HM. Clinical performance of three endodontic sealers. *Endod Dent Traumatol* 1987;31:78-86.
2. Taintor JF, Ross PN. Opinions and practices of American Endodontic Diplomates. *Dent J* 1978;44:321-5.
3. Nguyen NT. Obturation of the root canal system. En: *Cohen S, Burns RG. Pathways of the pulp*. 5ª ed. St Louis. CV Mosby. 1991, pp 199-201.
4. Mounce R. Say what you will: the future of endodontic obturation is bonded. *Endod Pract* 2007;10:62.
5. Tidmarsh BG. Acid-cleaned and resin sealed root canals. *J Endod* 1978;4:117-21.
6. Osorio R, Erhardt MCG, Pimenta LAF, Osorio E, Tolodano M. EDTA treatment improves resin-dentin bond's resistance to degradation. *J Dent Res* 2005;84:736-40.
7. Yamada R, Armas A, Goldman M, Lin PS. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigating solutions. Part 3. *J Endod* 1983;9:137-42.
8. Baumgartner JC, Mader CL. A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *J Endod* 1987;13:147-57.
9. Zidan O, ElDeeb ME. The use of a dentinal bonding agent as a root canal sealer. *J Endod* 1985;17:6-8.
10. Leonard JE, Gutmann JI, Guo IY. Apical and coronal seal of roots obturated with a dentine bonding agent and resin. *Int Endod J* 1996;29:76-83.
11. Erdemir A, Eldeniz AU, Belli S, Pashley DH. Effect of solvents on bonding to root canal dentin. *J Endod* 2004;30:589-92.
12. Nikaido T, Takano Y, Sasafuchi Y, Burrow MF, Tagami J. Bond strengths to endodontically treated teeth. *Am J Dent* 1999;12:177-80.
13. Morris MD, Lee K-W, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. Effects of sodium hypochlorite and RC-Prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001;27:753-7.
14. Manocci F, Ferrari M. Apical seal of roots obturated with laterally condensed gutta-percha, epoxy resin cement and dentin bonding agent. *J Endod* 1998;24:41-4.
15. Ahlberg KMF, Tay WM. A methacrylate-based cement used as a root canal sealer. *Int Endod J* 1998;31:15-21.
16. Kataoka H, Yoshioka T, Suda H, Imai Y. Dentin bonding and sealing ability of a new root canal resin sealer. *J Endod* 2000;26:230-5.
17. Zmener O, Pameijer CH, Macri E. Evaluation of the apical seal in root canals prepared with a new rotary system and obturated with a methacrylate-based endodontic sealer: An in vitro study. *J Endod* 2005;31:392-5.
18. Zmener O, Pameijer CH, Alvarez Serrano S, Vidueira M, Macchi R. The significance of moist root canal dentin with the use of methacrylate-based endodontic sealers: An in vitro coronal dye leakage study. *J Endod* 2008;34:76-9.
19. Zmener O, Pameijer CH. Adhesive Endodontics. Development and introduction of methacrylate-based resin sealers. En: Pameijer CH, Zmener O, Barnett F. *Methacrylate-based resin sealers: A paradigm shift in Endodontics*. The Ultradent Press, South Jordan, UT, 2010;1-21.
20. Pameijer CH, Zmener O. Resin materials for root canal obturation. *Dent Clin North Am* 2010;54:325-44.

21. Augsburger RA, Peters DD. Radiographic evaluation of extruded obturation materials. *J Endod* 1990;16:492-7.
22. Zmener O, Pameijer CH. Biocompatibilidad de conos de gutapercha recubiertos con resina implantados en el tejido celular subcutáneo de la rata. *Endodoncia* 2007;25:7-13.
23. Zmener O, Pameijer CH. Bone tissue response to resin-coated gutta-percha cones: a histological and histometric study. *Endod Pract* 2007;10:29-34.
24. Bayne K. Developing guidelines of the care and use of animals. *Ann NY Acad Sci* 1998;30:105-10.
25. Spångberg LSW, Langeland K. Biologic effects of dental materials. 1. Toxicity of root canal filling materials on HeLa cells in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1973;35:402-14.
26. Wolfson EM, Seltzer S. Reaction of rat connective tissue to some gutta-percha formulations. *J Endod* 1975;1:395-402.
27. Deemer JP, Tsaknis PJ. The effects of overfilled polyethylene tube intraosseous implants in rats. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1979;48:358-72.
28. Tanzilli JP, Nevins AJ, Borden BG. The reaction of rat connective tissue to polyethylene tube implants filled with Hydron or gutta-percha. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983;55:507-13.
29. Goodman SB, Fornasier VL, Kei J. The effects of bulk versus particulate polymethylmethacrylate on bone. *Clin Orthop Relat Res* 1998;232:255-62.
30. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res* 1990;69:1652-8.
31. Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG. Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *J Dent Res* 1991;70:1450-5.
32. Nassiri MR, Hanks CT, Cameron MJ, Strawn SE, Craig RG. Application of low cytometry to determine the cytotoxicity of urethane dimethacrylate in human cells. *J Biomed Mat Res* 1994;28:153-8.
33. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mat* 1990;6:282-7.
34. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21:441-52.
35. Costa CAS, Hebling J, Teixeira MF. Preliminary study of the biological compatibility of the dentine adhesives All-bond 2 and Scotchbond MP. Histological evaluation of subcutaneous implants in rats. *Rev Odont USP* 1997;11:11-8.
36. Costa CAS, Teixeira HM, Lopes Nascimento AB, Hebling J. Biocompatibility of two current adhesive resins. *J Endod* 2000;26:512-6.
37. Sjögren U, Sundqvist G, Nair PNR. Tissue reaction to gutta-percha particles of various sizes when implanted subcutaneously in guinea pigs. *Eur J Oral Sci* 1995;103:313-21.
38. Zmener O. Tissue response to a new methacrylate-based root canal sealer: Preliminary observations in the subcutaneous connective tissue of rats. *J Endod* 2004;30:348-51.
39. Zmener O, Pameijer CH, Kokubu GA, Grana DR. Subcutaneous connective tissue reaction to methacrylate resin-based and zinc oxide and eugenol sealers. *J Endod* 2010;36:1574-9.
40. Zmener O, Banegas G, Pameijer CH. Bone tissue response to a methacrylate-based endodontic sealer: A histological and histometric study. *J Endod* 2005;31:457-9.
41. Zmener O, Pameijer CH, Álvarez Serrano S. Polymerization of methacrylate resin-based sealers. *Endod Pract* 2010 (en prensa).
42. Ari H, Yaser E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements for root canal dentin. *J Endod* 2003;29:248-51.
43. Zmener O, Banegas G. Apical leakage of endodontic sealers. *Endod Pract* 2004;7:30-2.
44. Andrzejewska E, Linden LA, Rabek JF. The role of oxygen in camphorquinone-initial photopolymerization. *Macromol Chem Phys* 1998;199:441-9.
45. Ruyter IE. Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontol Scand* 1981;39:27-32.
46. Guillespie WT, Loushine RJ, Weller RN, Mazzoni A, Doyle MD, Waller JL, et al. Improving the performance of EndoRez root canal sealer with a dual-cured two-step self-etch adhesive. II. Apical and coronal seal. *J Endod* 2006;32:771-5.
47. Orucoglu H, Sengun A, Yilmaz N. Apical leakage of resin based root canal sealers with a new computerized fluid filtration meter. *J Endod* 2005;31:886-90.
48. Herbert J, Bruder M, Braunsteiner J, Altenburger MJ, Wrbas K-T. Apical quality and adaptation of Resilon, EndoRez and Gutttaflow root canal fillings in combination with a noncompaction technique. *J Endod* 2009;35:261-4.
49. Zmener O, Alvarez Serrano S, Vidueira M. Evaluación in vitro del sellado coronario provisto por obturaciones realizadas con conos de gutapercha recubiertos con resina y conos de Resilon combinados con dos selladores a base de metacrilatos. *Rev Asoc Odontol Argent* 2007;95:147-53.
50. Swartz DB, Skidmore AE, Griffin JA. Twenty years of endodontic success and failure. *J Endod* 1983;9:198-202.
51. Friedman S, Löst C, Zarrabian M, Trope M. Evaluation of success and failure after endodontic therapy using a glass ionomer cement sealer. *J Endod* 1995;21:384-90.

52. Huumonen S, Lenander-Lumikari M, Sigurdsson A, Østavik D. Healing of apical periodontitis after endodontic treatment: a comparison between a silicone-based and zinc oxide-eugenol-based sealer. *Int Endod J* 2003;36:296-301.
53. Zmener O, Pameijer CH. Clinical and radiographic evaluation of a Resin-based root canal sealer. *Am J Dent*. 2004;17:19-22.
54. Zmener O, Pameijer CH. Clinical and radiographical evaluation of a resin-based root canal sealer: A 5-year follow-up. *J Endod* 2007;33:676-9.
55. Zmener O, Pameijer CH. Clinical and radiographic evaluation of a resin-based root canal sealer: An eight-year update. *J Endod* 2010;36:1311-4.
56. Zmener O, Pameijer CH. Clinical and radiographic evaluation of root canals retreated with Anatomic Endodontic Technology and filled with gutta-percha and a methacrylate-based endodontic sealer: A four-year follow-up. *Endod Pract* 2009;12:13-8.

Contato:

OSVALDO ZMENER

osvaldo@zmener.com.ar

Julián Álvarez 2335 3.º D (C1425DHH)

Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina