



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLÒGIA
CONSERVADORA**

ESTUDIO COMPARATIVO DE FILTRACIÓN CORONARIA

NICOLE BADEN SILBERSTEIN

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Profesor Dr. Sergio Acosta**

**TUTORES ASOCIADOS
Dra. Julieta Del Pozo**

**Santiago - Chile
2006**

A D' s por darme todo lo que tengo...
y a mi abuelito Walter por tanto cariño incondicional.

AGRADECIMIENTOS

- A mi familia, a mis hijos que tuvieron que lidiar con una madre universitaria, a mis padres por darme todo el gran apoyo necesario para sacar adelante una segunda carrera, a mis hermanos que me ayudaron cada vez que fue necesario, a la Joanita por ser sabia, y a Eduardo por facilitarme siempre las cosas para salir adelante exitosamente.
- A mis profesores, por apoyarme en todo momento, por entregarme generosamente sus conocimientos y por comprenderme en muchas ocasiones.
- A mi profesora Dra. Julieta Del Pozo, por ser una gran maestra, en todo aspecto, no solo académico, muchas gracias por todo, por la amabilidad, paciencia y principalmente por ser un ejemplo de persona, que pocas veces uno tiene la posibilidad de conocer.
- A mi gran profesor y amigo, Dr. Mauricio Toro, muchas gracias por el apoyo y paciencia, por enseñarme cada día que esta profesión debe practicarse con mesura y en forma paciente.
- Al Profesor Dr. Sergio Acosta, por aceptar ser mi tutor principal, sentarse pacientemente a leer (y corregir) cada punto y coma de este trabajo, y darme la oportunidad de aprender junto a un gran académico, profesional y persona.
- A mis compañeritos que me apoyaron en los momentos más insólitos, alegres y difíciles que pasaron durante estos 6 años. Sin ustedes no se si habría llegado a estar acá hoy, gracias por el cariño, por acompañarme a tantos lugares y por estar siempre junto a mi.

- A la Universidad de Chile, por darme la oportunidad de formarme como cirujano dentista en la mejor facultad de odontología del país.

INDICE

	Páginas
1. Introducción	1
2. Marco Teórico	3
3. Objetivos	47
4. Material y Método	48
5. Resultados	63

6. Discusión	69
7. Conclusión	79
8. Sugerencias	80
9. Resumen	82
10. Bibliografía	84
11. Anexos	101

INTRODUCCIÓN

El éxito de un tratamiento endodóntico se correlaciona con la adecuada instrumentación y desinfección del sistema de conductos radiculares, así como también con la selección de una técnica de obturación que logre un sellado hermético y tridimensional del sistema de conductos radiculares, que impida la microfiltración a niveles coronarios y apicales^{1,2,3,4,5}. Una vez terminada la endodoncia, la restauración del diente tratado (D.E.T.) es crucial para el éxito a corto y largo plazo. Durante el período de espera de la rehabilitación definitiva adquiere gran relevancia que el material de restauración coronario temporal provea un buen sellado, para evitar la contaminación del sistema de conductos radiculares con bacterias o sus subproductos, como las endotoxinas, principales responsables del fracaso de un tratamiento endodóntico^{6,7,8,9}. El objetivo de la restauración temporal es evitar el ingreso de fluidos orales, restos alimenticios y bacterias al sistema de conductos radiculares, proteger al diente, evitando su fractura y permitiendo su función y, además, evitar la salida de medicamentos colocados entre las sesiones de endodoncia⁸.

La manera más segura de evitar la microfiltración coronaria mejorando el pronóstico a largo plazo de un diente tratado es realizar la restauración

definitiva una vez terminada la endodoncia ^{6,10,11}. La restauración definitiva proporciona un sellado coronal permanente y protege la estructura dental remanente devolviéndole forma y función ^{6,12}. Lo óptimo sería planificar la restauración definitiva del diente, antes de comenzar el tratamiento endodóntico, como un todo terapéutico, así una vez finalizado éste sustituir a la brevedad el material de obturación temporal por una restauración definitiva, que impida la filtración ^{6,13}.

La mayoría de las investigaciones sobre microfiltración de materiales de obturación temporal se realizan *in – vitro*, donde la muestra no es sometida a condiciones que reflejen la realidad de la cavidad oral, probablemente por la dificultad de su reproducción, como cambios térmicos y fuerzas masticatorias.

En el presente estudio quisimos comparar la capacidad de sellado coronario de tres materiales de obturación temporal empleados en espera de rehabilitación definitiva. La microfiltración coronaria fue determinada luego de 10 días de inmersión en colorante extrapolándolo como un equivalente a la filtración de toxinas bacterianas ^{7,14}. Las muestras fueron sometidas a situaciones que simularon los cambios térmicos orales y cargas masticatorias verticales equivalentes a 10 días de función en la cavidad oral^{15, 16}.

MARCO TEÓRICO

Sellado coronal en endodoncia

La relevancia del sello coronal después de realizado el tratamiento de endodoncia, ha sido demostrada en numerosas publicaciones quedando establecido que la microfiltración coronal afecta adversamente el pronóstico a largo plazo del tratamiento ^{17,18,19,20}. La obturación radicular per-se no asegura el éxito a largo plazo del tratamiento, esto ha quedado establecido desde el año 1965, luego de estudios con radioisótopos radioactivos que evidenciaron la microfiltración a través del relleno endodóntico ²¹.

Nuevos estudios *in-vitro* demuestran que conductos radiculares obturados, pero sin sello coronario, evidencian la presencia de productos bacterianos, a nivel del ápice después de estar expuestos 24 hrs. a saliva humana ^{18,20}. El paso de productos tóxicos e irritantes al periápice inflaman el tejido adyacente e instauran un ciclo de inflamación permanente ^{20, 22, 23,24}. Imura y col. ²⁵ informaron presencia de bacterias a nivel radicular en un promedio de 7,5 días en piezas dentarias sin sello coronario.

Un estudio clínico retrospectivo, realizado por Salehrabi y Rotstein ²⁶ en la población de E.E.U.U. refleja que de 1.462.936 dientes tratados en todo del país, el 97% de ellos se conservaron en boca por más de 8 años lo cual revela una alta tasa de éxito de los tratamientos endodónticos. 3% de los tratamientos

fueron clasificados como “*fracasos*” porque presentaron problemas y patologías que terminaron en retratamiento o extracción, el *fracaso* siempre ocurrió en los primeros 3 años post – tratamiento y fue evidente que el 85% de ellos no poseían una protección coronaria adecuada. Éste estudio concluyó que es seis veces más probable perder un diente tratado o necesitar su retratamiento, cuando éste no posee una cobertura coronal aceptable.

Heling y col.¹⁰ consideran que dientes tratados que nunca se restauraron permanentemente, que han perdido estructura dental y material de obturación, y los que se dejaron con obturaciones temporales por más de ocho días en boca, son de *alto riesgo*, es decir, susceptibles a la contaminación y microfiltración de bacterias y toxinas.

Microfiltración coronal en dientes tratados endodónticamente

Se define microfiltración coronal como el ingreso de fluidos bucales por cualquier interfase entre superficie dentaria, restauración y cemento que protegen la obturación radicular²⁷. Se aplica también al paso de fluidos a los tejidos periapicales desde la corona, a través de interfases entre la pared dentaria del conducto y materiales de obturación ²⁴.

La microfiltración coronal, tiene un rol etiológico importante en el fracaso endodóntico ^{10,18,20,26}. La filtración de saliva permite el paso de bacterias y/o endotoxinas a través del relleno endodóntico, con potencial de inducir una respuesta inflamatoria en los tejidos. Se ha demostrado incluso que las endotoxinas bacterianas penetran más fácil y rápidamente el sistema de conductos radiculares que las propias bacterias ^{6,7,9,18,28}.

La microfiltración coronaria se debe a la pobre adaptación de los materiales restauradores a la estructura dentaria, por alteraciones físicas, químicas, solubilidad, abrasión y deformación elástica que sufre el material y diente, producto de las fuerzas masticatorias y cambios térmicos en la cavidad oral ^{9,12}.

Diversos estudios han demostrado la capacidad de la saliva para penetrar la obturación endodóntica sin sello coronario, donde tan tempranamente como al 3 día de exposición, ya se evidencia filtración de los conductos entre un 79% a 85% de la longitud total, no existiendo diferencias significativas en el porcentaje de filtración entre los 3 y 56 días de exposición ^{12,18,29,30}. Torabinejad y col. ³¹, mostraron que el *Stafilococcus Epidermidis* y el *Proteus Vulgaris* llegaron hasta el ápice de dientes tratados en períodos entre 5 y 73 días. Khayat y col. ²⁹ demostraron que las obturaciones radiculares fueron completamente penetradas por los microorganismos de la saliva en 48 días. Por

todo lo anterior, los materiales de obturación radicular tienen que ser observados sólo como una barrera relativa al paso de los microorganismos, y no un sello hermético por sí solos.

Lynch y col.¹⁷ demostraron que la presencia de una restauración definitiva aumenta el pronóstico de éxito en un diente tratado a 98%, esto baja a sólo 34,5% en casos que mantienen el cemento temporal por más de un año.

Tanomaru-Filho y col.³⁰ evaluaron la importancia del sellado coronal al inducir una inflamación periapical. Evidenciaron que las bacterias anaeróbicas presentes en ambos grupos, con y sin sello coronal eran similares, pero que el tiempo de inducción de la lesión era más breve en el grupo sin sello coronal.

Ray H. y Trope M.³² estudiaron las relaciones entre las calidades de las restauraciones temporales y de las obturaciones radiculares, con el estado periapical radiográfico de los dientes tratados. Concluyeron que la combinación de una buena restauración y un buen tratamiento endodóntico tuvieron la menor cantidad de inflamaciones perirradiculares, 91,4%, comparados con pobres restauraciones sobre pobres tratamientos, y buenos tratamientos combinados con pobres restauraciones, estableciendo que se debe dar mayor importancia a la calidad de restauración para asegurar los resultados del tratamiento endodóntico.

También hay quienes restan importancia al rol del sellado coronal en el éxito o fracaso de un tratamiento endodóntico. Ricucci y col.¹⁹ realizaron un estudio retrospectivo y de cohorte, para demostrar la importancia clínica de la microfiltración bacteriana. Lo realizaron *in vivo* en 55 dientes tratados expuestos al medio oral por caries o ausencia de restauración coronal, por un tiempo mínimo de 3 años (en promedio 7,1 años de exposición). Los resultados obtenidos indicaron que no había diferencia estadísticamente significativa en el desarrollo de patología periapical entre el grupo con obturación endodóntica expuesta, de la no expuesta al medio oral. Estos autores concluyeron que la microfiltración coronaria puede no ser de tanta importancia clínica, ya que este estudio al ser realizado *in vivo* y no *in vitro*, considera no sólo la capacidad de penetración bacteriana sino también la capacidad de defensa del individuo frente a dicha penetración.

Tronstad L y col.²⁰ evaluaron las posibles relaciones entre la calidad de la restauración coronal, la obturación del conducto radicular y el estado periapical. La evaluación radiográfica del periápice de dientes tratados mostró que la calidad técnica de la obturación radicular era significativamente más importante que la calidad de la restauración coronal.

En general la mayoría de los estudios afirman que es muy probable que un tratamiento endodóntico fracase por la penetración de bacterias y toxinas desde la porción coronal a través de restauraciones defectuosas^{2,10,18}. La permanencia de cementos temporales contribuiría también a la filtración bacteriana desde coronal. Si bien existen estudios que restarían importancia a este factor, de acuerdo a investigaciones clínicas, cada día adquiere mayor relevancia el sello hermético coronal en el mejor pronóstico de los tratamientos¹⁹.

Evaluación de la microfiltración

La calidad del sello coronal que proveen los materiales de obturación temporal, ha sido evaluada por diferentes métodos, como penetración de tintes, radioisótopos, bacterias, medios electroquímicos, y técnicas de filtración de fluidos.

La *técnica de filtración de fluidos* evalúa la capacidad de un material de resistir la microfiltración, cuando se somete a cambios de presión³³. La medición del filtrado refleja la totalidad de filtración acumulada, aportando información cuantitativa³⁴. Su desventaja es que sólo considera la penetración de fluidos bajo presión, condición que no refleja la realidad oral. Los *métodos electroquímicos* imprimen movimiento a los modelos de penetración con tintes, haciéndolos más costosos y complejos de aplicar³⁴. El *modelo de penetración*

bacteriana aunque clínicamente relevante presenta limitaciones, como el estudio de una sola especie bacteriana, cuando en la cavidad oral hay presencia de más de 600 especies bacterianas potencialmente patogénicas y aproximadamente 30 comensales. Estos estudios demuestran que existe penetración bacteriana in vivo, pero esto no es cuantificable; además, hay numerosas especies que generan una gran respuesta del huésped, lo que es altamente significativo, pero no han podido ser identificadas *in vitro*³⁵. Por otra parte los estudios con radioisótopos, tienen como variables el tipo de isótopo, la distancia entre la fuente de radiación y la emulsión, y los diferentes tiempos de exposición³⁶.

Los colorantes usados para medir filtración constituyen un método fácil y probado por muchos años, se han utilizado hematoxilina, verde brillante, azul de metileno y tinta china³¹. La evaluación de penetración se ha hecho por sección de los especímenes o por clarificación de éstos³⁶. El uso de colorantes obliga a considerar algunos aspectos y variables que pueden influir en los resultados, como ser: tamaño molecular, pH, reactividad química, tensión superficial, y el efecto y afinidad del colorante con los tejidos dentarios³¹. Es importante el tamaño molecular del tinte ya que si es muy pequeño la penetración será mayor que la de las bacterias y si el pH es ácido, puede producir desmineralización que potencie la penetración del tinte. Si la tensión superficial es muy baja, la

penetración sería mayor que la bacteriana y si es muy alta, la penetración se vería retardada³⁶. Hay otros factores involucrados en las pruebas de microfiltración, como el lapso entre obturación e inmersión, el tiempo de inmersión, el termociclado y también factores dependientes del operador que afectan los resultados. Con miras a minimizar el impacto de estas variables en los resultados, Sheng-Fang Pai ⁸ en su estudio menciona que Wu M. K. recomienda buscar similar longitud y anatomía entre las raíces estudiadas, controlar la permeabilidad y diámetro del foramen apical post-instrumentación, usar colorantes de pH neutro, relacionar cuantitativamente la filtración perirradicular e inflamación periapical, tomar medidas para evitar las burbujas de aire mediante vacío, utilizar presión positiva y forzar aire o fluidos fuera del conducto.

El azul de metileno al 2%, penetra en forma pasiva. Sus ventajas son el bajo costo, fácil manejo y bajo peso molecular. Las moléculas de bajo peso molecular permiten una penetración elevada, como han demostrado Boussetta F. ¹⁴ y Spangberg ³⁷, quienes afirman que el bajo peso molecular del colorante remeda al de los productos bacterianos, permitiendo así estimar el tiempo de penetración de enzimas bacterianas *in vivo*, a través de la medición del tiempo de filtración del colorante a través de los conductos radiculares. A su vez, este bajo peso molecular del colorante, lo hace un método muy sensible a la

desmineralización lo que resulta apropiado para técnicas de diafanización.

Factores que determinan el éxito y/o fracaso del tratamiento endodóntico

En los últimos 50 años, se ha puesto énfasis en el estudio sobre los resultados a largo plazo de los tratamientos de endodoncia ^{26, 38, 39}. Esto con el objetivo de ayudar al clínico a tomar decisiones, conociendo lo que puede determinar el éxito o fracaso de un tratamiento. El éxito o fracaso es evaluado según los parámetros de cambios radiográficos, funcionalidad del diente y/o presencia de signos o síntomas clínicos. Los porcentajes de éxito varían considerablemente, estableciendo rangos entre 30% a 98% a los 8 años post tratamiento ²⁶⁻⁴⁰. Rotstein I y col. ⁴¹ realizaron una encuesta a 445 odontólogos, las respuestas coincidieron en cuanto a que el éxito a largo plazo de los tratamientos depende de la limpieza y conformación de los conductos radiculares para eliminar los restos pulpares y microorganismos, y del buen sellado radicular y coronal.

Hoen y Pink ³⁸ en un estudio prospectivo *in - vivo* determinaron los factores clínicos y radiográficos de fracasos en dientes que debieron ser retratados. El estudio involucró a 337 piezas dentarias, 85% de éstas presentaba radiolucidez perirradicular, en 65% la calidad de la obturación radicular a la radiografía era objetable, 51% presentaban dolor asociado y 42% mostraban espacios sin

obturar. Un 13% de los dientes evidenciaban clínicamente, microfiltración coronaria.

Materiales de obturación temporal del acceso endodóntico

Algunas veces no es posible realizar el tratamiento endodóntico en una sola sesión y requieren múltiples visitas para llevar a cabo exitosamente el tratamiento ⁴². Entre citas y después, en espera de una rehabilitación definitiva, se necesita un cemento temporal para cierre y protección de la cavidad de acceso endodóntico ^{43,44}.

Objetivos del material de restauración temporal en endodoncia ^{8,24,42,45}

- 1- Sellar la cavidad de acceso endodóntico a fluidos bucales, restos de alimentos y bacterias, previniendo la infección o reinfección de los conductos.
- 2- Evitar la salida de medicamentos intraconducto entre citas.
- 3- Proteger la estructura dentaria remanente, hasta la restauración definitiva.
- 4- Satisfacer los requisitos estéticos como consideración secundaria al sellado.

Propiedades ideales de los materiales de obturación temporal ^{46,47,48,49}

- 1- Buen sellado en la unión cemento-diente.
- 2- Variaciones dimensionales cercanas a las del diente.
- 3- Buena resistencia a la abrasión y compresión.
- 4- Fácil manipulación.
- 5- Compatibilidad con los medicamentos intraconductos.
- 6- Impermeable a los fluidos bucales y a las bacterias.
- 7- Sellar herméticamente la cavidad de acceso en su periferia
- 8- No causar presión en la curación cuando se coloca
- 9- Endurecer a los pocos minutos después de su colocación
- 10- Tolerar las fuerzas de la masticación
- 11- No tóxico
- 12- No presentar porosidades
- 13- Buen aspecto estético.

La selección del material de obturación temporal dependerá del tiempo que éste permanecerá en boca, las fuerzas masticatorias, cambios térmicos, remanente de la estructura dentaria, espesor del material y el compromiso estético de la pieza involucrada ^{45,46,50}. Los materiales de obturación temporal

empleados comúnmente en endodoncia son: cementos de óxido de zinc-eugenol, cementos de policarboxilato de zinc, cemento de fosfato de zinc, cementos de vidrio ionómero, materiales en base a resinas fotopolimerizable ⁵¹.

Materiales dentales de obturación coronal temporal en endodoncia

I. Cementos de óxido de zinc – eugenol (OZE)

Estos cementos se presentan en forma de polvo y líquido, con algunos agentes modificadores. Sus propiedades varían de acuerdo con el tipo o su clasificación de acuerdo a la especificación N° 30 de la ADA ⁵¹.

Clasificación ADA N°30 ⁵¹

Tipo I: Cementado temporal.

Tipo II: Cementación permanente de incrustaciones, puentes y coronas.

Tipo III: Obturación temporal y bases de aislación térmica

Tipo IV: Protección pulpo dentinaria.

Composición Química ^{24, 52}

Polvo: Óxido de zinc + agentes modificadores del tiempo de fraguado (*acetato de zinc, propionato de zinc o succinato de zinc*). En el óxido de zinc tipo III, las partículas de óxido reciben un tratamiento con *ácido propiónico* y luego son

mezcladas con resinas o polímeros, posee agregados de *alúmina* para mejorar la resistencia mecánica del cemento.

Líquido: alcohol aceitoso como el eugenol, (presente en el aceite de clavo, puede extraerse también de pimienta, hojas de laurel, canela, alcanfor y otros aceites). Puede contener *agentes fenólicos* y *aceite de oliva o lino* para suavizar las propiedades del eugenol. En el óxido de zinc tipo III, la mayor parte del eugenol (62,5%) es sustituido por *ácido ortoetoxibenzoico (EBA)*, principal responsable de la resistencia de este material ²⁴.

Reacción Química:

Óxido de zinc + Eugenol \rightarrow H₂O \rightarrow Eugenato de zinc

La masa definitiva contiene partículas residuales de óxido de zinc adheridas a través de una matriz de eugenato y eugenol libre. El agua es esencial para la reacción, la cual se ve acelerada por los iones de zinc ^{52,53}.

Propiedades Físicas:

Tiempo de fraguado: 2 a 10 minutos ^{52,53}

Resistencia a la compresión: 8,28 Mpa ⁵⁴

Solubilidad: 1,5% del peso total, después de 24 hrs. en agua destilada ⁵⁵.

Contracción de Fraguado: 0,9%⁵⁶.

Coef. De Expansión lineal: $35 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ ⁵⁶.

Propiedades Biológicas^{24,52,57}

- Acción antibacteriana dada por el eugenol.
- Irritante de tejidos conectivos.
- El eugenol es un potencial alergeno.

Ventajas y desventajas del cemento de óxido de zinc-eugenol^{24,52,57,58}

La literatura menciona a este cemento con una buena capacidad de sellado gracias a su expansión linear, lo que mejora su sellado marginal. Pero como aspectos negativos mencionan su baja resistencia mecánica, baja resistencia a la abrasión y alta solubilidad, responsable de su desintegración en fluidos orales. Material que sella bien y es económico, pero resiste mal el roce y acaba desintegrándose con el tiempo. Otra importante desventaja a considerar es que los materiales a base de eugenol interfieren en el mecanismo de polimerización de las resinas.

II. Cementos de vidrio ionómero

Vidrio ionómero es el nombre genérico de un grupo de materiales que poseen polvo del *vidrio de silicato* y solución acuosa de *ácido poliacrílico*^{24,52}.

Clasificación de Ionómeros de Vidrio²⁴

Se clasifican según su uso en:

- Tipo I: para cementado.
- Tipo II: para restauración, sellado de fosas y fisuras.
- Tipo III: para usarse como base.
- Tipo IV: cementos de vidrio ionómero fotocurables. También se le llama cemento de vidrio ionómero modificados con resinas.

Composición química^{52,57,59,60}

Líquido: solución acuosa de *ácido poliacrílico* (30% a 50%), con agentes aceleradores o endurecedores, como los *ácidos itacónico, tartárico, maleico y/o ácido vinil fosfórico*. El líquido posee la capacidad de formar enlaces de hidrógeno con el colágeno y enlaces iónicos con el calcio.

Polvo: vidrio de *aluminio-silicato* y otros componentes que mejoran sus características, con una fórmula de *vidrio de fluoruro - aluminio - silicato de calcio*, le otorga las propiedades de ser soluble en ácidos.

Reacción química^{52,57}

Cuando polvo y líquido se mezclan, el vidrio de *fluoruoaluminosilicato (FAS)* es permeado por iones de hidrógeno del *ácido polialquenoico*, liberando iones de

aluminio, calcio, sodio y flúor. Lentamente, se forma una capa de *gel de sílice* sobre la superficie del polvo, con pérdida progresiva de iones metálicos. Cuando los iones libres de aluminio y calcio alcanzan la saturación en el gel, se difunden dentro del líquido formando una cadena cruzada con 2 o 3 grupos carboxílicos ionizados (COO⁻). Cuando la estructura de la cadena cruzada aumenta a través de los iones de aluminio, la *sal de poliacrilato* encadenada precipita hasta que el cemento se encuentra en un estado bastante rígido.

Propiedades físicas:

Tiempo de trabajo: 2 minutos ⁶¹.

Coef. de expansión lineal: $11,4 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ ⁶².

Fuerza adhesiva: 4 Mpa ⁶².

Resistencia la Tensión: 5,5 Mpa ⁶³.

Resistencia a la Flexión: 6 – 7 Mpa ⁶³.

Resistencia compresiva^{1*}: 90 a 220 Mpa a las 24 horas ⁶³

Módulo de elasticidad: 4,7 Gpa ⁵².

Solubilidad ^{2*}: 0,08 % de su masa en 24 hrs. en agua destilada ^{62,63}

^{1*} aumenta con el tiempo, debido a la incorporación de iones dentro de la matriz y de la cadena cruzada de éstas.

^{2*} En sus estadios iniciales son muy sensibles en su manipulación, por cuanto debe haber un buen control de la humedad con el fin de mantener las propiedades inalterables del material, evitando así aumentar el grado de solubilidad del material.

Ventajas y desventajas del cemento de V.I. ^{24,57,61}

- Liberación de flúor.
- Efecto anticariogénico.
- Mayor adhesión potencial a los tejidos dentarios.
- Corto tiempo de trabajo.
- Lábilis a la contaminación con humedad durante el fraguado.
- Propenso al desecamiento en contacto con el aire.

Los cementos de vidrio ionómero se adhieren a esmalte y dentina de manera semejante a los cementos de policarboxilato. La adhesión con la dentina es aproximadamente de 60 a 120 Kg. / cm², lo que representa cerca del doble de la fuerza de la adhesión de las resinas compuestas. Esta es una de las propiedades más significativas de este material, la cual se da en forma química y a largo plazo mediante *enlaces covalentes*. La reacción del cemento del ionómero de vidrio y la estructura dentaria es inorgánica y simple, en la cual el ion de calcio del diente es liberado y reacciona cónicamente con *el ácido poliacrílico* del cemento ⁶¹.

III. Adhesivos Dentinarios

Los adhesivos dentinarios son resinas compuestas sin relleno, poseen baja viscosidad lo que les permite ir penetrando en la intimidad de la dentina

formando tapones dentinarios que impermeabilizarían a los túbulos de dentina y tras el proceso de fotopolimerización, se adhieren micromecánicamente a la estructura dental ⁶⁴.

Clasificación de los adhesivos según orden de aparición ^{52,60,61,64}

1ª Generación: monómeros hidrofóbicos como cianoacrilatos y poliuretanos. La adhesión era por unión química con la dentina no tratada. Los valores de resistencia en dentina eran entre 2 y 3 MPa, y en esmalte entre 15 y 20 MPa.

2ª Generación: contenían éster fosfato y poliuretanos asociados a monómeros como el Bis-GMA, uterino dimetacrilato (UDMA) y 2-hidroxietil metacrilato (HEMA). La base éster fosfato hacía suponer la existencia de interacciones iónicas entre grupos fosfato y calcio, uniones hidrolizadas fácilmente. Los valores de resistencia pocas veces excedían 5 a 6 Mpa.

3ª Generación: remueven totalmente el barro dentinario, permitiendo la penetración de la resina en la dentina. Los valores de resistencia en esmalte grabado eran de 9-18 Mpa.

4ª Generación: nacen en 1990 y constan de tres pasos clínicos; grabado ácido, imprimación (primer), y la unión o adhesivo. El agente de unión está compuesto por una combinación de monómeros como el Bis-GMA, MDP, HEMA y otros monómeros dimetacrilatos. Su función es ocupar los poros entre las fibras

colágenas, estabilizar la capa híbrida, sellar los túbulos dentinarios mediante la formación de "tags" de resina y proveer suficientes dobles enlaces metacrilato para copolimerizar con la resina restauradora.

5ª Generación: combina en una sola solución las funciones del promotor de adhesión y las funciones del agente de unión.

6ª Generación: agentes autoacondicionantes-promotores-adhesivos. Estos sistemas permiten la obtención de una unión adecuada al tejido adamantino y dentinario utilizando sólo una solución.

Composición Química^{52,61,64}

2-Hidroximetilacrilato, agua, etanol, Bis-GMA, dimetacrilato, aminas, metacrilato funcional, copolímero de poliacrílico y ácidos politacónicos.

Sistemas actuales de adhesión a la dentina

Estos Sistemas están constituidos generalmente por: agente de grabado ácido ó acondicionador, imprimador o primer y la resina adhesiva.

Agente de grabado ácido: remueve la capa de barro dentinario y abre los túbulos dentinarios. Descalcifica los 10-15 micrómetros superficiales de la dentina intertubular y peritubular exponiendo una red de colágeno de 10-15 micrómetros de profundidad que es penetrada por los componentes del sistema

adhesivo. Actualmente, la mayoría de los sistemas poseen ácido fosfórico al 37% ⁶⁴.

Imprimador (a veces en conjunto con el adhesivo): acondicionador dentinario, actúa como puente entre la dentina y la resina. Posee moléculas hidrofílicas que tienen afinidad con la dentina y grupos polimerizables que reaccionan con la resina.

Resina adhesiva: penetra en la dentina y copolimeriza con el primer para formar una capa híbrida de colágeno y resina. No penetra en línea recta dentro de los túbulos dentinarios, sino que forma empalmes resinosos con ramas laterales adhesivas, creando así una retención micromecánica dentro del substrato dentinario desmineralizado. La zona donde la resina del sistema adhesivo forma una traba micromecánica con el colágeno dentinario se denomina *capa híbrida* ⁶⁴.

Propiedades físicas del adhesivo

Fuerza adhesiva: 16 a 20 Mpa ⁶¹.

Ventajas y desventajas del sistema adhesivo ^{53,58,61,64}

1- *Unión íntima con esmalte y dentina:* esta unión se da por reacción de quelación entre el adhesivo y la hidroxiapatita, unión química al colágeno (reaccionando con los grupos amino y/o formando enlaces de hidrógeno), y por trabazón mecánica al polimerizar dentro de la matriz orgánica.

2- *Contracción por polimerización*: Los materiales de resina tienen la propiedad de contraerse durante la polimerización, resultando fisuras por donde se filtra humedad y bacterias hasta la dentina, causando patología pulpar. Se han desarrollado nuevos materiales de adhesión, restauración y lámparas de fotopolimerización para reducir los resultados indeseables de la contracción.

2- *Técnica altamente sensible*: influyen en el proceso de adhesión la presencia de contaminantes, humedad, tiempo de grabado, manipulación etc...

3 – *Se afecta según el sustrato de adhesión*: la composición del esmalte hace que el proceso de adhesión sea más fácil y resistente que en la dentina. El tejido adamantino contiene una alta energía superficial libre luego de su acondicionamiento. Por otro lado, la hidroxiapatita y el colágeno, que componen a la dentina, le confieren una baja energía superficial lo que dificulta el proceso de adhesión a este sustrato. De igual forma los cambios estructurales en este tejido, por procesos fisiológicos o patológicos, dificultan la unión a resinas.

4- *Diferencias de coeficientes de expansión y conducción térmica* :entre el diente y el material restaurador, pueden afectar la adhesión y formar brechas .

5-*Problemas en la polimerización*: Terata y col. ⁶⁵ señalan que utilizar sistemas adhesivos en presencia de eugenol provocaría un aumento del espesor de la brecha entre el agente adhesivo y el diente. Por otro lado, Leirskar J y Nordbo H. ⁶⁶ dicen que podría producirse una reducción de la fuerza de adhesión de la

resina a la dentina y disminución del adaptado marginal. Por lo tanto, la contaminación previa del tejido dentinario con eugenol podría ser vista como un factor adicional que podría influir negativamente en el proceso de adhesión.

Pruebas de microfiltración de cementos temporales en endodoncia

Muchos estudios han revisado el comportamiento de materiales empleados en la obturación temporal endodóncica, el más utilizado ha sido el óxido de zinc eugenol, sin embargo, varias investigaciones han demostrado su alta probabilidad de filtración, probablemente por su solubilidad, como lo demostraron Tewari y col.⁶ con dos tipos de cementos, el Kazinol (Dentsply), que consiste en un óxido de zinc reforzado con polímero de poliestireno y el óxido de zinc eugenol convencional. La penetración del colorante fue evaluada a los 1, 2,4 y 7 días de inmersión en azul de metileno al 2%. Los dientes obturados con óxido de zinc eugenol presentaron completa filtración cameral al 2º día, mientras que aquellos dientes obturados con Kalzinol lo hicieron al 4º día. Concluyeron que el óxido de zinc eugenol no es buen material de obturación temporal. Pashley y col.⁶⁷ demostraron que existe una relación directa entre la proporción polvo: líquido del óxido de zinc eugenol y su capacidad de prevenir o retardar la microfiltración, donde una mayor cantidad

de polvo en la preparación, mejora notablemente la capacidad de sello coronario.

Zaia y col. ⁶⁸ evaluaron *in-vitro*, 4 materiales de obturación como barreras para la microfiltración coronal en dientes tratados. Emplearon IRM, Coltosol, Vidrion R y Scotch Bond adhesivo. Todos los grupos mostraron penetración del tinte, pero Coltosol e IRM sellaron significativamente mejor que los otros, previniendo la microfiltración coronal en un 84% y 75% respectivamente a los 5 días de inmersión en tinta india.

Barthel y col. ⁶⁹ evaluaron cuantitativamente el sellado a través de la filtración de fluidos. Los materiales fueron Cavit, IRM, cemento de vidrio ionómero (V.I.), Cavit combinado con V.I. e IRM con V.I. Concluyeron que el cemento de vidrio ionómero por sí sólo y el IRM combinado con cemento de vidrio ionómero mostraron los mejores resultados, ya que podían prevenir la penetración de fluidos hacia el ápice por un mes.

Devaux E y col. ⁷⁰ y Pisano y col. ⁷¹ observaron que Cavit y TERM solo evidenciaron penetración bacteriana en 15% de los dientes, antes y después del termociclado, mientras que entre un 30% a 35% de las obturaciones con IRM y Super EBA filtraban el S.sanguis antes del termociclado y 60% de las obturaciones temporales con IRM presentaban microfiltración bacteriana

después de este proceso, concluyeron que éstos resultados se obtenían debido a la porosidad del material y el pobre sello marginal que proporcionan.

Roghanizad y Jones ²² evaluaron la capacidad de sellado de Cavit, TERM y amalgama con barniz cavitario, las muestras se sometieron a termociclado y después de dos semanas de inmersión en colorante, un 2,6% de los dientes obturados con amalgama y barniz presentaron tinción, en comparación al 25% con Cavit y al 25,8% con TERM.

Osvaldo Zmener y col.⁴ compararon Cavit, IRM y Ultratemp Firm. Después de un proceso de termociclado, e inmersión por 10 días en azul de metileno, todas las muestras presentaron microfiltración entre el material restaurador y las paredes cavitarias, no existiendo diferencias significativas entre los tres. Imura N. y col.²⁵ estudiaron el tiempo de penetración bacteriana a través de Cavit-G e IRM comparándolos con dientes tratados sin sello coronal. El tiempo promedio de penetración bacteriana en aquellos dientes sin sello coronal fue de 7,8 días mostrando diferencias estadísticamente significativas al compararlos con los dientes obturados con IRM que se filtraron en 9,8 días y finalmente en piezas selladas con Cavit-G donde el tiempo transcurrido fue de 12,9 días.

Sauaia T. y col.⁷² compararon la capacidad de sellado cameral de Cavit, Vitremer, y Flow-It. Después de un proceso de termociclado y 5 días de

inmersión en azul de metileno, concluyeron que Cavit proporcionaba un mejor sello, ya que sólo 10% de los dientes en éste grupo presentaron filtración, mientras que Flow – It y Vitremer presentaron un 35% y 45% de filtración en sus muestras.

Hoy se están probando nuevos materiales, como el MTA (Mineral trioxide aggregate). Barrieshi-Nusari y Hammad ⁷³ compararon su capacidad de sellado con el cemento de vidrio ionómero. El tiempo de inmersión en azul de metileno fue de 48 horas, observando que el vidrio ionómero se filtraba significativamente más que el M.T.A., proponiendo este material como alternativa para sellar temporalmente el acceso endodóntico. Tselnik y col.⁷⁴ compararon la capacidad selladora del M.T.A gris con M.T.A. blanco y vidrio ionómero Fuji II. El MTA blanco posee menor cantidad de hierro y sus partículas son más pequeñas, facilitando su manipulación e introducción en cavidades operatorias. La microfiltración se determinó observando presencia de turbiedad en cultivos bacterianos de doble cámara. Los dientes sellados con Fuji II mostraron filtración bacteriana el día 52, aquellos que poseían M.T.A gris, el día 56 y los con sello de M.T.A. blanco el día 59. Las diferencias encontradas no fueron estadísticamente significativas.

Diversos materiales pueden ser utilizados para sellar temporalmente el acceso endodóntico, pero ninguno es totalmente impermeable al ingreso de

saliva, bacterias y/o fluidos. Por esta razón resulta necesario considerar distintos factores al momento de seleccionar el material a utilizar.

Sello coronario temporal en endodoncia, consideraciones en la elección

La restauración temporal es importante en el intervalo de citas durante el cual se lleva a cabo el tratamiento endodóntico, y es también fundamental una vez finalizado el tratamiento ^{6,13,75}. La realidad nos muestra que los cementos temporales llegan a permanecer hasta años en la cavidad oral en espera de la rehabilitación definitiva, razón por la que resulta imperativo elegir un material de obturación temporal que retarde la contaminación del sello endodóntico ¹².

Las investigaciones han demostrado que todos los materiales presentan algún grado de microfiltración marginal y que el material ideal no existe ^{76,77}. La selección del material temporal a utilizar dependerá de cada caso específico, por lo que el clínico debe conocer cabalmente las propiedades de cada material, a modo que la selección sea la más apropiada.

Los factores que se deben considerar en la elección del material de obturación temporal son;

- 1- Tiempo de permanencia, en boca, de la restauración temporal.
- 2- Resistencia de la estructura dental remanente.
- 3- Forma retentiva de la cavidad.

- 4- Posición del diente en la arcada.
- 5- Material restaurador definitivo.
- 6- Grado de dificultad para la remoción posterior.
- 7- Compromiso estético.
- 8- Susceptibilidad del individuo a la caries.
- 9- Propiedades de los materiales.

1-Tiempo de permanencia de la restauración temporal en boca: Casos en que la restauración permanecerá por períodos breves (24 a 72 horas), algunas de las características físicas del material, como la resistencia mecánica, no son prioritarias. En estas situaciones, el material debe tener una buena capacidad de sellado y fácil manipulación y retiro. Si la restauración va a permanecer por períodos de tiempo mayores, 4 a 90 días, además de la buena capacidad de sellado el material debe poseer adecuadas propiedades mecánicas. El desgaste, grado de solubilidad y resistencia a la tracción y a la compresión deben considerarse; en estos casos, muchas veces se opta por un material restaurador definitivo, aunque persista la necesidad de removerse posteriormente ^{22,51}.

2-Resistencia de la estructura dentaria remanente: Dientes con gran destrucción coronaria, son susceptibles a fracturarse y ameritan materiales resistentes, de preferencia con propiedades adhesivas. La resistencia mecánica en dientes desvitalizados es mucho menor ya que, además, han perdido humedad. El módulo de resiliencia de los materiales, es decir, el poder de absorción de energía en forma de choque, es un factor importante a considerar, en especial en casos de dientes con cúspides altas y sin protección. Por ello, es importante tomar en cuenta la oclusión, la pieza dentaria antagonista, los hábitos del paciente y si presenta bruxismo o no al momento de elegir el material de restauración temporal ⁵¹.

3-Forma retentiva de la cavidad: Si el diente posee capacidad de retención suficiente, la selección será menos crítica en cuanto a la propiedad adhesiva del material, contrariamente de lo que ocurre en dientes con retención escasa o nula, que permiten un fácil desprendimiento del material de obturación temporal. El profesional en estos casos, debe considerar las características intrínsecas del material, como la adhesividad, presente en cementos de policarboxilato de zinc, vidrio ionómero, compómeros u otros materiales resinosos ⁵¹.

4-Posición del diente en la arcada: Hoy, se reconoce que la porción coronal de un diente con tratamiento de conducto, es más débil que la de un diente vital, lo que se atribuye a la pérdida de dentina por caries o traumatismo, al ensanchamiento del canal por preparación químico-mecánica de éste y a la pérdida de humedad del tejido dentario ⁶⁴. La resistencia intrínseca de la dentina se ve afectada por la ausencia del tejido pulpar lo que disminuye su contenido de humedad, generándose una alteración en la elasticidad de la misma. Según la posición del diente en la arcada, la presencia y tipo de antagonista (corona de porcelana), se han visto fracturas a nivel coronario con compromiso del segmento radicular, específicamente en el sector anterior, debido posiblemente, a que las fuerzas generadas son distribuidas a lo largo de una trayectoria oblicua dada por la posición de los dientes en la arcada, en comparación con la zona posterior donde la fuerza que se produce es prácticamente paralela al eje longitudinal del diente. Esta distribución de fuerzas permite que las cargas se distribuyan de manera más regular hacia la restauración temporal y al diente propiamente tal. Por lo tanto, la ubicación del diente en la arcada, presencia y tipo de diente antagonista, y la cantidad de tejido coronario remanente, son factores importantes a tomar en cuenta al indicar o contraindicar un material restaurador temporal, debido a la diferente dirección de las fuerzas generadas durante la masticación ⁷³.

5-Material restaurador definitivo a emplearse posteriormente: Cuando se planifica el uso de materiales resinosos como restauración definitiva, no se deben colocar materiales que contengan eugenol, ya que se produce una incompatibilidad química entre la restauración temporal y la restauración definitiva. El eugenol presente en algunos cementos inhibe la polimerización de resinas y acrílicos, y puede comprometer las propiedades físicas de la restauración definitiva ^{51, 58}.

6-Grado de dificultad para la remoción posterior: Lo ideal es siempre elegir materiales que se eliminen fácilmente con una pieza de mano de alta velocidad, evitando agrandar la abertura del acceso endodóntico.

7-Estética: Posee un rol secundario a la capacidad de sellado del material. Sin embargo, existen casos que requieren reconstruir la corona del diente, situación en que debemos elegir un material que cumpla con los requerimientos estéticos adecuados.

8-Susceptibilidad del individuo a la caries: Es importante considerar en la selección del material de obturación temporal la susceptibilidad del individuo a la caries. Los materiales liberadores de flúor como: los cementos de vidrio

ionómero, y en menor grado, los compómeros y algunas resinas, desempeñan un papel fundamental en esta tarea ⁵¹.

9-Propiedades de los materiales: El material de restauración ideal no existe y esto se debe a que la capacidad de estos materiales para prevenir el ingreso y egreso de bacterias y saliva se ve afectada por la **baja adhesividad** que la mayoría de estos cementos presenta, además de la solubilidad que poseen, baja resistencia a la abrasión e inestabilidad dimensional ⁷⁸. La **estabilidad dimensional** de los materiales de obturación temporal es dependiente del equilibrio de hidratación como también de otras características termodinámicas. Materiales que absorben agua pueden expandirse considerablemente en un ambiente acuoso como es la cavidad bucal. Los cambios dimensionales inducidos por las fluctuaciones de temperatura pueden aumentar o contrarrestar esta expansión por hidratación ⁷⁸. Otro factor importante es la **relajación del stress**, que consiste en liberación de tensión cuando un material se contrae o distorsiona ⁷⁹. La excesiva relajación de una restauración durante su exposición al stress masticatorio o al stress inducido por un cambio de temperatura, debilita el sellado que proporciona un material. **Cambios bruscos de temperatura** contribuyen al fracaso de los materiales de obturación temporal. Existen diferencias en cuanto al comportamiento de relajación entre los distintos

materiales, las diferencias parecerían ser manifestaciones de características estructurales y de composición química de cada material ⁵⁰.

La gran dificultad, al probar la capacidad de sellado coronal de los diferentes materiales temporales, se encuentra al momento de intentar reproducir las condiciones a las que están sometidos dentro de la cavidad oral, como son los cambios de temperatura y las fuerzas masticatorias. Se ha intentado a través de múltiples métodos sortear estas limitaciones intentando reproducir estas variables de distintas maneras, no existiendo consenso aun sobre cual es la mejor manera de lograr una imitación exacta ^{15,16}.

Masticación y simulación masticatoria

La **masticación**, es el proceso llevado a cabo en la cavidad oral, por medio del cual un alimento es triturado y molido para así ser adaptado en tamaño, consistencia y forma para su deglución y digestión. La masticación normal no se desarrolla exclusivamente por las piezas dentarias, sino que también a través de la regulación que ejercen una serie de mecanismos fisiológicos altamente coordinados, entre los cuales destacan los mecanismos neuromusculares, que integran y comprometen todo el resto de las estructuras del sistema estomatognático, dando lugar a movimientos bien coordinados y organizados de los músculos mandibulares, faciales, labios, mejillas lengua,

etc...Así un individuo con perfecta dentición por ejemplo es incapaz de llevar una masticación normal en ausencia de movimientos mandibulares o linguales normales, o sin una sensación normal de las diversas estructuras que componen el sistema estomatognático ⁸⁰.

Movimientos masticatorios

Los movimientos mandibulares son principalmente dos y ambos se inician desde la posición de máxima intercuspidad; un *movimiento de corte* desarrollado por incisivos y caninos, y un *movimiento de trituración-molienda*, ejecutada por los premolares y molares. El *corte* comienza con un movimiento libre de descenso mandibular, seguido por la elevación en protrusión hasta apresar el alimento entre los bordes incisales. Luego, la mandíbula experimenta un movimiento de retrusión, deslizándose los bordes incisales inferiores sobre las caras palatinas de los incisivos superiores, que se detiene cuando el alimento ofrece resistencia. Posteriormente aumenta la acción de los músculos elevadores, iniciándose movimientos con oscilaciones forzadas, hasta que el alimento se corta en su parte más delgada. La *trituración* corresponde a la transformación de grandes trozos alimenticios en pequeños trozos, y la *molienda* significa la pulverización de partículas alimenticias más pequeñas ⁸⁰.

Ambos movimientos de corte y trituración se pueden analizar en tres fases, que describen el **ciclo masticatorio**:

- 1- Fase de apertura: descenso de la mandíbula por contracción de los músculos depresores mandibulares.
- 2- Fase de cierre: ascenso de la mandíbula por contracción de los músculos elevadores mandibulares.
- 3- Fase oclusal: contacto e intercuspidación de las piezas dentarias con generación de fuerzas interoclusales, por contracción isométrica de los músculos elevadores mandibulares.

Al analizar la dinámica mandibular en el plano frontal durante el ciclo masticatorio, se puede observar en un trazado lineal, que la mandíbula desciende en dirección del lado de balance (lado sin alimento), luego cruza la línea media en dirección de lado de trabajo (lado activo), y se eleva durante la fase de cierre hasta alcanzar la posición intercuspal o de máxima intercuspidación ^{80,81}.

Grado de apertura bucal en la masticación: es en promedio 15 a 20 mm ⁸⁰.

Los rangos cinemáticos máximos medidos son entre 16 a 20 mm ⁸².

Ritmo masticatorio normal o habitual: se lleva a cabo con una frecuencia media de 1 a 2 golpes masticatorios/seg., que es dependiente del tipo de alimento ⁸⁰. Lassauzay y col.⁸³ demostraron que el patrón masticatorio es individual, que posee un patrón generador y se regula sensorialmente. Establecieron que el patrón masticatorio de un mismo individuo, al masticar un mismo alimento, no presenta variación entre sesiones, pero entre distintos individuos, varía sustancialmente. Vieron, además, que a medida que los ciclos masticatorios progresaban, la amplitud de apertura mandibular, la velocidad de los ciclos y el trabajo muscular disminuía progresivamente.

Tiempo de contacto dentario: poco tiempo atrás, no existía consenso, entre los investigadores, acerca de la presencia o no de contactos dentarios durante la masticación. Investigaciones que usaron telemetría intraoral demostraron cerca del 20% a 40% de la duración del ciclo masticatorio, es gastado en contactos dentarios, cuya frecuencia y duración aumenta a medida que el alimento es triturado ⁸⁰. Estudios llevados a cabo en humanos con diferentes tipos de comida revelaron que el tiempo de contacto era en rangos de 400 – 600 ms por cada ciclo masticatorio ^{16,81}.

Fuerzas de masticación: investigaciones en humanos, sometidos a la masticación de diferentes alimentos, revelaron que las *fuerzas verticales* generadas a nivel de los molares, era del orden de los 20 a 120 N, es decir, 2 Kg. a 12 Kg.⁸¹ La consistencia de los alimentos afecta al ritmo masticatorio, y así se correlaciona con las fuerzas masticatorias. La máxima fuerza masticatoria fue determinada en sujetos que masticaban silicona estandarizada con diferentes grados de dureza, y ésta se observó a nivel de molares donde varió de 100N a 140N, y fue de 25 a 45N a nivel de incisivos, con impulsos de 20 – 30 N/seg. en molares y de 6-11 N/seg. en incisivos ^{16,82,84}. La fuerza masticatoria disminuye con el tiempo y con el número de ciclos masticatorios⁸³. Un 25% de las fuerzas generadas durante la masticación corresponden a *fuerzas horizontales*.^{16,82}

Las fuerzas masticatorias se regulan sensorialmente, generándose un “ciclo de retroalimentación cerrado”, donde frente al contacto con el alimento se da un continuo feed-back de señales periféricas, las cuales son desencadenadas por los receptores periodontales, los receptores musculares y de otros tejidos ⁸². Otros factores que influyen en las fuerzas masticatorias son la edad y el género, las mujeres normalmente presentan menor fuerza masticatoria y los adultos jóvenes generan mayores fuerzas que los adultos mayores ^{84,85}.

Simuladores de la masticación

El ***desgaste por uso*** es un proceso natural que ocurre cada vez que dos superficies en movimiento se ponen en contacto. El desgaste que ocurre en vivo entre los materiales de restauración, ya sea temporales o definitivos es muy difícil de determinar. Clínicamente, el desgaste en el área de contacto oclusal excede a aquel que se da a nivel de caras libres, llegando a ser entre 3 a 5 veces mayor ⁸⁶. Esto es producto de diversos factores ya sean directos, como el contacto con los dientes antagonistas durante la deglución o en el bruxismo, o indirectos, a través de los alimentos en el ciclo masticatorio.

La ***fatiga del material*** es un fenómeno que se da en un material luego de ser sometido a consecutivos ciclos masticatorios, con fuerzas bajo el umbral de tensión de los materiales ^{52,85,86}. Es entonces, el resultado de la formación, acumulación y propagación de microfracturas subsuperficiales cuando dos superficies están en movimiento bajo cargas ^{52,85,86} La ***deformación elástica*** del material causa zonas de tensión, y la disipación de esta energía que se acumula genera núcleos de trizaduras los cuales eventualmente se propagan lateralmente y hacia la superficie, lo cual en la mayoría de los casos da como resultado la pérdida de fragmentos de material restaurador ^{52,85,86}.

Los simuladores de la masticación tienen el propósito de someter a prueba la **resistencia al desgaste y fatiga** de los materiales emulando condiciones que se dan en la cavidad oral. El significado clínico del desgaste por uso de un material restaurador, termina afectando la función y estética de la oclusión, sin considerar los posibles efectos sistémicos por tragar o inhalar las partículas desprendidas. Las mediciones *in-vivo* del desgaste de los materiales es muy complicada y requiere de mucho tiempo, para esto se han desarrollado diversos instrumentos que simulen lo que ocurre intraoralmente en relación a los ciclos de masticación.

Los *simuladores de masticación* debieran ser capaces de reproducir *in vitro* lo que ocurre en la cavidad oral durante la masticación, fuerzas generadas, dirección, tiempos de contactos dentarios, movimientos deslizantes, etc... Han sido desarrollados diversos aparatos de simulación masticatoria, los más mencionados son el Alabama, ACTA, OHSU, Zurich, MTS y Willitec^{81,85,86,87}. Todos estos aparatos son extremadamente onerosos y solamente el MTS está calificado por la FDA. S.D. Heintze¹⁶ hizo una revisión bibliográfica sobre gran número de simuladores masticatorios, llegando a la conclusión que la mayoría de ellos no reproducen las variaciones de fuerza en el ciclo masticatorio.

No existe consenso entre los estudios, en la correlación del número de ciclos masticatorios y el tiempo a que corresponde, debido a los múltiples factores que lo afectan¹⁶. El estudio clínico longitudinal más trascendente hasta el momento es el realizado por Barkmeier y col.⁸⁸ donde se establece que 100.000 ciclos corresponden a 3,6 meses de uso *in – vivo*.

Termociclado

Cambios de temperatura significativos pueden afectar adversamente el sellado marginal de materiales restauradores, debido a las diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre el tejido dentario y el material restaurador. Éste pudiese ser el principal factor etiológico de la microfiltración coronaria, por lo que algunos autores encuentran imprescindible incluir el proceso de termociclado al realizar pruebas de microfiltración^{15,68}. Los cambios de temperatura intraorales pueden ser inducidos con las comidas de rutina, al beber y al respirar¹⁵. El stress térmico puede ser patogénico por dos vías. Primero, el *stress mecánico*, inducido por variaciones de temperatura, puede inducir directamente la propagación de un crack o rasgo de fractura a través de la interfase diente y material de obturación^{89,90}. Segundo, las *variaciones dimensionales* al ser diferentes para cada estructura o material generarían un “gap” por diferencial volumétrico, el cual frente a consecutivas variaciones

térmicas podría actuar “bombeando” desde y hacia adentro de la estructura dentaria diversos fluidos y bacterias orales. A este flujo cíclico se le conoce bajo el nombre de “percolación”⁸⁹. El termociclado es un proceso *in – vitro*, donde se someten piezas dentarias restauradas, a variaciones extremas de temperatura que sean compatibles con la cavidad oral. Su objetivo es simular lo que ocurre en boca con la introducción de alimentos fríos y calientes para así relacionarlos con el coeficiente de expansión lineal producto de la expansión térmica, que se lleva a cabo entre un diente y su restauración⁹⁰.

Temperaturas orales registradas in – vivo

Estudios experimentales han intentado medir los límites térmicos rutinarios dentro de la cavidad oral, al comer y beber alimentos¹⁵. Resulta difícil precisar los eventos ya que el comer y beber son conductas erráticas, que presentan grandes variaciones entre diferentes ocasiones, individuos y ubicación dentro de la cavidad oral. La temperatura del aire, humedad y velocidad del aire al respirar pueden alterar significativamente incluso la temperatura promedio habitual de la cavidad oral⁹². Sin cargas térmicas y sin respiración bucal, la temperatura intraoral medida es de 35,2 (+/- 2.1) ° C^{93,94}.

Ciclos térmicos por unidad de tiempo

No existen publicaciones donde se expresen el número de ciclos térmicos por unidad de tiempo *in vivo*. Brown y col., en 1972, postularon que durante un día se llevaban a cabo 10 ciclos térmicos⁹⁰. Lloyd y cols.⁹⁵ notaron que la longitud de los cracks o microfracturas en esmalte de piezas dentarias *in vivo*, después de una determinada cantidad de años en boca, eran similares a aquellos generados en dientes recién erupcionados y extraídos, luego de una determinada cantidad de ciclos térmicos *in vitro*, de esta forma estimaron de acuerdo a longitud de microfracturas, la cantidad de ciclos térmicos a la que correspondía por periodo de tiempo cada diente.

Regímenes térmicos empleados en pruebas *in-vitro*

Los procedimientos de termociclado son comúnmente empleados al estudiar filtración, resistencia de adhesión y tensión, de diversos materiales. En la revisión bibliográfica llevada a cabo por M.S.Gale y B.W.Darvell¹⁵, concluyen que en promedio la temperatura usada en estos estudios era de un mínimo de 6,6°C (rango de 0°C hasta 36°C), y la máxima de 55,5°C (rango de 40°C a 100°C). La mayoría de los estudios emplearon agua caliente y fría a temperatura mínima y máxima para generar cambios de temperatura, 27 estudios procuraron generar una temperatura intermedia a 37°C. El número de

ciclos usados fue variable, desde un solo ciclo hasta 1.000.000 de ciclos, con un promedio de 10.000 ciclos y una media de 500 ciclos. El tiempo para llegar a una determinada temperatura en promedio fue de 53 seg., con una media de 30 segundos. Sin embargo en la gran mayoría de los estudios no se detalla la forma en que las piezas dentarias fueron introducidas en la máquina termocicladora.

Investigaciones sobre el impacto de aplicar regímenes de termociclado

Muchos aspectos del termociclado han sido probados experimentalmente. La variable dependiente generalmente era la medición de penetración de algún trazador de filtración ¹⁵. En estos estudios se han comparado distintos parámetros como; someter la muestra a termociclado o no, rangos de temperatura, número de ciclos térmicos, entre otros. Sin embargo, los resultados de las pruebas de microfiltración donde se ha empleado termociclado, son diversos y contradictorios ¹⁵. Algunos estudios demuestran el aumento de interfase con la aplicación de un solo ciclo térmico ^{94,96} mientras otros han demostrado que se requiere de varios ciclos térmicos ^{97,98}. Por otro lado, hay estudios donde demuestran que no aumenta la microfiltración en aquellos grupos expuestos a termociclado ^{99,100}. Krejci y Lutz ¹⁰¹ encontraron

que la adhesión a esmalte de algunos materiales no disminuía al aplicar termociclado, si no que se veía alterada la integridad de la dentina marginal.

Pero en la misma época, Mandras y col.¹⁰² al igual que Rigsby y col.¹⁰³ demostraron que el termociclado, al ser aplicado en conjunto con cargas oclusales cíclicas, aumentaban la microfiltración de diversos materiales. Momoi y col.¹⁰⁴ a su vez, demostraron que a medida que aumentaba el tiempo de inmersión, la microfiltración también lo hacía, y que ésta era mayor en el grupo de dientes sometidos a termociclado.

Cómo simular ciclos térmicos *in – vitro*

La mayoría de los estudios publicados, emplean ciclos térmicos que se aproximan a las temperaturas promedio entre 5° y 55°C. ^{15,105}. En una revisión bibliográfica donde se revisaron 130 estudios que involucraban el empleo de termociclado, llegaron a las siguientes conclusiones¹⁵;

- No se justifica el uso de temperaturas extremas ya que éstas difícilmente se presentan en vivo, recomiendan optar por temperaturas entre 15°C y 45°C.
- Sugieren una temperatura promedio de reposo de 35°C.
- El tiempo de reposo entre las mínimas y máximas temperaturas es arbitrario, teniendo presente que éste no es el rango o gradiente exacto al interior de una restauración.

- Con relación a la frecuencia de ciclos térmicos *in-vivo*, aún no existe consenso, y se requiere de una estimación formal. Proponen que los ciclos deben ocurrir entre 20 a 50 veces al día, y que 10.000 ciclos pudiesen equivaler al uso de un material durante un año. Establecen que éste número de ciclos se puede llegar a reproducir en 3.5 días empleando un sistema automático.

A pesar las recomendaciones de M.S. Gale y B.W. Darvell¹⁵, los últimos estudios publicados que evalúan la microfiltración del acceso endodóntico con diversos materiales temporales, emplean ciclos térmicos de 500 a 1000 ciclos, sin considerar el número de días de inmersión en colorante, y las temperaturas oscilan entre los 5°C y los 55°C, con una temperatura de reposo de 37°C.

2. Hipótesis:

Los dientes tratados endodónticamente, sellados coronariamente con cementos temporales, no presentan microfiltración, independientemente del material empleado.

3. Objetivo General:

Comparar la microfiltración coronaria y a nivel radicular de 3 diferentes materiales de obturación temporal aplicados como selladores coronarios en dientes tratados.

4. Objetivos Específicos:

- Medir la penetración del colorante a niveles coronario y radicular en piezas dentarias con tratamiento endodóntico, cuando el sello coronario es óxido de zinc eugenol.
- Medir la penetración de colorante a nivel coronario y radicular en dientes tratados, cuya cavidad de acceso se sella con óxido de zinc eugenol y vidrio ionómero.
- Medir penetración de colorante en dientes tratados con acceso coronario sellado con adhesivo de composite y vidrio ionómero.
- Comparar la penetración de colorante en piezas dentarias tratadas selladas con distintos materiales de obturación.

MATERIAL Y MÉTODO*

* Anexo 1, listado de materiales

Las fuentes de las muestras fueron servicios de urgencia donde se determinó que el tratamiento de elección era la extracción, a lo que los pacientes habían accedido. A cada diente de la muestra obtenida, se le realizaron dos radiografías (Siemens Heliodont 70, Dentotime®), en sentido frontal y lateral, para registrar anatomía. Del total de las muestras radiografiadas, se seleccionaron 100 dientes unirradiculares, excluyéndose los que presentaban enanismo radicular, calcificación de los conductos o cámara pulpar, más de un conducto, foramen apical abierto, gran destrucción coronaria o cuyo conducto radicular no fuese recto, 0 a 10° de acuerdo a la clasificación de S. W. Schneider (Anexo 2)¹⁰⁶.

Los dientes se limpiaron de restos periodontales, tártaro y detritus con ultrasonido y curetas Gracey. Las muestras fueron almacenadas durante todo el estudio en solución de saliva artificial (Farmacia Reccius™), conservando el estado de humedad, similar al medio bucal.

Cada diente se preparo de manera similar, con el propósito de estandarizar la muestra, para luego recibir el material de restauración temporal. Las cavidades de acceso se realizaron con apoyo radiográfico, se usaron fresas de diamante de alta velocidad en esmalte (0,14), fresas de carbide de baja

velocidad en dentina (0,14) y desgastes compensatorios cuando fue necesario. Se determinó la altura de cada acceso coronario, con sonda periodontal (Carolina del Norte, Hu-Friedy™ International Co.), desde el piso de la cámara pulpar hacia oclusal, para asegurarse de que existiese un espacio mínimo de 5 mm. para la restauración temporal. El tamaño de las cavidades de acceso fue estandarizado a 2 x 2mm. de diámetro, con las fresas antes mencionadas. El tejido pulpar fue removido en caso necesario, con extractores pulpares N°15 y 20 (Dentsply, Maillefer®).

Antes de comenzar la instrumentación biomecánica de cada conducto, se introdujo una lima K N° 10 (Dentsply, Maillefer®) hasta visualizarla en el foramen apical, con lupa de 2.5X, se midió esta distancia y se le restó 1mm con el fin de establecer la longitud de trabajo (L.T.). Para estandarizar la muestra, todos los conductos se instrumentaron por un solo operador, comenzando con lima K N° 15 hasta la lima K N° 25 (Dentsply, Maillefer®), para luego trabajar con instrumentación mecanizada (Motor ATR, Automatic Torque Reduction, NSK modelo NE 140 E 299 EM10M) ®) y limas Protaper (Dentsply, Maillefer®), Sx, S1 y S2 sin llegar a longitud de trabajo y con F1, F2 y F3 hasta ella. Al finalizar la instrumentación mecanizada se comprobó el tope apical con una lima K N°40 o 45 (Dentsply, Maillefer®). Durante toda la instrumentación se irrigó entre lima y lima con hipoclorito de sodio al 5.25%. Una vez terminada la instrumentación

se irrigó con EDTA 17% por 1 minuto, neutralizando después con hipoclorito de sodio al 5.25% y un lavado final con suero fisiológico.

Los conductos se secaron hasta la L.T., con puntas absorbentes N°40 y 45 (Dentsply, Maillefer®) compatibles con el diámetro del último instrumento, luego se obturaron, por un mismo operador, mediante compactación lateral, con conos de guta N° 40 o 45 (Dentsply, Maillefer®) y cemento sellador Topseal (Dentsply, Maillefer®) el cual fue preparado de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Las paredes del conducto se barnizaron con el cemento sellador y luego el cono principal se ajustó en apical, complementando con conos accesorios XF, FF y F (Dentsply, Maillefer®) los cuales fueron compactados lateralmente con espaciadores N° 20, 30 y 40 (Dentsply, Maillefer®), untados previamente en el cemento. Los excesos de gutapercha se removieron con atacador caliente, condensando después verticalmente y, comprobando con el uso de sonda periodontal (Carolina del Norte, Hu-Friedy®), que la gutapercha se ubicara a 1 mm bajo el límite amelocementario, y a la vez asegurándose que quedara en total, un espacio de 5mm para la restauración temporal, la cual se marcó con un lápiz indeleble.

Finalizada la endodoncia, las muestras se dividieron aleatoriamente en 5 grupos, 3 grupos de 30 dientes cada uno, más dos grupos de control (positivo y negativo) de 5 dientes cada uno;

Grupo A: 30 dientes cuyo acceso coronario se obturó con Óxido de zinc-eugenol de 5 mm de espesor.

Grupo B: 30 dientes cuyo acceso coronario se obturó con Single Bond 2 (Scotchbond 3M ® St.Paul,MN, USA) + 3 mm de Vidrio Ionómero Ketac Molar (3M ESPE ® St.Paul,MN, USA).

Grupo C: 30 dientes cuyo acceso coronario se obturó con 2 mm Óxido de zinc eugenol + 3mm de Vidrio Ionómero Ketac Molar (3M ESPE ® St.Paul,MN, USA).

Grupo D: 5 dientes sin material de obturación coronal (control positivo).

Grupo E: 5 dientes sin material de obturación coronal, completamente impermeabilizados con barniz de uñas (control negativo).

Las cavidades de acceso de los 90 dientes se obturaron con 5mm de espesor del material de obturación temporal, comprobando tal espesor mediante sonda periodontal (Carolina del Norte, Hu-Friedy®), llegando hasta la marca de lápiz previamente realizada, y con radiografías frontales y laterales, que sirvieron, además, para verificar la calidad de la obturación y repetirla en caso necesario. En los grupos B y C los materiales se prepararon de acuerdo a las instrucciones del fabricante. El vidrio ionómero fue colocado con aplicador

plástico, y se aisló su capa más superficial con vaselina aplicada con pincel. El óxido de zinc se aplicó con instrumento Woodson N° 2.

En el grupo B, los 30 dientes fueron sellados con 2mm de Singlebond 2 (3M, ESPE ®), ya que queríamos ver si este material era capaz de generar una capa que impermeabilizara la porción cervical de la obturación endodóntica a través de los “tags” que se forman entre éste material y los túbulos dentinarios, que en esta porción se caracterizan por su mayor amplitud. Con este objetivo, la aparte más profunda de las cavidades de acceso de los 30 dientes del grupo B se grabó durante 15 seg. con gel de ácido fosfórico al 37% (3M, ESPE ®), lavando posteriormente por 20 segundos y secando con esponjas absorbentes. En la zona grabada se aplicó una gota de adhesivo Singlebond 2, se secó suavemente con jeringa triple, y polimerizó con lámpara de fotocurado (3M, ESPE ®), durante 20 seg. (según protocolo del fabricante), luego se aplicó la segunda gota y se polimerizó nuevamente por 20 segundos, obteniendo una capa de 2mm de espesor aproximadamente, de acuerdo al protocolo de Zaia y cols.⁶⁸ Esta cantidad de adhesivo no se usa en procedimientos clínicos, pero se consideró aceptable en este estudio a modo de estandarizar el espesor de los materiales coronales. Posteriormente se repasó la cavidad de acceso endodóntico, con una fresa cilíndrica N° 0,14 de punta inactiva, profundizándola sólo 3mm desde la marca coronaria (realizada previamente), teniendo cuidado

de no alterar la conformación cavitaria ya que su propósito era el de eliminar los excesos de adhesivo que pudieran haber fluido y que interfirieran con la quelación del Vidrio Ionómero, y el remanente de la estructura dentaria. Los 3mm restantes de las cavidades de acceso fueron obturados con vidrio ionómero, Ketac Molar, sobre el cual se aplicó una capa delgada de vaselina.

Todas las muestras fueron posteriormente llevadas a estufa de cultivo a 37°C y 100% de humedad, durante 72 horas para asegurar el fraguado de los cementos selladores.

Luego, con el objetivo de simular los ciclos masticatorios, la porción radicular de cada diente fue sumergida en cera calibrada con 0,25mm de grosor, semejante al espesor promedio del ligamento periodontal. Figuras 1,2 y 3.



Figura 1. Porción radicular del Grupo A (OZE) con cera calibrada que remeda espesor del ligamento periodontal.



Figura 2: Se comprueba espesor uniforme de 0,25mm de cera calibrada con sonda periodontal.



Figura 3: Diente obturado con OZE, porción radicular cubierta con cera calibrada hasta el límite amelocementario.

Todas las piezas dentarias, debidamente rotuladas, a excepto de los grupos control, se montaron en un Tipodonto 860 con encía suave (Dentofom, Columbia®), de acuerdo a la ubicación que correspondía en la arcada, para así asegurar contacto oclusal con las piezas dentarias antagonistas. Se empleó cinta articular para asegurar el contacto de todas las piezas dentarias. En el maxilar superior, se colocó a nivel de premolares y molares, un peso correspondiente a 10 Kg. Se realizaron movimientos de apertura, (17 mm de altura entre los bordes incisales superior e inferior) y cierre hasta MIC, realizando un total de 500 golpes masticatorios (cargas verticales), uno cada 2 segundos. Figuras 4 y 5.

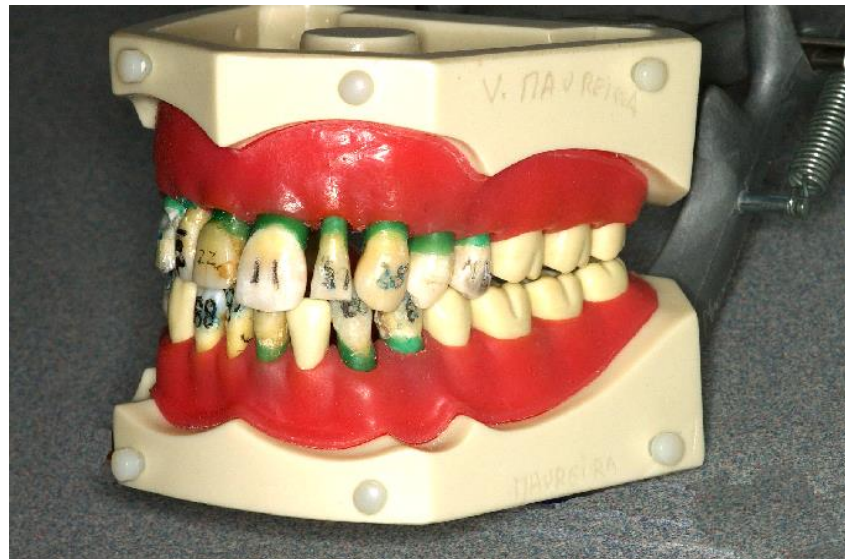


Figura 4: Dientes articulados en Tipodonto 860 (Dentoform, Columbia®)
* Nótese que los dientes podrían pertenecer al grupo A, B o C para lograr un contacto oclusal óptimo.



Figura 5: Dientes articulados en tipodonto 860 iniciando ciclo de apertura.

Posteriormente los dientes fueron removidos del tipodonto y descerados, para ser luego incluidos en bolsas de polietileno de 10 x 8 cm., sumergidas en 20cc de agua destilada y con doble sellado. Cada bolsa fue rotulada según el grupo correspondiente, y luego introducida en la máquina de termociclado (PTC-100™ Programmable Thermal Controller, MJ Research, Inc). Éste método fue validado previamente con el mismo tipo y número de dientes, donde se evidencia que la temperatura extrema y de reposo es de 2°C menor a la programada (véase Anexo 3). Todos los especímenes fueron termociclados con 500 ciclos de 5°C y 55°C durante 30 segundos en cada baño, con un intervalo de reposo 15 segundos a 37°C entre cada baño. Figuras 6 y 7.



Figura 6. Máquina de termociclado PTC-100™ Programmable Thermal Controller, MJ Research, Inc.



Figura 7: Grupo B y Grupo Control Positivo dentro de la termocicladora antes del inicio de los ciclos.

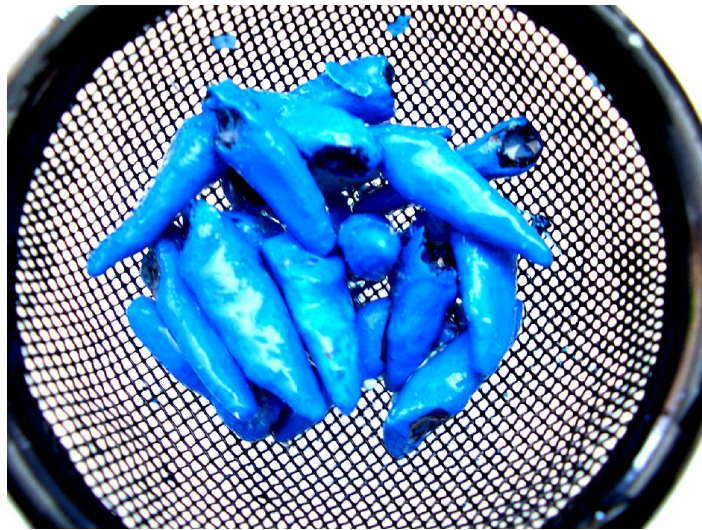
Una vez transcurrido el termociclado, las muestras de los grupos A, B, C fueron secadas completamente e impermeabilizadas con 3 capas de barniz de uñas (Revlon®), dejando sin barnizar 1mm periférico al acceso coronario, el cual fue previamente delimitado con un lápiz indeleble (Figuras 8 y 9). Las muestras del control negativo fueron barnizadas completamente, incluido el acceso coronario, los dientes del grupo control positivo también se barnizaron, exceptuando el acceso endodóntico.

Figura 8**Porción radicular barnizada****Figura 9****Porción coronaria barnizada,
sin barnizar, segmento a
1mm del acceso coronal.**

Los dientes fueron posteriormente inmersos en azul de metileno al 2%, durante 10 días a 37°C, luego se lavaron con agua corriente (Figura 9) y se seccionaron longitudinalmente en sentido bucolingual con un disco fino de diamante (Dayton Electric, Mfg Company), bajo refrigeración constante de agua. El exceso de tejido dentario hacia coronal (sobre los 5mm de cemento temporal) se removió con el disco de diamante, aplanando la superficie incisal

u oclusal, según correspondía, a modo de facilitar la medición de filtración del colorante.

Figura 10: Lavado de muestras, luego de ser removidos del colorante, azul de metileno 2%



Para obtener el promedio de filtración del colorante, las muestras seccionadas en su parte mesial y distal, se pegaron e identificaron, desde el N° 1 al 30 de acuerdo a cada grupo, en segmentos de papel milimetrado de 5 x 5 cms. La penetración lineal del colorante, en milímetros, se midió a izquierda y derecha del conducto, en fotografías digitales de 2X ampliadas al 500% computacionalmente, es decir, en 5 veces la imagen inicial ya duplicada. Figuras 11 y 12. Las mediciones de todas las muestras se comprobaron luego,

bajo lupa estereoscópica (Nikon 5 MZ.645) a 10X de aumento. Las mediciones se realizaron por separado, con dos evaluadores distintos, se registraron y tabularon para luego corroborar los resultados (Anexo 4).

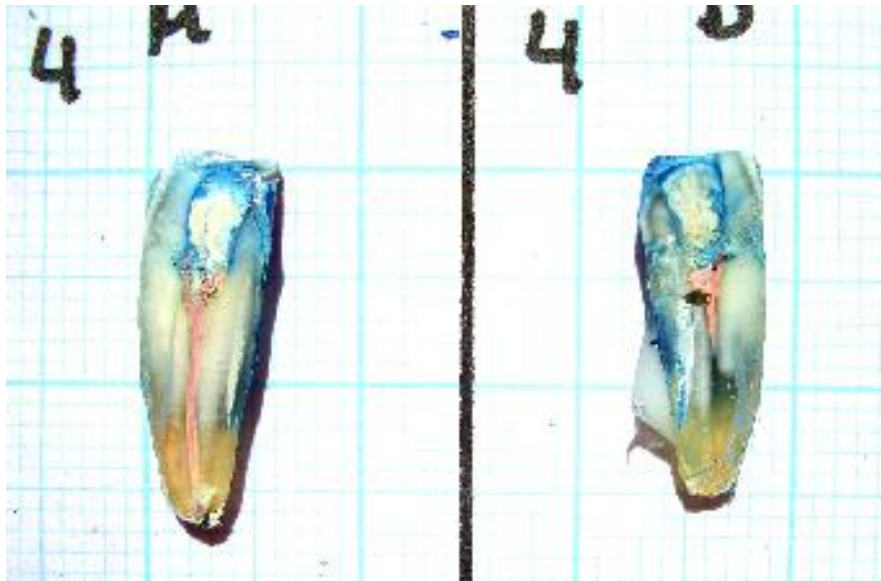


Figura 11: Registro digital para medir filtración lineal, en este caso se trata de la muestra N°4 del grupo A (OZE).

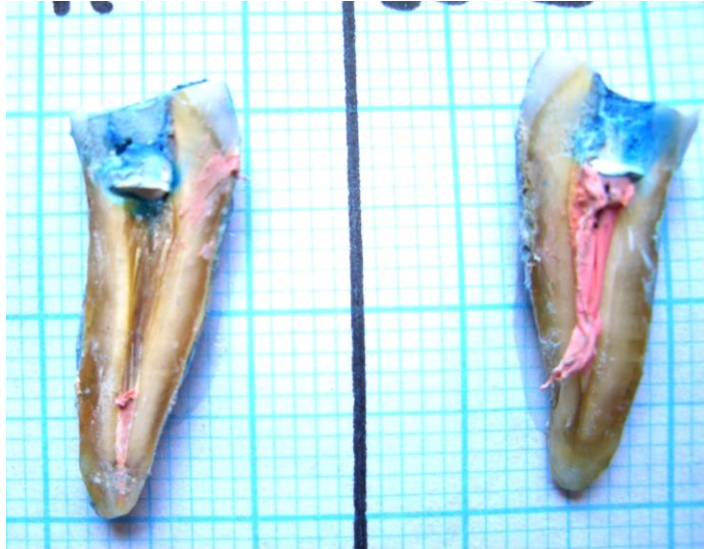


Figura 12: Registro digital para medir filtración lineal, muestra N°26 del grupo C.

* **Nótese:** en la porción mesial se removió la gutapercha para observar presencia de colorante en las paredes del conducto radicular.

Los resultados obtenidos se analizaron estadísticamente con el test de ANOVA de una vía y el test de Turkey, empleando el programa computacional Systat II TM.

RESULTADOS

El promedio de filtración lineal del colorante, expresado en milímetros desde la porción coronal a apical para cada grupo, esta representado en la Tabla I. Todas las piezas dentarias presentaron algún grado de filtración coronal en distintas áreas de la superficie dentaria (entre cemento y dentina, entre material obturador y cemento, entre material obturador y el interior de la masa de cemento). Los controles positivos presentaron un 100% de filtración al colorante, y los negativos un 0%, lo esperado.

Grupo	n	Mesial $\bar{x} \pm ds$	Distal $\bar{x} \pm ds$	Promedio mesio- distal $\bar{x} \pm ds$
A Oxido de Zn eugenol	30	6,73 \pm 1,86	6,77 \pm 1,59	6,75 \pm 1,62
B Adhesivo + vidrio ionómero	30	6,86 \pm 1,67	6,60 \pm 2,4	6,73 \pm 1,96
C Oxido de Zn eugenol + vidrio ionómero	30	5,76 \pm 1,22	5,83 \pm 1,62	5,80 \pm 1,28

Tabla I. Promedios y Desviaciones estándares de la filtración coronal de los grupos experimentales.

El grupo A, obturado con óxido de zinc eugenol (OZE) presentó una filtración coronal promedio de 6,75 mm. El grupo B, obturado con adhesivo y vidrio ionómero (A+VI) tuvo una filtración promedio similar, de 6,73 mm y el Grupo C, obturado con óxido de zinc eugenol y vidrio ionómero (OZE+VI) mostró la menor filtración, promedio 5,80 mm. En la tabla II se pueden apreciar valores máximos y mínimos de filtración para cada grupo, junto con el valor promedio de filtración, y los intervalos de confianza.

GRUPO A: Oxido de zinc eugenol	MESIAL	DISTAL	Promedio Mesiodistal
N° de casos	30	30	30
Filtración mín. (mm)	4	5	4,5
Filtración máx. (mm)	13	12	11
Promedio filtración (mm)	6,733	6,767	6,750
Nivel de confianza sup. (95%)	7,426	7,361	7,351
Nivel de confianza inf. (95%)	6,040	6,173	6,144
Grupo B: Adhesivo + vidrio ionómero	MESIAL	DISTAL	Promedio Mesiodistal
N° de casos	30	30	30
Filtración mín. (mm)	4	3	3,5
Filtración máx. (mm)	9	12	10,5
Promedio filtración (mm)	6,867	6,6	6,73
Nivel de confianza sup. (95%)	7,493	7,497	7,468
Nivel de confianza inf. (95%)	6,241	5,703	5,998
Grupo C: Oxido de zinc eugenol + vidrio ionómero	MESIAL	DISTAL	Promedio Mesiodistal
N° de casos	30	30	30
Filtración mín. (mm)	4	3	3,5
Filtración máx. (mm)	8	10	9
Promedio filtración (mm)	5,767	5,833	5,8
Nivel de confianza sup. (95%)	6,223	6,438	6,279
Nivel de confianza inf. (95%)	5,310	5,228	5,321

Tabla II. Promedios de filtración, valores mínimos y máximos para cada grupo, niveles de confianza y desviación estándar.

Para evaluar si existen diferencias significativas de filtración del colorante en los grupos experimentales, los resultados del estudio fueron sometidos a análisis estadístico aplicando el test de Anova de una vía. El resultado obtenido se registra en la tabla III, donde $F = 3,262$ y $P = 0,043$ lo que indicaría que existen diferencias significativas entre los tres materiales de obturación temporal en relación a su capacidad de evitar la filtración de colorante.

Fuente	Suma de los cuadrados	gel	Cuadrado medio	Valor de F	p
GRUPO	17.739	2	8,869	3,262	0,043
Error	236.542	87	2.719		

Tabla III. Análisis de varianza, ANOVA, resultados de la comparación entre los tres grupos.

Los valores de filtración promedio en milímetros y su desviación estándar, para los grupos experimentales A, B y C muestran una distribución mas o menos homogénea, como se observa en el gráfico N° 1 donde se aprecia la menor microfiltración en el grupo con oxido de zinc eugenol y vidrio ionómero como sello coronal.

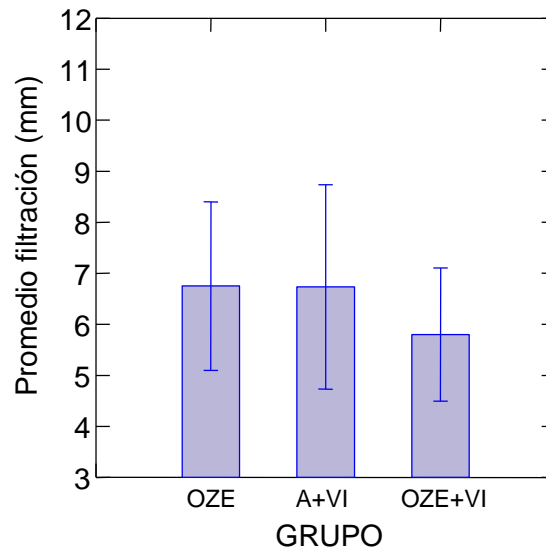


Gráfico 1: Promedio filtración coronal en mm y desviación estándar.

Al rechazar la hipótesis nula H_0 , es decir, existen diferencias significativas entre los diferentes cementos temporales, para determinar cuál cemento es el más impermeable a la microfiltración de colorante, se aplicó el *test estadístico de Turkey*. Los valores obtenidos para P (nivel de significancia) entre el grupo A y B fue de $P = 0,999$, entre los grupos B y C, $P = 0,078$ y finalmente entre el grupo A y C el $P = 0,072$. El test de Turkey no encontró nivel de significancia estadísticamente aceptable ($P < 0,05$) entre los tres grupos, posiblemente porque los tres grupos se encuentran en el límite significativo, $P = 0,043$ y los promedios de filtración se superponen (observar intervalos de confianza al 95%, (tabla II).

Como se aprecia en el Grafico N°1, el grupo C (Oxido de zinc eugenol + Vidrio ionómero) presento valores de filtración levemente menores que los grupos A y B, sin embargo, no se evidencian diferencias significativas.

En el gráfico de cajas N°2, la línea horizontal dentro de cada caja representa la media de la distribución obtenida para cada grupo. Los extremos de las cajas representan los cuartiles superior e inferior de la distribución de filtración (Q_u y Q_L) por lo que dentro de los extremos de la caja se ubica el 50% central de los datos. Esta parte central del gráfico nos permitió ver la **variabilidad** de los datos según la longitud de la caja, donde la mayor variabilidad se observa para el grupo B. La posición de la línea media nos dio una estimación de la tendencia central, y la localización de ésta nos indicó si los datos estaban sesgados. Dicha línea se encontró cerca del cuartil superior en el grupo A, lo que indicaría que posiblemente los datos están sesgados negativamente; y cerca del cuartil inferior en el grupo C, cuyos datos pudiesen estar sesgados positivamente.

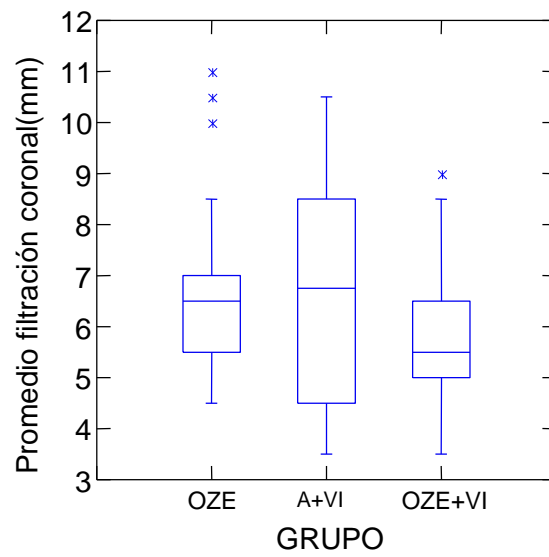


Gráfico 2. Valores promedio de filtración coronal en mm, distribución de valores, mínimos y máximos.

DISCUSIÓN

Muchos investigadores han destacado la importancia de la microfiltración bacteriana, en los fracasos endodónticos, debido a filtración coronaria ^{1,19,20,21}. El objetivo del presente estudio fue comparar la calidad de barrera a la microfiltración coronal, de tres materiales usados como selladores coronarios. Para esto se midió la penetración del colorante, azul de metileno 2% a modo de establecer una correlación con lo que sería la microfiltración de enzimas bacterianas, ya que diversos estudios establecen que la penetración de este colorante remedaría la microfiltración coronaria de las enzimas bacterianas ^{7,14,22,37}.

Muchos son los posibles factores involucrados en la microfiltración coronal, entre éstos se han descrito el grosor del cemento ¹⁰, brechas del relleno endodóntico¹⁰⁸, solubilidad del cemento temporal¹⁰⁹, remoción o no del barro dentinario ³, fuerzas masticatorias¹⁶, cambios térmicos ¹⁵ y efectos de la saliva ¹¹⁰.

Webber R.T. ¹¹¹ establece que 3,5mm es el grosor mínimo de un material de obturación temporal, para cumplir con los requisitos de resistencia y sello adecuado. En este estudio se emplearon los materiales temporales con

espesores de 5 mm., con el propósito de comparar nuestros resultados con otros que emplearon dichos grosores ^{4, 6, 105}.

Se ha demostrado también que los cambios de temperatura en la cavidad oral afectan de manera adversa el sellado marginal, debido a los diferentes coeficientes de expansión térmica del diente y los materiales de obturación temporal ^{15, 90, 111}. En el presente estudio las muestras se sometieron a termociclado con el propósito de relacionar lo que ocurre en boca, con la introducción de alimentos fríos y calientes, y la expansión térmica de los materiales, responsables de las precolaciones y microfracturas que darían lugar a la microfiltración coronal ¹⁵. Se seleccionaron rangos térmicos de 5°C a 55°C, con el fin de comparar nuestros resultados con los de otros estudios ^{105, 49}, sin embargo al validar el sistema de termociclado de dientes en bolsas de polietileno, estos al ubicarse sobre la placa metálica no llegaban a esas temperaturas exactas sino que las temperaturas fueron de 8°C y 52°C (véase Anexo 3) lo cual se aproxima a los valores ideales establecidos por M.S. Gale y B.W. Darvell, quienes no recomiendan temperaturas tan extremas ya que estas no se dan en la realidad oral ¹⁵. El número de ciclos térmicos fue de 500 ya que estos mismos autores estimaron que los ciclos térmicos diarios eran entre 20 a

50, buscando así la equivalencia de ciclos a los que estarían sometidos los dientes por 10 días en la cavidad oral ¹⁵.

Por la complejidad de los ciclos masticatorios, que hacen difícil su reproducción, es muy difícil determinar los efectos de las cargas masticatorias sobre el cemento temporal. La gran limitación de los estudios de microfiltración en endodoncia es la carencia de pruebas diseñadas para someter el material a un stress masticatorio igual que el de la boca. Para simularlo se diseñó una forma de agregar la variable “stress masticatorio” en el experimento, así los dientes obturados se sometieron a un proceso imitador de masticación.

Lo primero fue simular ligamento periodontal con cera, montando los dientes en tipodontos articulados, con material resiliente, bajo cargas de 10 Kgs ^{80,107}. Resulta más propio referirse a este “proceso masticatorio” como *aplicación de cargas verticales*, porque intenta simular el impacto de la masticación sobre los diferentes cementos temporales, pero la complejidad de movimientos y vectores de fuerza generados en el ciclo masticatorio resultan tan complejos de reproducir, que no existe aún una máquina totalmente validada como reproductora fiel de la masticación humana ^{82,85}.

Taylor y col.¹¹³ y Saunders & Saunders ¹¹⁴ han demostrado que la remoción del barro dentinario reduce la microfiltración coronal, independiente de la técnica de obturación radicular empleada. Esto se explica por la penetración de los cementos selladores en los túbulos dentinarios, mejorando la capacidad de sellado de los materiales que sólo contactan con la dentina. En el presente estudio el barro de los conductos se removió aplicando EDTA 17% durante un minuto, se neutralizaron con hipoclorito de sodio 5,25% y luego lavaron con agua destilada.

Los resultados obtenidos mostraron que el óxido de zinc eugenol en conjunto con el vidrio ionómero (Grupo C) dieron menor microfiltración del colorante, con diferencias de 1mm en promedio, comparados con los otros dos grupos. Estos resultados son similares a los obtenidos por Barthel y col.⁶⁹ donde establecen que en conjunto Cavit (la diferencia es que se trata de un óxido de zinc reforzado) + V.I. son más efectivos en reducir la microfiltración coronaria cuando se compararon con V.I. por sí solo y Cavit por sí solo.

El grupo A obturado con óxido de zinc eugenol presentó una filtración promedio de 6,75 mm. Como se mencionó anteriormente, las propiedades de este cemento están sujetas a la relación polvo/líquido de la preparación, que depende de la manipulación del operador ya que no se aplican indicaciones del

fabricante ⁶⁷. Este cemento presenta el mayor tiempo de fraguado lo cual clínicamente es una desventaja que demora su ajuste a la cavidad de acceso, y aumenta el riesgo de solubilidad ^{53,67,115}. El óxido de zinc eugenol, a diferencia del vidrio ionómero y del adhesivo, no adhiere a las paredes dentinarias, por lo que no está indicado en situaciones de escaso remanente dentario; su baja resistencia a la compresión, además, hace que se pierdan cantidades importantes del material bajo las fuerzas masticatorias ^{53,79,115}. Sin embargo, su capacidad de absorción de agua le otorga un alto coeficiente de expansión lineal, permitiendo una buena adaptación del material a las paredes cavitarias ^{53,79}. Otro aspecto relevante es el menor riesgo de fractura corono-radicular del OZE ya que su expansión es de 1,6% en comparación a los OZE libres de eugenol 49% ⁷⁸⁻¹¹⁶.

Las piezas dentarias obturadas con vidrio ionómero y adhesivo (grupo B) presentaron los mayores valores de filtración, con promedio de 6,73 mm. Esto puede explicarse por múltiples factores, el adhesivo Single Bond 2 presenta una baja viscosidad, una técnica de manipulación muy sensible, y su contracción de polimerización reduce su ajuste marginal ⁶⁴. Estos resultados son similares a los obtenidos por Zaia y col.⁶⁸, a diferencia de que en su experimento, un grupo de dientes fue obturado exclusivamente con 2mm de adhesivo, dando como resultado la filtración completa de las muestras, llegando el colorante, en el

100% de ellas, hasta la porción apical, en un periodo de 5 días. En esta experiencia se aplicaron 2 gotas de adhesivo, ya que de acuerdo a Zahia y col.⁶⁸, corresponderían a 2 mm de espesor aproximadamente, cálculo empírico que no logra asegurar la uniformidad de este grosor. Si bien en los últimos años se han desarrollado nuevas generaciones de adhesivos de propiedades hidrofílicas, con mayores valores de adhesión y mejor capacidad de penetración en los túbulos, los valores de adhesión no se pueden extrapolar a lo que ocurre en la dentina radicular de un diente desvitalizado⁶⁴. La dentina de un conducto tratado es un sustrato imperfecto para la adhesión, ya que las fibras colágenas quedan con distintos grados de desnaturalización y microfracturación por disminución de la humedad relativa del tejido⁶⁴. Otro factor que actúa en desventaja del adhesivo es su baja resistencia compresiva, presentando valores significativamente menores a los de otros materiales de obturación temporal, reduciendo así su resistencia a las fuerzas de masticación^{64,68}.

El grupo C que combina primero una capa de óxido de zinc eugenol y luego vidrio ionómero presentó los menores valores de microfiltración coronal (5,8 mm). El mejor sellado obtenido con esta combinación de materiales puede explicarse porque no expone al óxido de zinc eugenol a su solubilidad en la cavidad oral y su mayor coeficiente de expansión lineal le permite un mayor contacto al material con las paredes cavitarias⁶⁷. La propiedad del vidrio

ionómero, de presentar unión íntima, a través de enlaces covalentes y iónicos a la estructura dentaria, y coeficiente de expansión térmica similar al diente, son probablemente las responsables de la menor filtración de colorante. Esta unión lo capacitaría para proporcionar un sello hermético, es decir, reducir la filtración de los líquidos bucales a la interfase cemento-diente. ^{61,62,63.}

Los ionómeros poseen una mayor resistencia mecánica y a la abrasión, por su contenido de partículas más secas, limpias y de menor tamaño con refuerzo de fluoruro de estroncio, lo que disminuye a su vez el potencial de deshidratación y agrietamiento superficial cuando se compara con el óxido de zinc eugenol ⁵⁹. De esta manera un “doble sellado” resulta de gran utilidad clínica porque las fuerzas masticatorias y otros factores pueden afectar la capacidad de sellado de una capa sin alterar la siguiente.

Los estudios que se realicen necesariamente, *in-vitro*, para ser válidos, deben copiar en sus condiciones experimentales los múltiples factores que acontecen *in vivo* y sus resultados serán tanto más válidos cuanto más fielmente las imiten. Al ser este un estudio *in-vitro*, antes de someter las piezas dentarias a cargas verticales, termociclado y colorante, estas fueron incubadas durante 72hrs. en estufa de cultivo a 37°C y 100% de humedad para permitir el

completo fraguado de los cementos. Beckham y col.¹¹⁷, Todd y Harrison ¹¹⁸ establecen la necesidad de que se realicen mas estudios *in-vivo*, ya que la situación en clínica es diferente, donde el material de obturación temporal es colocado directamente en boca y expuesto rápidamente a la cavidad oral, hecho que se debe tener presente al extrapolar las conclusiones de un estudio *in-vitro*.

La microfiltración se evaluó empleando la inmersión en azul de metileno al 2%, por ser este un método simple y de bajo costo que ha demostrado mejores resultados de penetración que la eosina, trazado de radioisótopos, cloruro de calcio con calcio marcado y que la albúmina marcada ^{10,30}. Grossman ¹¹⁹ supone que estudios *in-vivo* arrojarían resultados inferiores de filtración coronaria, porque la viscosidad de una sustancia previene su filtración, y las moléculas proteicas tendrían mayor dificultad para penetrar materiales de obturación temporal que soluciones acuosas como el colorante. Pero, por otra parte, otros autores establecen que el menor tamaño molecular del azul de metileno sería similar al de los productos bacterianos, responsables de patologías periapicales ^{36,37}.

El test de Anova de una vía permite visualizar si existen diferencias significativas de filtración coronal entre los tres grupos, el resultado obtenido de $P < 0.043$ nos indica que existe diferencia significativa entre los tres grupos. Al rechazar la hipótesis nula H_0 , es decir, que existen diferencias entre los cementos temporales empleados, debemos intentar profundizar y ver entre que grupos se encuentra más precisamente dicha diferencia, para así determinar cual cemento es el más efectivo, para esto realizamos una evaluación o *comparación a posteriori* por lo que se aplicó el *test de Turkey*, este test estadístico se aplica cuando la diferencia estadística obtenida es mínima ($P < 0,043$) y el n de los grupos experimentales son similares ¹⁰⁸. Sin embargo, dicho test no logró encontrar diferencias significativas y esto se debió probablemente a que el análisis de varianza encontró una significatividad estadística muy próxima al valor límite $P = 0,47$ y a que los promedios de filtración se superponen (tabla N°2, observar intervalos de confianza al 95%). Si bien no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos cuando estos fueron comparados entre sí de manera independiente a través del test de Turkey, si se podría hablar de una *importancia o significancia clínica*. Como dicen Norman y Steiner ¹⁰⁸; “si bien la significancia estadística es una condición previa para pensar en una consideración de importancia clínica, esta no indica nada acerca de la magnitud real del efecto” ¹⁰⁸. Debemos tener

esto en mente cuando hablamos de un milímetro más, en promedio de filtración coronal, sus implicancias clínicas al momento de realizar la rehabilitación definitiva del diente tratado y el posible fracaso de la rehabilitación debido a este hecho.

CONCLUSIONES

- 1- 100% de las muestras sufrieron filtración de colorante a los 10 días de inmersión.
- 2- Hubo diferencias significativas de sellado entre los grupos experimentales.
- 3- Los dientes obturados con Single Bond 2 + Ketac Molar y aquellos obturados con Oxido de zinc eugenol presentaron mayor filtración coronaria.
- 4- Las obturaciones con oxido de zinc eugenol + Ketac Molar presentaron el menor promedio lineal de filtración coronaria.
- 5- Los controles negativos no presentaron filtración coronaria.
- 6- Los controles positivos filtraron colorante en toda la longitud de su conducto.

Todos los materiales usados para restauración temporal en endodoncia exhiben algún grado de microfiltración marginal, el material ideal parece no existir.

SUGERENCIAS

- De acuerdo a los resultados del estudio, es recomendable colocar un doble material de obturación coronaria, Oxido de zinc eugenol más Vidrio ionómero, con un espesor mínimo de 4 a 5 mm. Se sugieren más estudios para observar si existe una diferencia estadísticamente significativa de esta combinación de materiales al compararlos con otros de uso diario.
- Se sugiere seguir desarrollando un tipo de “simulador de ciclos masticatorios”, que sea accesible y simple de utilizar para medir el impacto de las cargas masticatorias, sobre el sellado marginal de los materiales de obturación.
- Lo óptimo sería establecer un protocolo, a nivel universal, de temperaturas y números de ciclos para el empleo de los termocicladores, de modo que los resultados de los diversos experimentos sean comparables entre sí.
- Se sugiere realizar mas estudios para validar el nuevo método de termociclado en piezas dentarias cuando estas no pueden introducirse en las ranuras de los termocicladores, además de proponer que los estudios

publicados detallen la forma en que realizaron el termociclado de las piezas dentarias cuando este fue llevado a cabo en sus investigaciones.

- Lo ideal sería programar el tratamiento de endodoncia en conjunto con la rehabilitación definitiva para tener un mejor pronóstico en la rehabilitación.

RESUMEN

El objetivo del presente estudio fue comparar la calidad de barrera a la microfiltración, *in vitro*, de tres materiales usados como selladores coronarios. Se seleccionaron 100 dientes humanos, con conducto único y recto, cuyas cavidades de acceso y conductos se prepararon de manera estandarizada. Todos los conductos se obturaron con gutapercha y Topseal™, y luego se dividieron aleatoriamente en 5 grupos de acuerdo al tipo de restauración coronal a recibir; 3 grupos de 30 dientes cada uno, uno con Óxido de Zinc Eugenol 5 mm. de espesor, otro con 2mm de adhesivo ScotchBond 2 + 3mm de vidrio ionómero y un tercer grupo con 2mm de OZE + 3mm de vidrio ionómero. En 10 dientes no se colocó ningún material de obturación coronal, 5 de ellos fueron completamente barnizados (control negativo), incluido su acceso coronario. Los 5 dientes restantes fueron barnizados exceptuando el acceso coronario (control positivo). Todas las muestras fueron articuladas en un tipodonto donde se les aplicaron 500 cargas verticales, para luego someterlas al termociclado durante 500 ciclos (5°- 55°C). Las muestras fueron completamente barnizadas, excepto 1mm alrededor del acceso coronario, para ser posteriormente inmersas en azul de metileno al 2%, durante 10 días, para determinar filtración. Las muestras fueron luego seccionadas y se registro en

milímetros la penetración lineal del colorante. Los controles positivos exhibieron un 100% del conducto infiltrado, mientras que el control negativo no presentó filtración. Existió una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a la micro filtración del colorante entre los tres materiales de restauración temporal ($P = 0,043$), pero no se encontró significancia estadística al comparar los grupos de manera individual entre sí. Todos los materiales se infiltraron en mayor o menor grado a los 10 días de inmersión en colorante.

BIBLIOGRAFÍA

1. Sjögren U, Hagglund G, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long term results of endodontic treatment. *J. Endod.* 1990; 16: 498-504.
2. Kleitches AJ, Lemon RR, Jeansonne BG. Coronal microleakage in conservatively restored endodontic access preparations. *J. Tenn. Dent. Assoc.* 1995 (1): 31- 35.
3. Vivacqua-Gomes N., Ferraz C.C.R., Gomes B., Zaia A., Texeira F. & Souza-Filho F. Influence of irrigants on the coronal microleakage of laterally condensed gutta-percha root fillings. *Int. Endod. J.* 2002 Sep;35 (9):791-5
4. Zmener O., Pameijer C.H., Macri E. Evaluation of the apical seal in root canals prepared with a new rotary system and obturated with methacrylate based endodontic sealer: an in vitro study. *J. Endod.* 2005 ; 31 (5): 392-5.
5. Nielsen C.J, Shahmohammadi K. The effect of mesio-distal chamber dimension on access preparation in mandibular incisors. *J. Endod.* 2005 Feb (2): 88-90.
6. Tewari S. Tewaru S. Assessment of coronal microleakage in intermediately restored endodontic access cavities. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol .Endod.* 2002; 93: 716-9.
7. Trope M, Chow E, Nissan R. In vitro endotoxin penetration of coronally unsealed endodontic treated teeth. *Endod. Dent. Traumatol.* 1995; 28:12-8.

8. Sheng-Fang Pai, Shue-Fen Yang, Wen-Li Sue, Ling - Huey Chueh, and Eric M. Rivera, Microleakage between endodontic temporary restorative materials placed at different times. *J. Endo.* 1999; 25, (6): 453-456.
9. Madison S, Wilcox LR. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part III; In vivo study. *J. Endo.*1988;14: 455-8.
10. Heling I Gorfil C., Slutzky H., Kopolovic K., Zalkind M., Slutzky-Goldberg. Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. *J. Prosthet. Dent.* 2002 Vol. 87 Jun; (6): 674-8.
11. Karapanou V, Vera J, Cabrera P, White RR, Goldman M. Effect of immediate and delayed post preparation on apical dye leakage using two different sealers. *J. Endo.* 1996; 22: 581-5.
12. Swanson K. and Madison S., An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *J. of Endo.* 1987 Vol. 13(2); 56-59.
13. T. Dammanaschke, Steven D, M. Kaup & Heinrich Reiner K. Long term survival of root-canal-treated teeth: a retrospective study over 10 Years. *J. Endod.* 2003 29 (10); 638-643.
14. Boussetta F., Bal S., Romeas A., Boivin G., Magloire H., Farge P. In vitro evaluation of apical microleakage following canal filling with coated barrier

system compared with lateral and thermomechanical gutta-percha condensation techniques. *Int. Endo. J.* May 2003 (5);367-71.

15. M.S.Gale, B.W. Darvell Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J. of Dentistry* 1999;27; 89-99.
16. Heintze S.D. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent. Mater.* 2006; 22 ; 712-734.
17. Lynch C.D, Burke FM, Ni Riordain R, Hannigan A. The influence of coronal restoration type on the survival of endodontically treated teeth. *Eur. J .Prosthodont. Restor .Dent.* 2004 ;12(4):171-6.
18. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J. Prosthet. Dent.* 2005 : 93(2):164 –70.
19. Ricucci D, Grondahl K, Bergenholtz G. Periapical status of root filled teeth exposed to the oral environment by loss of restoration or caries. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2000; 90:354-9.
20. Tronstad L., Asbjornsen K., Doving L., Pedersen I., Eriksen H.M. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod. Dent. Traumatol.* 2000; 16(5): 218-21.
21. Marshall F.J., Massler M. The sealing of pulpless teeth with radioisopes. *J.Dent. Med.* 1961; 16: 172 – 84.

22. Nasrin Roghanizad and Jefferson J. Jones. Evaluation of coronal microleakage after endodontic treatment. *J. Endod.* 1996, 22 (9) 471-473.
23. Gomes BP, Sato E, Ferraz CC, Teixeira FB, Zaiar AA, Souza-Filho FJ. Evaluation of time required for recontamination of coronally sealed canals medicated with calcium hydroxide and chlorhexidine. *Int. Endod. J.* 2003 Sep; 36(9):604-9.
24. Hung Chang M. Sellado coronal endodontico: materiales intermedios. www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_31.htm
25. Imura N, Otani SM, Campos MJ, Jardim Junior EG, Zuolo M. L. Bacterial penetration through temporary restorative materials in root-canal-treated teeth in vitro. *International Endodontic J.* 1997 Vol. 30.:381-385.
26. Salehrabi, DDS, Rotstein, DDS. Endodontic treatment outcomes in a large patient population in the USA: an epidemiological study. *J. of Endo* 2004, 30(12); 846-850.
27. American Association of Endodontists Glossary contemporary terminology for endodontics. 6^o Edition. Chicago 1998:37.
28. Alves J, Walton R, Drake D. Coronal leakage: endotoxin penetration from mixed bacterial communities through obturated, post prepared root canals. *J. Endod.* 1998;24:587-91.

29. Khayat A, Lee S.J, Torabinejad M. Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals. *J. Endod.*1993; 19:458-61.
30. Tanomaru-Filho M, Polisel-Neto A, Leonardo MR, Silva L, Tanomaru J, Ito I. Methods of experimental induction of periapical inflammation. Microbiological and radiographic evaluation. *Int. Endod. J.*2005 38(7); 477-82.
31. Torabinejad M, Rastegar AF , Kettering JD. Bacterial leakage of Mineral Trioxide Aggregate as a root end filling material. *J. of Endo.*1995; 21: 109-112.
32. Ray H. & Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical of the root filling and the coronal restoration. *International Endodontic J.* Vol. 28. 1995:12-18.
33. Bates CF, Carnes DL, Del Rio CE. Longitudinal Sealing Ability of Mineral Trioxide Aggregate as a Root-End filling material. *J. of Endo.*1996, 22 (11): 575-578.
34. Yatsushiro JC, Baumgartner, JS Tinkle. Longitudinal Fluid Conductance Study of two root-end filling materials. *J. of Endo.* 1997; 23: 258-259.
35. H.L Adamo, R. Buruiana, L. Schertzer & R.J Boylan. A comparison of MTA, super EBA, composite and amalgam as root-end filling materials using a bacterial microleakage model. *Int. Endo. J.*, 1999; 32: 197-203.

36. Mortensen DW, Boucher NE. A method of testing marginal leakage of dental restoration with bacteria. *Journal of Dental Research* 1968;44: 58-63.
37. Spangberg, L.S. Endodontics in the era of evidence-based practice. *Oral. Surg. Oral. Med. Oral. Pathol. Oral. Radiol. Endod.* 2003; 96(5): 517-8.
38. Hoen Michael M., and Pink Frank E. Contemporary endodontic retreatments: an analysis based on clinical treatment findings. *J. Endod.* 2002; 28(12): 834- 836.
39. Lin L., Rosenberg P., Lin J. Do procedural errors cause endodontic treatment failure? *JADA*, 2005 Vol.136; 187-193.
40. Lazarski MP., Walker WA., Flores CM., Schindler WG., Hargreaves KM. Epidemiological evaluation of the outcomes of nonsurgical root canal treatment in a large cohort of insured dental patients. *J. of Endo.* 2001;27:791-6.
41. Rotstein I. , Salehrabi R. & Forrest J. Endodontic treatment outcome: survey of oral health care professionals. *J. of Endo.* 2006; 32(5); 399-403.
42. Barkhordar R. y Stark M. Sealing ability of intermediate restorations and cavity design used in endodontics. *Oral Surg.Oral Med.Oral Pathol.* 1990 Vol. 69. N° 1.:99-101.
43. Pickard H. *Manual de operatoria dental.* Editorial El manual moderno. México. 1987:84-85.

44. Torabinejad M, Ung B, y Kettering J. In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J. of Endo.* 1990; 16(12) :566-569.
45. Walton R, y Torabinejad M *Endodoncia. Principios y práctica* 2^o Edición. Messer H, y Wilson P. Preparación para restauración y colocación de cemento temporal. Editorial McGraw-Hill Interamericana. 1997;279-296.
46. Uctash M.B. and Tinaz A.C. Microleakage of different types of temporary restorative materials used in endodontics. *J. of Oral Science*, 2000;42(2); 63-67.
47. Shindo K., Kakuma Y, Ishikawa H, Kobayashi C, Suda H. The influence of orifice sealing with various filling materials on coronal leakage. *Dent. Mater. J.* 2004; 23 (3): 419-23.
48. Ochoa C., Rojas A., Estevez M. Una opción de selle coronal temporal. Artículos de revisión – Facultad de Odontología P.U.J. www.javeriana.edu.co/academiappgendoncia/i_a_revision15.html
49. Nup C, Boylan R, Bhagat R, Ippolito G, Ahn SH, Erakin C, Rosenberg PA. An evaluation of resin-ionomers to prevent coronal microleakage in endodontically treated teeth. *J. Clin. Dent.* 2002; 11(1): 16-19.
50. Maerki HS Jr, Huget EF, Vermilyea SG, de Simon LB. Stress relaxation of interim restoratives. *Oral Surg.* 1979; 47(5):479-481 .

51. Goldberg F. Soares I. Endodoncia técnica y fundamentos. Editorial Médica Panamericana. Argentina. 2002:181-192.
52. Craig, O'Brien W. Dental Materials and Their Selection. 2nd Edition 1997 Quintessence Publishing Co, Inc.
53. Craig R, O'Brien W, Powers J. Materiales Dentales, Propiedades y manipulación, 6^a Edición, 1996 Mosby/Doyma Libros S.A.
54. Norman R. D., Swartz M. L., Phillips R. W., and Virmini R. A comparison of the intraoral disintegration of three dental cements. J. Amer. Dent. Assoc., 78(4): 777-782, 1969.
55. Brauer G. M., McLaughlin R., and Huget E. F. Aluminum oxide as a reinforcing agent for zinc oxide-eugenol-o-ethoxybenzoic acid cements. J. Dent. Res. 1968, 47(4): 622-628,
56. Civjan, S., and Brauer, G. M. Physical properties of cements, based on zinc oxide, hydrogenated rosin, o - ethoxybenzoic acid, and eugenol. J. Dent. Res. 1964,43(2):281- 299.
57. Phillips R, Skinner E. The Science of Dental Materials 6th Edition, W.B.Saunders Company O'Brien

58. Peutzfeld A, Amussen E. Influence of eugenol-containing temporary cement on bonding of self-etching adhesives to dentin. *J. Adhes. Dent.* 2006; 8(1): 31-4.
59. Ochoa C, Rueda K, Pulido E. Utilización del ionómero de vidrio como material de obturación coronal temporal.
www.javeriana.edu.co/academiapgendodoncia/i_a_revision07.html
60. Torres Jaime. Fundamentos modernos en la práctica diaria con sistemas poliméricos. 2001; 99 – 105.
61. Bader M., Astorga C., Baeza R., Ehrmantraut M., Villalobos J. *Biomateriales Dentales Tomo I y II. 1ª Edición*, 1996 Santiago, Universidad de Chile.
62. Onose, H. Properties and characteristics. Section 1: Physical and mechanical properties. In S. Katsuyama, T. Ishikawa, and B. Fujii (eds.) *Glass Ionomer Dental Cement - The Materials and Their Clinical Use*. St. Louis: I Shiyaku EuroAmerica, Inc. Publishers, 1993.
63. Cattani-Lorente, M-A., Godin, C., and Meyer, J.M. Early strength of glass ionomer cements. *Dent. Mater.* 1993; 9:57-62.
64. Henostroza, Gilberto, Maio. *Adhesión en Odontología Restauradora. Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales (ALODYB)*.

65. Terata R, Nakashima K, Kubota M. Effect of temporary materials on bond strength of resin-modified glass-ionomer luting cements to teeth. *Am. J. Dent.* 2000;13(4):209-11.
66. Leirskar J, Nordbo H. The effect of zinc oxide-eugenol on the shear bond strength of a commonly used bonding system. *Endod. Dent. Traumatol.* 2000 :16(6):265-8.
67. Pashley EL, Tao L, Pashley DH. The sealing properties of temporary filling materials. *J. Prosthet. Dent* 1988 Sep; 60(3): 292 – 7.
68. Zahia A., Nakagawa R., De Quadros Y., Gomes B., Ferraz C., Teixeira F.B and F.J. Souza-Filho. An in vitro evaluation for four materials as barriers to coronal microleakage in root-filled teeth. *Int. Endo. J.* 2002; 729-734.
69. Barthel CR, Strobach A, Briedigkeit H, Gobel UB, Roulet JF. Leakage in roots coronally sealed with different temporary fillings. *J. of Endo.* 1999; 25 (11); 731-734.
70. Deveaux E. Hildelbert P, Neut C, Boniface B, Romond C. Bacterial microleakage of Cavit, IRM, and TERM. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 1992; 74 (5):634-643.
71. Pisano D., DiFiore Peter, McClanahan, Lautenschlager & Duncan J.L. Intarorifice sealing of gutta-percha obturated root canals to prevent coronal microleakage. *J. Endod.* 1998,24 (10); 659-662.

72. Sauaia T, Gomes B, Oinheiro E, Zaia AA, Ferraz C, Souza-Filho F. Microleakage evaluation of intraorifice sealing materials in endodontically treated teeth. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 2006 102(2); 242-6.
73. Barrieshi-Nusair, Hammad HM. Intracoronar sealing comparison of mineral trioxide aggregate and glass ionomer. *Quintessence Int.* 2005 Jul-Aug 36(7-8): 539-45.
74. Tselnik M, Baumgartner JC, Marshall JG. Bacterial leakage with mineral trioxide aggregate or a resin-modified glass ionomer used as a coronal barrier. *J. Endod.* 2004 30 (11): 782-784.
75. Marquis V, Dao T, Farzaneh Abitbol S. & Friedman. Treatment outcome in endodontics: The Toronto study. Phase III: Initial treatment. *J. Endod* 2006 32(4); 299-306.
76. Jacquot B, Panighi MM, Steinmetz P, G`Sell C. Evaluation of temporary restorations microleakage by means of electrochemical impedance measurements. *J. of Endo.* 1996; 22.(11):586-589.
77. Zaia A., Nakagawa R., De Quadros Y., Gomes B., Ferraz C., Teixeira F.B and F.J. Souza-Filho. An in vitro evaluation for four materials as barriers to coronal microleakage in root-filled teeth. *Int. Endod. J.* 2002; 729-734.
78. Gilles J, Huget EF, Stone RC. Dimensional stability of temporary restoratives. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1975 Dec 40 (6):796-800.

79. Phillips - Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales, de Phillips. Editorial McGraw-Hill Interamericana. México. 1996:36,549-580.
80. A. Manns, G. Díaz Sistema Estomatognático. Facultad de Odontología, Universidad de Chile. 1983.
81. Stappert C., Ummuhan O., Gerds T., Strub J. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. J. of Prosthet. Dent. Aug. 2005; 94(2): 132-39.
82. Schindler H.J., Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures -a clinical- experimental study. J. Prosthet. Dent. 1998; 80:330-6.
83. Lassauzay C, Peyron MA, Albuissou E, Dransfield E, Woda A. Variability of the masticatory process during chewing of elastic model food. Eur.J.Oral Sci. 2000 ,108(6):484-92.
84. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. Clin. Oral Invest. 2001; 5:63-8.
85. Yeh CK, Johnson DA, Dodds MW, Sakai S, Rugh JD, Hatch JP. Association of salivary flow rates with maximal bite force. J.Dent.Res. 2000; 79:1560-5.

86. Yap A.U., Teoh S.H., Chew C.L. Effects of cyclic loading on occlusal contact area wear of composite restoratives. *Dent. Mater.* 2002; 18:149-158.
87. Braga R., Condon J., Ferracane J. In vitro wear simulation measurements of composite versus resin-modified glass ionomer luting cements for all-ceramic restorations. *J. of Esthetic and Restorative Dentistry* 2002;14:368-76.
88. Barkmeier WW, Latta MA, Erickson RL, Lambrechts P. Comparison of laboratory and clinical wear of resin composites. *Quintessence Int.* 2004; 35:269-74.
89. Seligman DA, Pullinger AG, Solberg WK. The prevalence of dental attrition and its association with factors of age, gender, occlusion, and TMJ pathomatology. *J. Dent. Res.* 1988;67: 1323-33.
90. Brown WS, Jacobs HR, and Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J. Dent. Res.*, 1972; 51: 461-467.
91. Wendt S.L., McInnes P.M., Dickinson G.L. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent. Mater.* 1992;8: 181-184.
92. Dikjen J.W. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow up. *J. Dent.* 2000;28: 299-306.
93. Spierings TAM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. Verification theoretical modeling of heat transmission in teeth by in-vivo experiments. *J. Dent. Res.*, 1987;66: 1336-1339.

94. Harper RH ,Schnell RJ, Swartz ML, Phillips RW. In vivo measurements of diffusion through restorations of various materials. *J. Prosthet. Dent.*, 1980; 43: 180-185.
95. Lloyd BA, McGiney MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. *J. Dent. Res.*, 1978;57:571-582.
96. Pallav P, Werner A., Davidson CL Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions. *J. Prosthet. Dent* 1988; 59:426-29.
97. Harashima I, Uzawa T, Hirasawa T. A new method for the assessment of marginal sealability of dental restorations. *Dent. Mater.* 1992;11: 150-157.
98. Kim JY, Takahashi Y, Kito M, Morimoto Y. Semi-quantitative analysis of early microleakage around amalgam restorations by fluorescent spectrum method: a laboratory study. *Dent. Mater.* 1992; 11: 150-157.
99. Arcoria CJ, Fisher MA, Wagner MJ. Microleakage in alloy- glass ionomer lined amalgam r5estorations after thermocycling. *J. Oral Rehab.*, 1991; 18: 9 – 14.
100. Chan MFWY, Glyn-Jones JC A comparison of four in vitro marginal leakage tests applied to tooth surface restorations. *J. Dent* .1992; 20: 55-58.

101. Krejci L, Lutz F Mixed class V restorations: the potential of a dentine bonding agent. J. Dent., 1990;18:263-270
102. Mandras RS, Retief DH, Russell CM. The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of scotchbond 2 dentinal bonding system. Dent. Mater., 1991;7 :63-67.
103. Rigsby D, Retief D, Russell C, Bidez M. The effect of axial load and temperature on microleakage of resin restorations. Amer. J. Dent. 1992;5: 155-159.
104. Momoi Y, Iwase H, Nakano Y. Gradual. Increase in marginal leakage of resin composite restorations with thermal stress. J. Dent. Res. 1990; 69: 1659-1663.
105. Noguera A., and McDonald N.J. A comparative in vitro coronal microleakage study of new endodontic restorative materials. J. of Endod. 1990 ;16 (11): 523-7.
106. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 1971; 32(2):271-5.
107. Domeyko A, Romo F, Marín A. Estudio *in vitro* del movimiento del diente pilar en prótesis de complementación de extremo libre bilateral con distintos grados de soporte óseo. Trabajo investigación para optar al título de cirujano dentista. 1982. Depto de Rehabilitación, Esc. Odontología, Universidad de Chile.

108. Norman y Steiner, Bioestadística. 1996 Mosby/Doyma Libros, S.A.
109. Magura ME., Kafrawy AH, Brown CE Jr. , Newton CW. Human saliva coronal leakage in sealed root canals; an in vitro study. J. of Endo. 1991; 324-331.
110. Saunders WP, Saunders E.M. Assessment of leakage in the restored pulp chamber of endodontically treated multirroted teeth. Int. Endo. J. 1990; 28-33.
111. Uranga A, Blum JY, Parahy E. Prado C A comparative study of four coronal obturation materials in endodontic treatment. J. of Endo. 1999; 178-80.
112. Webber R.T. Sealing quality of temporary filling materials. Oral Surg. 1978;46; (1) 123-130.
113. Taylor JK, Jeannsonne BG, Lemon RR. Coronal leakage effects of smear layer, obturation technique and sealer. J. of Endod. 1997; 508-12.
114. Saunders WP, Saunders E.M. Influence of smear layer on the coronal leakage of Thermafil and laterally condensed gutta-percha root fillings with a glass ionomer sealer. J. of Endo. 1994; 155-8.
115. A.Tamse, A.Ben Amar, and A.Grover. Sealing properties of temporary filling materials used in endodontics. J. of Endod. 1982; 8 (7); 322-25.

116. S.Acosta Prof., Sepulveda V, Estudio comparativo in vitro de cambios dimensionales experimentados por cementos temporales coronarios. Universidad de Chile 2005, Escuela de Graduados Endodoncia.
117. Beckham BM, Anderson RW , Morris CF. An evaluation of three materials as barriers to coronal microleakage in endodontically treated teeth. J. of Endod. 1993 ; 388-91.
118. Todd, MJ and Harrison JW. An evaluation of the immediate and early sealing properties of Cavit. J. of Endod. 1979: 5(12); 362-67.
119. Grossman IJ. A decade of endodontic progress. Int. Endod. J. 1984 Jul; 17(3):100-5.

ANEXO 1

Material Biológico:

- 100 dientes unirradiculares, conservados en saliva artificial. (Farmacia Reccius™)

Material clínico:

- Material de protección (guantes, mascarilla, lentes)
- Ultrasonido
- Curetas para la limpieza de las muestras.
- Solución de saliva artificial (farmacia Reccius™)

Material para la trepanación, instrumentación, irrigación y obturación:

- Hipoclorito de sodio 5,25% para la irrigación.
- EDTA 17%
- Suero fisiológico
- Jeringas de irrigación monojet.
- Limas K del 15 al 40 de 25 mm (Dentsply, Maillefer®).
- Limas Protaper (Dentsply, Maillefer®).
- Motor ATR Técnica (Automatic Torque Reduction) NSK®
- Fresas de redondas de carbide y diamante (0,14).
- Conos de gutapercha (Dentsply, Maillefer®).
- Cemento Topseal (Dentsply, Maillefer®).
- Atacadores.
- espaciadores Nº 20 - 30 – 40 (Dentsply, Maillefer®).
- sonda periodontal Carolina del Norte (Hu-Friedy®)
- Cemento de óxido de Zinc eugenol.
- Ketac Molar (3M ESPE®).
- Vaselina.
- Ácido fosfórico 37% y adhesivo Single Bond 2 (Scotchbond 3M® St.Paul,MN, USA).
- Tipodonto 860 con encía suave, Dentoform, Columbia®
- Material para tinción de muestras: barniz de uñas, agua destilada, azul de metileno 2%.
- Estufa de cultivo.
- Material para la medición de la filtración radicular: microscopio Estereoscópico 10X.
- Termociclador PTC-100™ Programmable Thermal Controller, MJ Research, Inc.
- Análisis estadístico computacional Systat II

ANEXO 2

La técnica de S.W. Schneider¹⁰⁶ consiste en medir el ángulo radicular sobre la radiografía de la siguiente manera:

- Se traza una recta por el centro del conducto, paralela al eje principal.
- A continuación se traza una segunda recta que debe ir desde el ápice de la raíz hasta la recta trazada anteriormente intersectándola justo en el punto donde el canal cambia su dirección axial.
- El ángulo que se forma es el radicular, luego de obtenerlo se mide con transportador para determinar en grados la curvatura.
- Según la técnica el conducto es recto cuando tiene 5° o menos de curvatura, tiene una curvatura moderada si el ángulo radicular es de 10° a 20° y si el ángulo radicular es de 25° a 70° la curvatura es pronunciada.

ANEXO 3

Para la validación de este nuevo método de termociclado en piezas dentarias, se seleccionaron 30 dientes unirradiculares que se incluyeron en una bolsa de polietileno de 8 x 10 cms. sumergidas en 20 cc de agua destilada, la bolsa fue doblemente sellada con selladora eléctrica de calor. Se sometieron éstas piezas dentarias a 3 ciclos de térmicos que se iniciaron desde los 5°C hasta los 55°C, una vez alcanzada cada temperatura extrema ésta se mantenía durante 30 segundos y luego se realizaba un período de reposo de 15 segundos a 37°C entre las dos temperaturas extremas. Cuando el termociclador alcanzó los 5°C, una vez transcurridos los 30 segundos, el ciclo se mantuvo en *pausa* y se midió la temperatura alcanzada en el interior de la bolsa con un termómetro de laboratorio previamente calibrado (Luft®), estableciéndose que la temperatura alcanzaba los 8°C en cada ocasión (Tabla IV). Este mismo procedimiento se realizó cuando el termociclador indicaba 37°C tras 15 segundos de alcanzada la temperatura y 55°C después de 30 segundos de mantención de dicha temperatura, obteniéndose como resultado en cada ocasión, 34°C y 52°C respectivamente (Tabla IV). Cada vez que se midió la temperatura se perforó la bolsa por lo que ésta debió sellarse nuevamente, con la selladora eléctrica de calor.

Nº de ciclo térmico	5° C (a los 30 segundos de alcanzar la temperatura)	37° C (a los 15 segundos de alcanzar la temperatura)	55° C (a los 30 segundos de alcanzar la temperatura)
1^{er} ciclo	8° C	34° C	52° C
2^{do} ciclo	8° C	34° C	52° C
3^{er} ciclo	8° C	34° C	52° C

Tabla IV. Resultados obtenidos al someter 30 pzas. dentarias unirradiculares a tres ciclos térmicos en máquina de termociclado PTC-100™ Programmable Thermal Contoller, MJ Research, Inc.

Como se puede apreciar la temperatura alcanzada, en el agua destilada, dentro de la bolsa de polietileno con 30 piezas dentarias siempre presentó una diferencia de 3°C de acuerdo a lo programado en la máquina de termociclado.

Posteriormente se repitió el procedimiento pero en esta ocasión con las piezas del grupo control (5+5), en conjunto con el grupo de 30 dientes, y los resultados obtenidos fueron similares, es decir 3° C de diferencia, por lo que no afecta si se agregan más dientes al termociclador.

ANEXO 4

Nº pieza dentaria	Oxido de Zn eugenol		V.I.+Oxido de Zn eugenol	de Zn Eug	V.I + A	
	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal
1	7	7	6	8	6	6
2	7	7	5	5	7	6
3	5	6	8	10	8	6
4	5	6	7	5	6	5
5	10	10	8	7	6	6
6	7	6	7	5	6	3
7	6	6	4	3	7	5
8	5	5	4	5	8	9
9	4	5	5	6	4	3
10	6	6	6	7	8	10
11	8	8	5	6	7	5
12	6	6	5	5	8	10
13	7	8	6	7	4	4
14	6	7	5	6	7	8
15	7	7	4	5	9	9
16	5	5	6	8	9	9
17	7	7	6	4	9	12
18	6	6	4	4	8	8
19	9	8	7	5	5	4
20	5	5	7	7	9	9
21	9	12	8	9	5	4
22	6	6	6	5	8	7
23	7	7	5	5	5	4
24	7	7	7	8	8	7
25	13	9	5	6	4	4
26	9	7	7	5	8	7
27	5	5	5	6	8	9
28	6	8	5	4	4	4
29	5	5	5	5	6	6
30	7	6	5	4	9	9
Sumatoria	202	203	173	175	206	198
Promedio	6,73	6,76	5,76	5,83	6,86	6,6

Tabla V. Resultados de filtración con lupa electrónica + fotografía digital