



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“EVALUACIÓN DE MATERIALES ESTÉTICOS PARA LA
RESTAURACIÓN DE LESIONES CERVICALES”**

TESISTA:

OD. CLAUDIA ESTELA BONNIN.

CÓRDOBA, 2008



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**“EVALUACIÓN
DE MATERIALES ESTÉTICOS
PARA LA RESTAURACIÓN DE
LESIONES CERVICALES”**

**Borrador del Trabajo de Tesis para optar al Título de
Doctor en Odontología.**

**Odontóloga
Claudia Estela Bonnin
2008**

INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN

Basados en las experiencias clínicas, la mayoría de los profesionales en el mundo occidental coincide que la presencia de lesiones primarias en superficies oclusales y proximales ha disminuído sustancialmente.

La frecuencia de lesiones primarias o secundarias a lo largo del margen gingival vestibular ha ido aumentando, particularmente en el grupo etario de la tercera edad; las causas de este fenómeno se deben a la confluencia de tres factores : ⁽⁴⁴⁻⁷⁷⁾

- a. Incremento de la incidencia de recesiones gingivales.
- b. Aumento del período de permanencia de los dientes en boca.
- c. Mayor expectativa de vida de la población.

La incidencia de lesiones dentarias cervicales, ya sean cariogénicas o no cariogénicas (erosión, abrasión, abfracción), es frecuente y oscila del 41% al 90% en personas entre 31 y 65 años de edad. La severidad se incrementa claramente con la edad y se traduce en pérdida de la estructura dentaria en el área cemento-adamantina, no sólo por caries sino también por una serie de factores etiológicos no cariogénicos y sus posibles interacciones.

La etiología de las lesiones no cariosas obedece a un proceso multifactorial basado en teorías de erosión química, desgaste abrasivo y/o la influencia de los componentes de la oclusión, principalmente los excéntricos y laterales que producen tensiones compresivas y traccionales, comprometiendo el éxito clínico de la restauracion ⁽⁶⁷⁻⁷¹⁾. En cuanto a su morfología y extensión varían considerablemente según las diferentes etiologías y éstas, difieren no sólo de paciente a paciente, sino de lesión a lesión en la misma cavidad bucal.

Según Grippo (1992), cabe el interrogante si sería mejor “ignorar o restaurar” las lesiones cervicales no cariosas. Muchas lesiones de este tipo, cuando son superficiales, pueden simplemente ser tratadas eliminando el factor etiológico y la sensibilidad mediante soluciones o barnices fluorados, cambio de dentífrico, placas oclusales para disminuir el stress causado por el bruxismo y sus secuelas, etc. Sin embargo, cuando avanzan en profundidad u extensión, las resinas compuestas o los ionómeros vítreos son usualmente el tratamiento de elección por varias razones como: hipersensibilidad, refuerzo de la estructura dentaria remanente, mejoras en la estética y mantenimiento de la higiene oral, prevención de ulterior reducción del diente y lo más importante, una disminución en la concentración de stress y flexión, que en caso contrario podrá provocar la fractura del diente e inevitable compromiso pulpar.⁽⁴⁶⁾

En base al advenimiento de materiales estéticos fundamentalmente de base orgánica, con mayor resistencia al desgaste, mejores características de pulido, propiedades cariostáticas, adhesión específica a la estructura dentaria y sistemas adhesivos de última generación, se dispone en la actualidad de una serie de materiales alternativos para restaurar lesiones cervicales.

En lesiones cervicales no cariosas es fundamental un preciso diagnóstico, determinar el factor etiológico, analizar la apariencia clínica de la lesión, establecer un plan de tratamiento y correcta selección del material, para lograr un adecuado comportamiento clínico de la restauración.⁽⁷⁵⁾

La problemática que plantea la variabilidad etiológica de éstas lesiones y el avasallador progreso en el campo de la investigación, desarrollo tecnológico y

comercialización de una amplia gama de productos para la restauración de las mismas, sumado a las exigencias estéticas de los pacientes y a la necesidad de establecer un esquema terapéutico conservador, preventivo y puntual fué lo que motivó la realización del presente trabajo.

OBJETIVO GENERAL

Estudiar el comportamiento in vitro de seis materiales estéticos alternativos, para la restauración de lesiones cervicales no cariosas, en base a ciertas propiedades físicas y mecánicas que deberían reunir; con el fin de determinar el más aconsejado de acuerdo a la etiología de la lesión y su eventual transferencia clínica.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Establecer la resistencia de los materiales experimentales a la disolución ácida.
2. Evaluar in vitro la resistencia al desgaste de los distintos materiales, en base a la sustancia abrasiva y condición experimental empleada, simulando la situación clínica.
3. Determinar los valores correspondientes a módulo de elasticidad.

**RESEÑA HISTÓRICA
Y ANTECEDENTES
BIBLIOGRÁFICOS**

II. RESEÑA HISTÓRICA Y ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS

II. A. GENERALIDADES

La clásica clasificación de Black engloba las lesiones que se ubican en el tercio gingival por vestibular, palatino o lingual de todas las piezas dentarias, como lesiones del tercio cervical.

Actualmente es más adecuado clasificarlas dentro de las ubicadas en el tercio gingival de las caras libres de las superficies lisas del diente. A su vez, se dividen en: a) lesiones con pérdida de sustancia de **origen microbiano**, es decir, por caries o b) lesiones de **origen no microbiano** o **no cariosas**, es decir, abrasiones, erosiones y abfracciones o sus combinaciones.⁽⁴⁴⁾

La **caries** es la causa principal que generalmente se desarrolla con rapidez en lugares que permiten el depósito de la placa bacteriana, donde se reproduce principalmente el *streptococcus mutans* que, a partir de un pH ácido, convierte la sacarosa en ácido láctico. Comienza así la desmineralización convirtiéndose luego en una lesión cavitada. El conocimiento de la etiopatogenia de la caries está claro y se enmarca como enfermedad multifactorial; sus características varían según las estructuras histológicas involucradas y, específicamente en el tercio gingival, del espesor y la composición del cemento y tejido adamantino.⁽⁶⁷⁾

Las **lesiones cervicales no cariosas** son la pérdida patológica de la estructura dentaria localizada en el límite amelo-cementario (LAC), y no responden a una etiología bacteriana.

La pérdida de la estructura dentaria fisiológica en un año es de 20 a 38 μm ; superados estos valores se consideran pérdidas patológicas.⁽¹⁵⁾

Según Lanata, 2003⁽⁴⁴⁾ que las lesiones de clase del tercio gingival, son las que en la actualidad, y más aún en el futuro, el odontólogo deberá tratar con mayor frecuencia, debido a que las piezas dentarias permanecen más tiempo en la boca de los pacientes, muy probablemente toda la vida.

La presencia de este tipo de lesiones está en constante aumento, motivo por el cual deben comprenderse muy bien su etiología y las características específicas de cada una de ellas para obtener éxito en la restauración.⁽²⁷⁾

II.A.1. Erosiones

Las erosiones tienen como agente etiológico la **disolución química** de los tejidos duros del diente producida por ácidos.⁽⁷⁷⁾ Como por ejemplo fuertes ácidos libres de hidratos de carbono, factores salivales, bebidas sin alcohol, regurgitación del ácido gástrico, bulimia, medicamentos con ácido y con hierro y factores ocupacionales tales como el contacto con gases ácidos.

Las erosiones ácidas destruyen la estructura dental en un área grande sin ángulos agudos y principalmente ataca y desintegra el esmalte dental (por ser el tejido más calcificado). El ácido disuelve los cristales de hidroxiapatita por unión del hidrógeno del ácido con el calcio del esmalte, la acción mecánica del cepillado rompe las varillas debilitadas por el ácido agravando la situación. La erosión es un proceso químico que destruye la estructura dental aún después de que los defectos se han reparado y hasta cierto punto, la erosión desgasta la superficie del material usado en la restauración.⁽⁴⁶⁻⁶¹⁾

II.A.2. Abrasiones

La abrasión es el desgaste patológico de la estructura dentaria debido a **procesos mecánicos** anormales en el cual se incluyen objetos extraños o sustancias introducidas en la boca que contacten con los dientes.⁽²⁹⁾

La abrasión desgasta principalmente al cemento⁽²¹⁾ y se describe como un desgaste con suave forma cóncava, de U o cuneiforme en la superficie de la raíz bucal en proximidad del límite amelo-cementario. Se presenta acompañada por recesión gingival, con mayor frecuencia en las áreas del maxilar superior, en el sector anterior y la zona de premolares.⁽⁴⁷⁾ La abrasión normalmente es más aguda en uno de los lados de la boca debido a los diferentes hábitos de higiene de los individuos diestros o zurdos, y es más frecuente en personas de más de 30 años. No presenta desmineralización de la superficie, y los componentes orgánicos e inorgánicos de los tejidos dentales rígidos son eliminados simultáneamente.⁽⁶⁹⁻⁴⁶⁻⁴¹⁾ Generalmente son de aspecto vidrioso con brillo o no, lisas y suaves y con mayor o menor grado de dureza a la sensibilidad táctil con el explorador.⁽⁴⁴⁾ La respuesta defensiva del complejo dentino-pulpar frente a la agresión que genera la abrasión hace que se produzca la progresiva hipercalcificación tubular y esclerosis de la dentina subyacente. Ésto explica el retraso en la aparición de sintomatología en el paciente.

Otras formas de abrasión son: la atrición, la demasticación y la resorción.

A.2.1. Atrición: es el desgaste de diente con diente sin que intervenga ninguna sustancia abrasiva y se localiza en caras oclusales y bordes incisales con la formación de facetas.

A.2.2. Demasticación: es la pérdida de estructura cuya etiología depende de la abrasividad de los alimentos ubicada también en caras oclusales y bordes incisales. Es muy común en oriundos de India que se alimentan con nuez de Betel que posee propiedades abrasivas.

A.2.3. Resorción: es un proceso biológico de degradación de tejido dentario de origen amelocementoclástico, que puede ser fisiológico (dientes deciduos) o patológico (traumas, quistes o neoplasias).⁽²⁹⁾

II. A.3. Abfracciones

Varios investigadores germanos se refirieron a ese proceso como una reducción del diente de forma cuneiforme limitada al área cervical. Observaciones minuciosas de estos defectos a través del microscopio electrónico, revelan pérdidas por fracturas superficiales marginales, laceraciones del esmalte en forma de arco y fracturas axiales sin esmalte, con formación de espacios sagitales.⁽²¹⁻⁶⁹⁾

Lee y Eakle, en 1984,⁽⁴⁵⁾ sugirieron que estas lesiones son causadas por **flexión y deformación de la estructura dentaria** a través de fuerzas estresantes laterales (cargas biomecánicas), provocando la ruptura de los componentes del esmalte. Éste es un proceso regresivo causado por una carga oclusal que produce fuerzas de tensión y compresión que ocasionan las micro fracturas. La lesión de

abfracción característica y pura presenta forma cuneiforme, cóncava, con ángulos agudos en el fulcrum del diente.⁽⁴⁵⁻⁴⁶⁻⁵²⁻⁷¹⁻¹⁹⁾

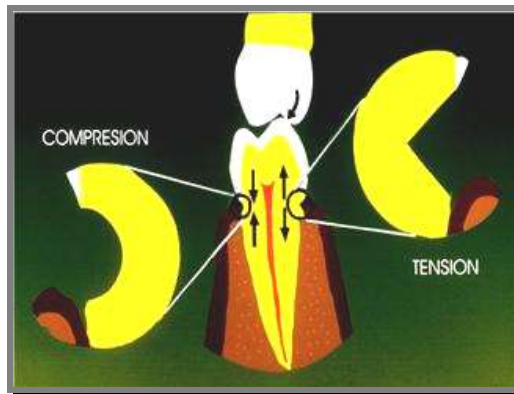


Figura 1. Ilustración Esquemática de los posibles tipos de stress sobre un diente y la forma del defecto resultante (Leinfelder, 1994)

El obtener restauraciones exitosas a largo plazo depende de la habilidad del profesional para poder detectar y eliminar la o las causas de la pérdida de tejido duro; de la selección adecuada del material restaurador, para permitir un correcto aprovechamiento de sus propiedades, y de la aplicación cuidadosa del mismo con técnicas depuradas. Actualmente para restaurar este tipo de lesiones, existe una serie de materiales alternativos o sus combinaciones, que resultan aceptables, resinas compuestas con todas sus posibilidades, descritas más adelante y cementos de ionómero de vidrio.

No cabe duda que, durante los últimos años, el desarrollo de las resinas compuestas junto a la tecnología adhesiva ha marcado un hito en la odontología.⁽³⁸⁻⁵²⁻¹⁰¹⁾

Con el advenimiento del grabado ácido en 1955 de la mano de Buonocuore; las resinas compuestas en la década del sesenta con Bowen y los actuales sistemas

adhesivos, la odontología rehabilitadora moderna cuenta con la posibilidad de restaurar las lesiones anteriormente descritas con preparaciones mínimas y criterios preventivos.

II. B. RESINAS COMPUESTAS

Las resinas poseen cualidades que justifican su empleo como material odontológico de restauración. Las primeras resinas utilizadas en odontología eran sobre todo de tipo polimérico (metilmetacrilato) denominadas resinas acrílicas de curado químico, aparecen en la década de los años cuarenta como consecuencia de la falta de metales durante la Segunda Guerra Mundial.

Know y Gleen en 1951,⁽²⁹⁾ obtienen un producto que era “compuesto” por otros dos que no reaccionaban entre si (15% de silicato de aluminio y resina acrílica), denominado pseudocomposite, este material no tuvo éxito.

Bowen R., desarrolló⁽¹⁰⁾ en la década del sesenta, una fórmula que constituye el fundamento de la mayoría de las resinas compuestas empleadas en la actualidad.

Desde su aparición en el mercado odontológico hasta la actualidad han experimentado modificaciones en su formulación para mejorar sus posibilidades de brindar soluciones estéticas en diferentes sectores de la cavidad bucal.

Lutz F y Phillips R.,⁽⁴³⁾ las definen como una combinación tridimensional de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta. Se distinguen así una matriz orgánica o fase orgánica, un relleno inorgánico o fase dispersa y un agente de unión entre ellos o fase interfacial.

Los primeros composites modernos desarrollados poseían tamaños de partículas superiores a 10µm (partículas grandes o composites de macropartículas); se discontinuaron por el desgaste que sufrían y su notoria opacidad.

Según Abate, 2003,⁽⁴³⁾ los composites modernos pueden poseer partículas:

- a) *Micrométricas*: cuando el tamaño es igual o mayor que 1 µm (1 a 5 µm, partículas medianas).
- b) *Submicrométricas*: cuando la dimensión es igual o menor que 0.1 µm (0.1 a 0.04 µm, partículas pequeñas o de sílice coloidal).
- c) *Nanométricas*: rellenos muy pequeños entre 5 y 75 nm.

De acuerdo con la cantidad de relleno presente en la matriz, un composite podrá ser de: *bajo contenido cerámico* (cuando su porcentaje en peso sea, aproximadamente, menor del 60% o equivalente al 50% en volumen) o de *alto contenido cerámico* (cuando los porcentajes son iguales o mayores que los mencionados).

También sugiere otra clasificación, que tiene como objetivo didáctico ubicarnos dentro de la amplia gama de productos basados en resinas que se utilizan habitualmente para desarrollar las tareas clínicas:

Composites – Viscosidad

- Muy baja-----Flow
- Baja-----Microparticulado
- Media-----Nanoparticulado
Microhíbrido.
Híbrido universal
- Alta-----Condensable baja densidad.
- Muy alta-----Condensable alta densidad.
- Sólido-----Indirecto

Considerando un criterio de viscosidad decreciente, el primer grupo está constituido por los materiales “sólidos o indirectos”, materiales orgánicos que, en estado sólido y con la forma anatómica y característica ópticas acordes a la situación clínica, logran restaurar piezas dentarias con técnicas indirectas. En función del tipo de refuerzo presente, pueden ser de micropartículas, híbridas o microhíbridas. La diferencia está dada por el mecanismo empleado en la activación de la polimerización, obviamente extrabucales. Cuanto mayor sea la energía empleada en la polimerización, mayor será el grado de conversión y por ende sus propiedades físicas, químicas y mecánicas.

Los “condensables” o empaquetables, son de uso restringido al sector posterior y comparten algunas características con los híbridos. En algunos casos, el contenido cerámico es mayor que en los híbridos, en tanto que en otros los fabricantes introdujeron algunas modificaciones en la matriz orgánica de manera de conseguir un material de menor corrimiento.

Presentando una viscosidad media, podemos decir que los denominados composites híbridos (0.6 a 0.9 μm .), poseen la combinación de partículas micrométricas y submicrométricas y se caracterizan por ser de alto contenido cerámico. Se denominan corrientemente, universales ya que pueden utilizarse tanto en el sector posterior como el anterior de la boca. Dentro de éste grupo se encuentran los denominados “**composites microhíbridos**”, que presentan una combinación de partículas medianas y pequeñas (siempre son de alto contenido cerámico), con un tamaño de refuerzo que oscila entre 0.4 a 0.7 μm .

Usualmente, los composites reforzados con partículas submicrométricas se denominan de “**micropartículas**”. Estos materiales, en la mayoría de los casos, se

consideran de bajo contenido cerámico, por lo tanto de baja viscosidad. Sin embargo, existen algunas excepciones, es decir, composites de micropartículas pero de alto contenido cerámico. Ésto se debe fundamentalmente al modo industrial de inclusión del refuerzo en la matriz orgánica. Mientras que algunos fabricantes lo hacen directamente (composites homogéneos), otros lo hacen a través de la inclusión de un pre-composite o composite prepolimerizado (composites heterogéneos). Éstos⁽⁴⁴⁾ últimos son los que alcanzan porcentajes elevados de relleno en peso y en volumen.

Los “**flow**” o resinas fluídas fueron introducidas al mercado en 1995 en los Estados Unidos, las generaciones iniciales tenían baja viscosidad y estaban diseñadas para fluir libremente en las ranuras, grietas y ángulos sin atrapar aire o dejar espacios vacíos. La fluidez se lograba reduciendo la cantidad de relleno en un material restaurador de resina compuesta. Los materiales precursores presentaban un alto porcentaje de contracción de polimerización y poca resistencia a la abrasión.⁽¹⁴⁾ Actualmente estos materiales se fabrican a partir de la dilución de un composite restaurador. La casi totalidad de los composites flow deviene de un composite híbrido (algunos provienen de los de micropartículas y otros de los compómeros). Como características de estos materiales podemos citar: su menor contenido cerámico, su mayor flexibilidad, su autoadaptación a las paredes cavitarias, su menor stress de⁽⁴³⁾ contracción de polimerización y su buen pulido.

La restauración de lesiones cervicales no cariosas, es una situación que requiere de un material que satisfaga la demanda clínica de flexibilidad, resistencia al desgaste y a la disolución. Los materiales resinosos, por lo explicitado anteriormente, se convierten en una alternativa a considerar, sin intentar desaconsejar otras posibilidades disponibles comercialmente.

II. C. IONÓMEROS VÍTREOS

La principal característica de estos cementos radica en las posibilidades adhesivas a las estructuras dentarias, mediante un intercambio iónico que permite obtener una verdadera adhesión química específica, sin recurrir a procedimientos o sistemas adhesivos.

⁽¹⁰⁾
Smith, en 1968, desarrolló un líquido conformado por una suspensión acuosa de ácido poliacrílico y de un polvo constituido por óxido de zinc; fue éste el primer material con adhesión específica a los tejidos dentarios.

⁽¹⁷⁾
Los ionómeros vítreos fueron desarrollados por A.D. Wilson y B.E. Kent en el Laboratorio de Química del Gobierno Inglés, como resultado para mejorar el cemento de silicato. Patentado en 1969, los primeros resultados de las investigaciones se publicaron en 1972. El primer cemento de ionómero vítreo fue comercializado con el nombre de ASPA (Caulk-DeTrey) hacia 1975 e introducido en los países latinoamericanos hacia fines de la década de 1970. Desde entonces, y hasta el presente, los ionómeros vítreos quizás constituyan el grupo de materiales restauradores que más ha evolucionado.⁽²⁰⁻²¹⁾

Como todo cemento dental, el ionómero se basa en una reacción ácido-base y en la formación de una sal de estructura nucleada, lo que significa que todo ionómero debe presentar dos componentes: un polvo (base) compuesto por un vidrio y un líquido (ácido) constituido por una suspensión acuosa de ácidos polialquenoicos. Algunos ionómeros pueden tener los elementos ácidos incorporados en el polvo, previa liofilización (deseccación), y en ese caso se preparan con agua destilada o con una suspensión acuosa provista por el fabricante.

Los ionómeros vítreos convencionales poseen buenas propiedades mecánicas; el coeficiente térmico de variación dimensional similar al esmalte y la dentina, es una ventaja ya que no experimentan percolación, pero son frágiles, tienen una baja resistencia al desgaste; solubles, se disgregan en un medio ácido como los líquidos bucales. (20-84-104)

Algunos ionómeros convencionales pueden ser reforzados mediante la incorporación de algún metal al vidrio, generalmente plata, para formar los denominados cermets. Esta presentación, así como el agregado de esferas metálicas o de aleación para amalgama en polvo, podrían mejorar la resistencia a la abrasión del cemento pero no otras propiedades, particularmente las estéticas, ya que el cemento resultante es de color gris metálico.

En los últimos años, surgieron los denominados ionómeros vítreos de alta "densidad", materiales de muy alta viscosidad o consistencia, cuyos vidrios han sido mejorados (no contienen calcio sino estroncio o circonio), reduciendo sus tiempos de trabajo y endurecimiento y mejorando notablemente sus propiedades físico-químicas y mecánicas. Se emplean para procedimientos preventivos y de inactivación de caries. (34-95-96)

Es un material hidrófilo, pudiendo mantener sus propiedades adhesivas en presencia de humedad, propiedad relevante desde el punto de vista clínico en lesiones del tercio gingival. No obstante, no han podido competir con los composites, ya que poseen poca resistencia compresiva y flexural, además de ser susceptibles a la contaminación prematura con la humedad o la desecación.

II.D. IONÓMEROS VÍTREOS MODIFICADOS CON RESINAS.

Los ionómeros modificados con resinas fotopolimerizables pueden tener incorporados en el líquido resinas hidrófilas y grupos metaacrílicos; y en el polvo, fotoiniciadores; en este caso, endurecen no solo por la reacción ácido base, sino que además lo hacen rápidamente por la acción de la luz visible proveniente de una unidad de fotopolimerización. Fueron introducidos hacia 1989 (S. Mitra), ⁽⁵⁸⁾ el líquido contiene entre 21 y 41% de una resina hidrófila (HEMA: hidroxietilmetacrilato) y entre 25 y 45% de ácidos polialquenoicos modificados con grupos químicos (grupos vinilos, con dobles ligaduras) que le permiten la polimerización. La cantidad de HEMA es importante, ya que de esta dependerá el fenómeno de sorción acuosa en virtud de las características hidrófilas de la resina. Los más recientes ionómeros de este grupo incorporan una reacción de óxido reducción, similar a la de una reacción de autocurado, asegurando el endurecimiento de resina residual y disminuyendo los valores de sorción acuosa (ionómeros de tricurado) ⁽⁶⁻¹⁰⁻¹⁷⁻⁵⁴⁻⁵⁸⁾

Comparados con los materiales de ionómero vítreo convencionales, los modificados con resina también denominados híbridos, tienen mejores propiedades físicas. ⁽⁴⁷⁻⁵⁸⁾

Algunos productos presentan comercialmente un acondicionador o “primer”, para tratar el sustrato dentario antes de insertar el material. El “primer” contiene resinas y ácidos policarboxílicos (poliacrílico) vehiculizado en alcohol o acetona. Su función es permitir una mejor adaptación del ionómero que es de consistencia viscosa o espesa, al mismo tiempo que mejorar la adhesión del material al tener moléculas resinosas para el componente de resina del ionómero (un 20% aproximadamente) y moléculas poliacrílicas para el componente carboxílico (alrededor de un 80%). Otros

productos incluyen el tradicional pretratamiento dentario con el ácido poliacrílico (10% a 25%) o le adicionan el primer, de un sistema adhesivo para resinas compuestas.⁽²⁰⁻⁶⁻²¹⁻⁷⁶⁾

La reacción de endurecimiento es mediante la fotopolimerización de la resina que contienen y también la típica reacción ácido-base del ionómero. Por lo tanto conservan las propiedades de adhesión a los tejidos dentarios, liberación de fluoruros, reducción de bacterias en los sitios de la restauración, compatibilidad biológica y las cualidades que caracterizan a la resina: insolubilidad y adecuado comportamiento mecánico. La incorporación de resinas trae consigo el problema de la contracción de polimerización, sumado a los cambios volumétricos de la sorción acuosa.⁽³⁰⁻³⁹⁻⁶³⁾

II. E. COMPÓMERO

La evolución de los ionómeros de vidrio llevó en 1988 (Antonucci y cols.)⁽²¹⁾ a la introducción de un material donde se pretendía combinar las mejores propiedades de los ionómeros y los composites (Suñol y Periu, 1995) apareciendo así el concepto de compómeros.⁽²¹⁻²²⁾

Los primeros compómeros fueron presentados al mercado dental en el año 1992 (Dyract – Dentsply y Compoglass – Vivadent). A la tradicional resina reforzada, Bis-GMA, se le agregó una resina constituida por un monómero ácido, que contiene en su molécula grupos ácidos CO-OH, además de los grupos C=C que son los que le permitirán polimerizar, cuando se rompa la doble ligadura.

El compómero en su composición no contiene agua (esencial para el ionómero vítreo); una vez polimerizado, los grupos ácidos del ahora polímero ácido (CO.OH) pueden incorporar agua de la humedad de la cavidad bucal, con lo cual se producen

los grupos carboxílicos (CO-O) que permiten efectuar la reacción ácido-base con el vidrio que rellena el material.

Esta reacción es lenta y se lleva a cabo durante los 90 días posteriores a la realización de la restauración (24-28).

La reacción ionomérica (interacción entre las moléculas hidrofílicas y los vidrios reactivos) cuando el material entra en contacto con el agua del medio bucal, determina la liberación de fluoruros, esta liberación se relaciona con la acción mineralizante de los tejidos adyacentes, el efecto desensibilizante y la actividad microbiana.

Los refuerzos cerámicos son a base de vidrio de fluorsilicato radiopaco, sin embargo en ciertos productos existen también rellenos idénticos a los encontrados en los composites.

También se halla presente una resina elastomérica, es decir, un monómero que al polimerizar otorgará al material la capacidad de experimentar una ligera deformación elástica (deformación no permanente, sino recuperable), cuando se vea sometido a la acción de cargas o fuerzas ejercidas sobre él. Esta propiedad es particularmente importante porque implica la posibilidad del compómero de amortiguar los impactos, especialmente en las restauraciones de clase 5 que se ven sometidas a la acción de cargas que tienden a doblar o flexionar la pieza dentaria (resistencia flexural), lo que evita la fractura o el desprendimiento de la restauración (20-21-28).

La reacción de endurecimiento inicial es por polimerización de las resinas, y posteriormente en contacto con el agua del medio bucal, se produce la ionización, esa reacción de endurecimiento inicial hace que el material se parezca más a un

composite que a un ionómero. Mc Lean y cols. (56) propusieron clasificar a este material como una resina modificada por un poliácido, ya que posee propiedades físicas semejantes a los composites.

Dentro de su composición se encuentran las mismas resinas que integran los composites (resinas hidrófugas), moléculas hidrófilas derivadas de ácidos carboxílicos, similitud con los ionómeros; con refuerzos cerámicos a base de vidrios de fluorsilicato radiopaco, con capacidad de ser atacado y liberar fluor (24-28-93).

Cuando estos materiales se lanzaron al mercado, la idea era utilizar un producto con la adhesión del ionómero (según el fabricante la adhesión del material al diente se producía mediante uniones iónicas entre los grupos fosfato hidrofílicos del PENTA y el calcio de la hidroxiapatita; al igual que por la adhesión entre el monómero hidrofílico TCB, por eso no se indicaba la realización de la técnica de grabado ácido (76). Si bien la indicación original de los fabricantes era de no realizar biselado adamantino y grabado con ácido fosfórico al 37%, estudios posteriores En 1997, fue avalada la necesidad de modificar esos criterios especialmente en las restauraciones de clase 5 (1-93).

Posteriormente y a partir de la dilución de un compómero restaurador han surgido los “**compómeros flow**”. Estos materiales al igual que todos los de muy baja viscosidad presentan: menor contenido cerámico, mayor flexibilidad, autoadaptación a las paredes cavitarias, menor stress de contracción de polimerización y buen pulido. Son consideraciones interesantes para tener en cuenta para las restauraciones del tercio gingival.

La principal indicación del compómero es la restauración de lesiones de clase 5 en todas sus variables de localización anatómica. Una de las principales ventajas

de los compómeros se relaciona con la facilidad para ser manipulados con una técnica sencilla y rápida ya que, a diferencia de los ionómeros, no requieren mezcla alguna. Clínicamente, son menos sensibles que los composites a la humedad presente en el campo operatorio porque tienen incorporados monómeros hidrofílicos en la composición del material restaurador.

Es fundamental un diagnóstico preciso de las lesiones cervicales para medir las consecuencias y analizar las expectativas del tratamiento. El éxito no depende solo del profesional, sino también de una suma de factores subordinados, así como del material utilizado y del paciente.

La selección del material restaurador es responsabilidad del odontólogo, que debe basarse en las variables de cada caso clínico. Una correcta elección no garantiza el éxito de la restauración, sin embargo, una incorrecta selección sin duda nos conducirá al fracaso.

MATERIALES Y MÉTODOS

III. MATERIALES Y MÉTODOS

III. A. RESISTENCIA A LA DISOLUCIÓN ÁCIDA (EROSIÓN)

III. A.1 Preparación de las probetas.

Para evaluar la resistencia al desgaste erosivo se realizaron 10 probetas de cada material experimental, **Tabla I (Figura 2 a 7)**

Tabla I. Materiales Experimentales.

GRUPO	MATERIAL EXPERIMENTAL
F	F 2000 (3M ESPE Dental Products. St. Paul, MN.U.S.A)LOT.3EK
A	A 110 (3M Dental Products. St. Paul, MN. U.S.A) LOT. 20010718
DY	Dyract Flow (Dentsply De Trey GmbH. Konstanz. Germany) LOT.0604000257
T	Tetric Ceram (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) LOT. A17440
PH	Photac Fil (3M ESPE, Seefeld, Germany.) LOT. 007/048
PF	Perma Flo (Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah. U.S.A.) LOT. 5HD3



Figura 2. Compómero F 2000



Figura 3. Composite microparticulado A 110



Figura 4. Compòmero flow, Dyract flow



Figura 5. Composite microhíbrido Tetric Ceram



Figura 6. Composite flow, Permaflo



Figura 7. Ionòmero híbrido Photac Fill

A partir de una barra de resina se obtuvieron rodajas de 5 mm de espesor, con una oquedad circular central (5 mm de diámetro por 2 mm de profundidad) (**Figura 8**), dentro de la cual se dispensaron los materiales que fueron manipulados según las indicaciones del fabricante. (n=60).

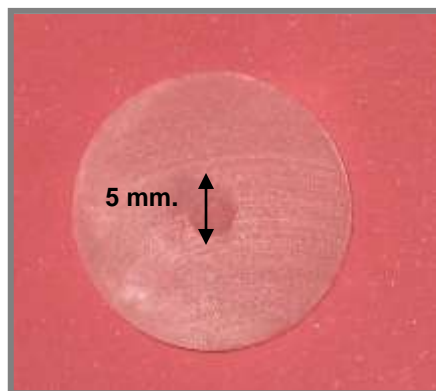


Figura 8. Conformador de resina para la obtención de las probetas.

Se removieron los excesos y previa colocación de una tira de acetato, para evitar el atrapamiento de aire, fueron fotopolimerizadas, desde la cara que contenía al material restaurador, por 60 segundos con una lámpara de bulbo halógeno Astralis3/Vivadent, (Figura 9) con una intensidad lumínica de 650mW/cm²; controlando dicha intensidad con un radiómetro cada cinco probetas realizadas. Mediante la utilización de la guía de luz de 8 mm de diámetro, provista por el fabricante de la unidad de polimerización, con una sola aplicación nos aseguramos la exposición completa del material experimental a la luz. N= 60 (Figura 10).



Figura 9. Lámpara de luz visible Astralis 3 – Vivadent, Schaan, Liechtenstein

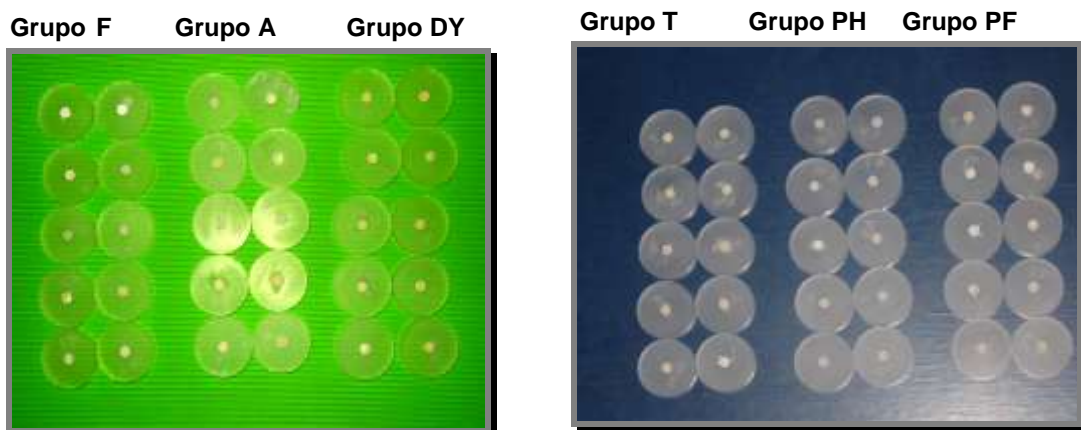


Figura 10. Probetas (n=60) Para ser sometidas a la condición experimental.

Luego de 24 hs. de almacenamiento en agua bidestilada, se pulió la cara de la probeta que contenía al material restaurador, en platos rotatorios con discos de diamante finos y extrafinos con profusa refrigeración acuosa, en una pulidora metalográfica (CIMM - Centro de Investigación de Materiales, dependiente de la U.N.C. y del I.N.T.I.)

Los especímenes se conservaron en agua destilada a 37° C, durante 7 días.

III. A. 2. Preparación de la solución erosiva.

La solución erosiva seleccionada, fue una solución acuosa buffer de 0.02M de ácido láctico y 0.1M de lactato de sodio. El pH inicial de ésta solución, fue 2,74. La solución se preparó dentro de las 18 hs. anteriores a la realización de la prueba, para evitar la oxidación. Antes de su utilización, su pH fue ajustado en 2,74; para equilibrarlo se le agregó la cantidad correspondiente de solución de ácido o lactato de sodio (70).

III. A. 3. Ensayo de erosión.

Se registró la masa inicial (PI) para cada espécimen. Luego las probetas fueron inmersas horizontalmente con la superficie del material hacia arriba, dentro de contenedores individuales con 30 ml de solución erosiva, de manera tal que la

solución estuviera 8-12 mm. por encima de la cara superior de la probeta. Los contenedores con sus respectivos contenidos, se almacenaron a 37°C durante 7 días (Figura 11).



Figura 11. Contenedores en los que se almacenaron las probetas.

Transcurrido el tiempo especificado fueron removidas y lavadas profusamente con agua destilada.

Posteriormente se registró otra vez la masa de cada probeta, luego del período de inmersión (PF).

La pérdida de material causada por la erosión, se calculó a partir de la diferencia de peso, entre el registro pre y post condición experimental y en función de la superficie de la probeta, los valores fueron expresados en mg/cm^2 (70).

II. A. 4. Observación Microscópica

Las muestras más representativas, fueron analizadas posteriormente con microscopía electrónica de barrido.

Luego de haber sido sometidas a la condición experimental, las probetas fueron pinceladas con una sustancia conductora (oro-paladio), dejándolas secar durante 2hs a temperatura ambiente. Las muestras fueron colocadas sobre el portamuestras).

Los especímenes fueron metalizados con un espesor de 200 Å, en un metalizador (ION SPUTTER JFC 1.100 Fine Coat) durante 1 minuto, que trabaja con un vacío de 10.3 Torr. Las muestras así preparadas fueron analizadas con microscopía electrónica de barrido (M.E.B) Phillips 501-B (C.I.M.M./ INTI), a diferentes magnificaciones, y microfotografiadas digitalmente.

III. B. RESISTENCIA AL DESGASTE (ABRASIÓN)

III.B. 1. Confección de las Probetas.

Para evaluar la resistencia al desgaste se confeccionaron 10 (diez) probetas de cada material experimental, preparados según las indicaciones del fabricante **(Figura 12)**, en forma de barra de sección cuadrangular de 25 mm de largo por 2 mm de ancho y 2 mm de alto, usando un conformador de teflón **(Figura 13 y 14)**.

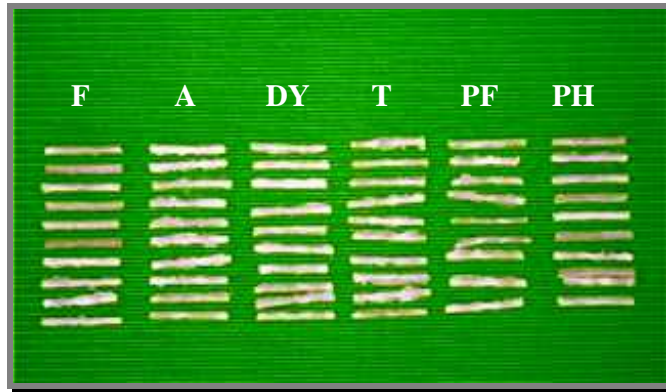


Figura 12. Barras para ser sometidas a ensayo.

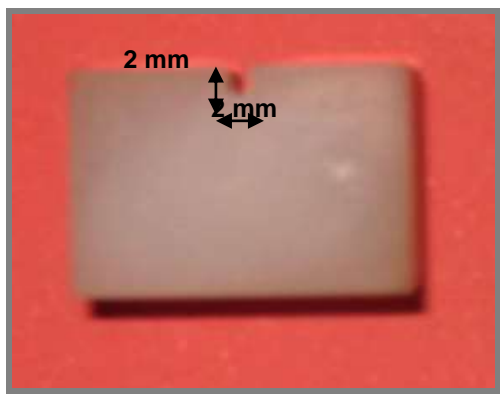


Figura 13. Conformador (vista lateral)

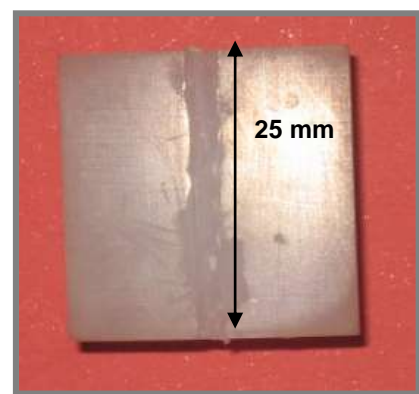


Figura 14. Conformador (vista superior)

La fotopolimerización se llevó a cabo durante 60 segundos con una lámpara de bulbo halógeno Astralis3/Vivadent, con una intensidad lumínica de $650\text{mW}/\text{cm}^2$.

Para asegurar la exposición de toda la superficie de la probeta a la luz, se utilizó la guía de luz de 8 mm de diámetro provista por el fabricante de la lámpara, y

se fotopolimerizó en tres tiempos; en ambos extremos y en el centro de cada uno de los especímenes (durante 60 segundos en cada aplicación).

Las probetas se almacenaron en agua destilada a 37° C por 7 días y luego fueron desecadas por el mismo período en una estufa a 37° C, con la finalidad de evitar la interferencia del agua en el peso. No se intentó llevar las probetas a masa constante sino solo establecer un patrón estandarizado.

Con una balanza analítica (Mettler H35) monoplato, se registró la masa inicial (PI).

III.B. 2. Ensayo de Abrasión.

El dispositivo de abrasión que se utilizó fue fabricado ad-hoc (Laboratorio de la Cátedra de Materiales Dentales, U.B.A), y tiene dos cepillos dentales (Oral B indicator, mediano, P 40) dispuestos en ángulo de 90°, con respecto a la superficie mayor de la probeta (**Figura 15**). Sobre ellos actúa una fuerza generada por una masa total de 200g.(**Figura 16**).



Figura 15. Dispositivo de abrasión.

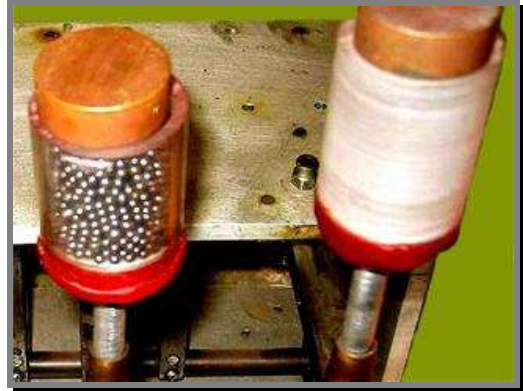


Figura 16. Carga de 200 gr.

El dispositivo genera movimientos de desplazamiento antero-posteriores en línea recta, coincidiendo con el eje largo del espécimen, con una trayectoria de 2 cm. hacia ambos extremos de la probeta partiendo desde el área central de la misma **(Figura 17)**.

Las probetas fueron fijadas en el dispositivo y se hicieron actuar los cepillos durante 30 ciclos de 60 segundos, utilizando como sustancia abrasiva pasta dental con bicarbonato de sodio (Fluordent B / Microsules Bernabo) **(Figura 18)**. La cantidad utilizada fue la que dosificándose directamente del pomo se podía colocar sobre el eje correspondiente al diámetro menor de la cabeza del cepillo dental; no fue repuesta durante el transcurso del ensayo. Posteriormente las probetas fueron lavadas con agua corriente en una lavadora de ultrasonido, desecadas y pesadas nuevamente, con la misma precisión original, para determinar la masa final (Pf).

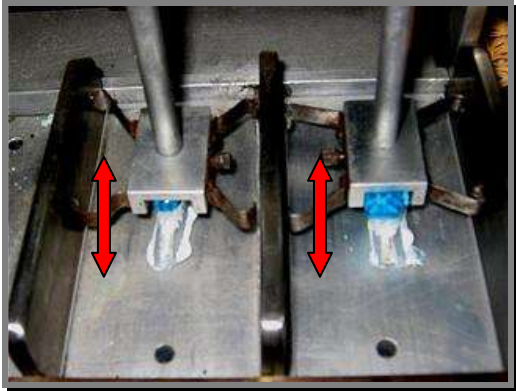


Figura 17. Trayectoria de desplazamiento



Figura 18. Dispositivo en acción.

Este procedimiento experimental fue realizado a los 7 días (Pf 1), a los 30 días (Pf 2) y a los 60 días (Pf 3)

De la diferencia entre los valores registrados (PI/PF), en los diferentes períodos de tiempo, se dedujo el resultado final de la pérdida total de masa, expresados en mg/cm^2 (3-4).

III. C. MÓDULO DE ELASTICIDAD

III.C. 1. Confección de las Probetas.

Se confeccionaron 10 (diez) probetas de cada material en forma de barras de sección cuadrangular de $2 \times 2 \times 25$ mm, utilizando un conformador de teflón, según norma ISO 4049 (1988) (36). La fotopolimerización se llevó a cabo durante 60 segundos con una lámpara de bulbo halógeno Astralis3/Vivadent, con una intensidad lumínica de $650 \text{mW}/\text{cm}^2$. Para asegurar la exposición de toda la superficie de la probeta a luz, se

utilizó la guía de luz de 8 mm de diámetro provista por el fabricante de la lámpara, y se fotopolimerizó en tres tiempos: en ambos extremos y en el centro de cada uno de los especímenes (durante 60 segundos en cada aplicación).

Los ejemplares permanecieron 24 hs. a 37°C en agua destilada, hasta el momento del ensayo.

III.C. 2. Ensayo de Flexión.

Se empleó el ensayo de flexión de tres puntos, sobre cada una de las muestras, soportada en dos extremos por rodillos separados 17 mm; con la máquina de ensayo universal (INSTRON modelo 4486 y hasta 300 kN de capacidad.), a una velocidad de cabezal de 1mm por minuto.

Durante el ensayo las barritas se apoyaron en dos puntos y la carga fue aplicada desde la parte superior, mediante un punzón en forma central al ejemplar, en la superficie opuesta a los puntos de apoyo en un punto equidistante de los dos anteriores (**Figura 19**).



Figura 19. Cabezal utilizado para los ensayos de flexión.

Se calculó la resistencia a la flexión en MPa a partir de la siguiente ecuación $S=3FI (2bd^2)$, donde **F** es la fuerza máxima, en Newton, aplicada sobre la muestra; **I** es la distancia entre los soportes, en milímetros; **b** es el ancho de la probeta en milímetros y **d** es el espesor de la muestra, en milímetros inmediatamente antes de la prueba. (50)

Así se obtuvieron los valores de tensión máxima soportada o resistencia a la flexión.

Mediante dispositivos especiales que presenta la máquina de ensayo, se midió la variación de la flecha, que produce cada fuerza en la probeta. Es decir, se calculó la deformación producida.

De la relación numérica entre los valores de tensión (**T**) y deformación (**D**), se obtuvo el módulo de elasticidad o de Young (**E**), para cada material experimental.

Donde: $E= T/D$

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

IV. ANÁLISIS ESTADÍSTICOS

IV. A. RESISTENCIA A LA DISOLUCIÓN ÁCIDA (EROSIÓN)

La pérdida de material causada por la erosión, se calculó a partir de la diferencia de peso, entre el registro pre y post condición experimental y en función de la superficie de la probeta (mg/cm^2). Por lo tanto esta variable posee las cualidades requeridas por el análisis de Varianza.

Para determinar si existieron diferencias significativas en la variable que analizamos, basados en la desviación estándar, se aplicó el test de comparaciones múltiples (significancia = 0.05).

IV. B. RESISTENCIA AL DESGASTE (ABRASIÓN)

Para cada grupo experimental y teniendo en cuenta las variables de observación: pérdida de masa a los 7 días, 30 días y 60 días, se determinó el valor final de la pérdida total de masa expresados en mg/cm^2 .

La comparación de valores medios se realizó mediante análisis de la Varianza, utilizando los materiales como criterio de clasificación, para poder establecer la pérdida de masa de los materiales ensayados pre y post condición experimental.

Mientras que para las comparaciones múltiples se aplicó el Test DGC (1). Este procedimiento permitió determinar la significancia estadística entre los distintos grupos ensayados.

IV. C. MÓDULO DE ELASTICIDAD

De la relación numérica entre los valores de tensión y deformación, se obtuvieron los valores de módulo elástico (ME) para cada material experimental.

Los resultados fueron sometidos al análisis de varianza y test de comparaciones múltiples de Bonferroni para definir un nivel de significación ajustado.

RESULTADOS

V. RESULTADOS

V.A. RESISTENCIA A LA DISOLUCIÓN ÁCIDA (EROSIÓN).

En la **Tabla II** se encuentran detallados los valores medios de erosión con sus correspondientes desviaciones estándar, expresados en mg/cm². Donde puede observarse que la menor pérdida de masa se obtuvo en el Grupo T, correspondiente a Tetric Ceram (0.19mg/cm²) y los valores de erosión más altos en los Grupos DY y PF correspondientes a Dyract Flow y Perma Flo (con una disolución de 18.12 y 17.52 mg/cm² respectivamente). En el Grupo PH, correspondiente a Perma Flo se observaron valores intermedios (5.84mg/cm²)

Tabla II. Erosión: valores medios de erosión con sus correspondientes desviaciones estándar.

	TETRIC	A110	PERMA F	Dyract F	Photac F	F 2000
N	10	10	10	10	10	10
Media arit	0.19	0.51	17.52	18.12	5.84	0.34
Desv.est.	0.17	0.42	1.32	1.22	1.35	0.21
Min.	0.00	0.00	15.28	16.30	3.74	0.00
Máx.	0.51	1.53	19.36	19.36	7.81	0.68

En la **Tabla III**, se expresa claramente que no hay diferencia significativa ($P > 0.05$) entre los valores que están en celdas con el mismo color de fondo. Y revela diferencias entre los grupos experimentales A (A 110), F (F 2000) y T (Tetric Ceram),

con respecto a los grupos DY (Dyract Flow) y PF (Perma Flo), y de ellos con el grupo PH (Photac Fil Quick Aplicap).

Tabla III. Erosión. Niveles de Significación.

MATERIAL	MEDIA ARITMETICA
Dyract Flow (DY)	18.12
Perma Flo (PF)	17.52
Photac fil (PH)	5.84
A 110 (A)	0.51
F 2000 (F)	0.34
Tetric Ceram (T)	0.19

El análisis de Varianza y el test de comparaciones múltiples registrado en la **Tabla IV**, demuestran diferencias significativas ($P < 0.01$) entre los diferentes grupos experimentales.

Tabla IV: Erosión. Análisis de Varianza-Comparaciones Múltiples

FUENTE	SUMA CUAD.	GRAD.LIB.	CUAD. MED.	F	P
Entre grupos	3684.41	5	736.88	830.12	<0.01
Dentro de grupos	47.93	54	0.89		
Total	3732.34	59			

En las **figuras 20, 21 y 23** se observa (a diferentes magnificaciones), que la estructura de esos materiales permanecieron inalterables.

Las **figuras 22 y 24** correspondientes a Dyract Flow y Perma Flo, revelan la disolución que sufrieron estos materiales.

La **figura 25** ilustra el grado intermedio de disolución experimentado por el Photac Fil.

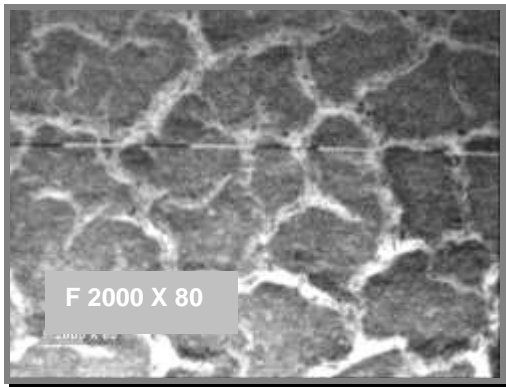


Figura 20. Visualización con M.E.B.de la superficie del compómero luego de ser sometida a la condición experimental.

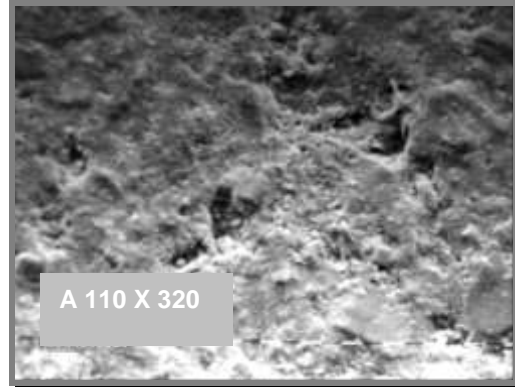


Figura 21. Microfotografía con M.E.B.de la superficie del composite microparticulado posterior al ensayo de erosión.



Figura 22. Macrofotografía con M.E.B del compómero flow luego de ser ensayada.

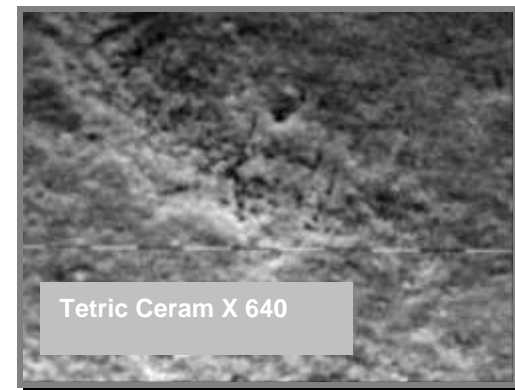


Figura 23. Observación de la superficie del composite microhíbrido, luego de ser sometido a las sustancias erosivas.

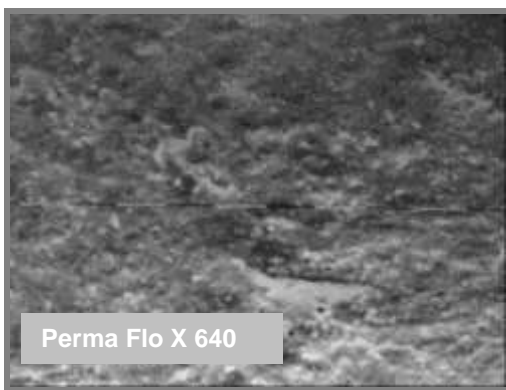


Figura 24. Visualización con M.E.B.de la superficie del compòmero flow luego del ensayo.



Figura 25. Observación de la superficie del ionómero híbrido posterior a la condición experimental.

V. B. RESISTENCIA AL DESGASTE (ABRASIÓN)

El Análisis de Varianza registrado en la **Tabla V**, demuestra la existencia de diferencias significativas ($p=0.0119$) entre la pérdida de masa registrada entre el PI (peso inicial) y Pf 1 (7 días)

Tabla V. Abrasión: Análisis de Varianza

F.V.	SC	gl	CM	F	p-valor
Modelo	0.0000099	5	0.0000020	32702261	0.0119
Materiales	0.0000099	5	0.0000020	3.2702261	0.0119
Error	0.0000328	54	0.0000006		
total	0.0000427	59			

En la **Tabla VI** se encuentran detallados los valores medios de desgaste expresados en mg/cm^2 . Se puede observar que la mayor pérdida de masa se obtuvo en el Grupo PH correspondiente a Photac Fill Quick Aplicap (0.0011300) con diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0.05$) con respecto al resto de los materiales experimentales evaluados.

Tabla VI. Abrasión: Valores medios de desgaste (mg/cm^2)

materiales	medias	n		
Grupo PH	-0.0011300	10	A	
Grupo PF	-0.0000700	10		B
Grupo DY	-0.0000600	10		B
Grupo T	-0.0000300	10		B
Grupo A	-0.0000300	10		B
Grupo F	-0.0000100	10		B

Letras distintas indican diferencias significativas ($p \leq 0.05$)

De los datos obtenidos se deduce que de los materiales evaluados, solo Photac Fil Quick Aplicap representante de los VIR presentó valores de desgaste significativos, pero únicamente entre la masa inicial (PI) y la primera evaluación a los 7 días (Pf 1) pero no presentó valores de significancia en Pf 2 y Pf 3. ($p=0.8152$)

V. C. MODULO DE ELASTICIDAD

En la **Tabla VII** se encuentran detallados, los valores medios de módulo de elasticidad con sus correspondientes desviaciones estándar, expresados en MPa, para los diferentes grupos experimentales. Puede observarse que el menor módulo de elasticidad se obtuvo en el Grupo DY, correspondiente al Dyract flow (495.63) y los valores más altos correspondieron a los Grupos F, F2000 (9847.00) y T, Tetric Ceram, (8403.80).

Tabla VII. Módulo de elasticidad. Valores medios (MPa) y DE.

MATERIALES	N	MEDIA	DESV. ESTANDAR
F 2000 (F)	8	9847.00	1276.30
A 110 (A)	10	5873.30	870.42
Dyract Flow (DY)	8	3495.63	623.93
Tetric Ceram (T)	10	8403.80	1108.57
Photac Fil (PH)	8	5888.00	1200.53
Perma Flo (PF)	10	5949.60	540.57

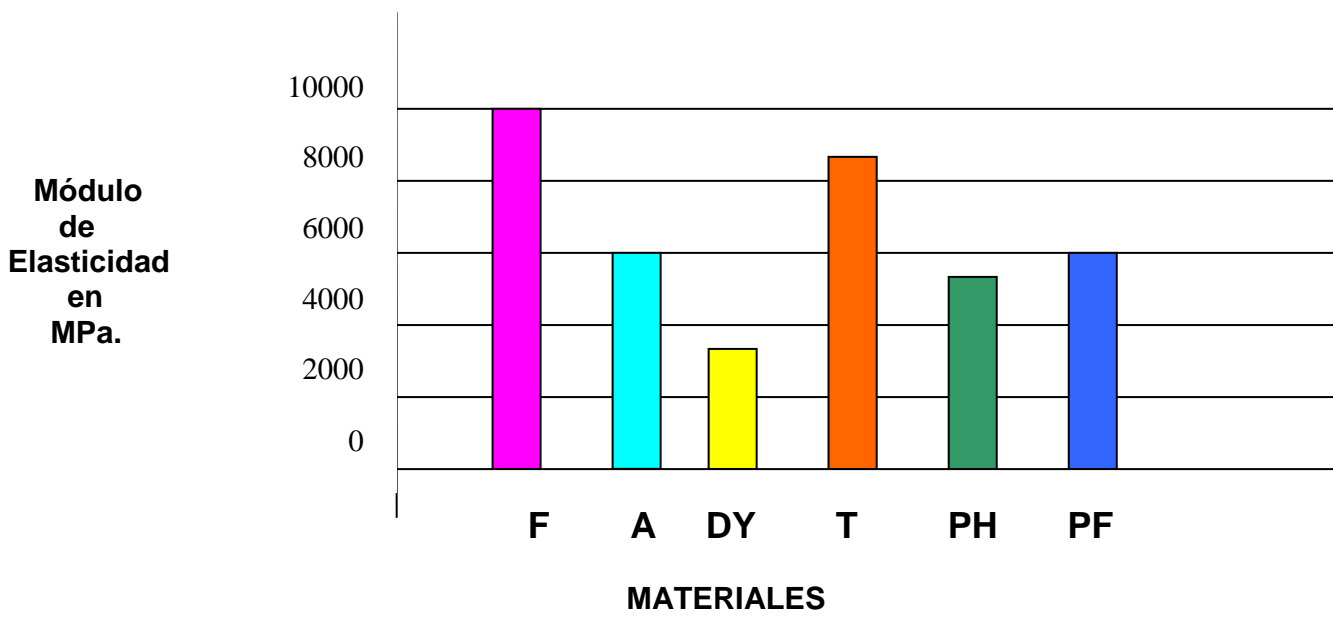
El análisis de Varianza registrado en la **Tabla VIII**, demuestra las diferencias altamente significativas $P \leq 0.0001$ entre los diferentes materiales.

Tabla VIII: Módulo de elasticidad. Análisis de Varianza.

FUENTE	S.C.	G.L.	C.M.	F	P
Materiales	207543316.025	5	41508663.205	44.548	0.0001
Error	44725359.975	48	931778.333		
Total	252268676.000	53			

En la **figura 26** se grafican claramente los resultados obtenidos, el mayor módulo de elasticidad para el F 2000 y el Tetric Ceram y el menor para el Dyract Flow, con diferencias altamente significativas con respecto a los demás grupos, no existiendo diferencias entre el A 110, Photac Fil y Perma Flo.

FIGURA 26. Representación gráfica estadística de los valores medios de módulo de elasticidad.



DISCUSIÓN

La pérdida de estructura dentaria en el área de unión cemento-adamantina puede ser el resultado de abrasión, erosión, abfracción u otros factores etiológicos no cariogénicos y sus posibles interacciones.

Es imprescindible un diagnóstico preciso de las lesiones cervicales no cariosas, para medir las consecuencias y analizar las expectativas de tratamiento.

La erosión se define como una pérdida de tejido dentario por un proceso químico, en donde no se involucran bacterias y puede ser causada por factores extrínsecos (ej. bebidas o alimentos ácidos) o intrínsecos (ej. bulimia o anorexia) (25-83).

En la erosión, la cantidad de tejido perdido depende no sólo del potencial erosivo de los alimentos sino también de otros factores como pH, efecto bufferizante de la saliva, concentración de ácidos, tiempo de exposición, porcentaje de flujo salival y película salival adquirida (26-97).

Los materiales estéticos utilizados para restaurar este tipo de lesiones del tercio cervical no son inmunes a la disolución ácida, se solubilizan en mayor o menor grado dependiendo además de su composición química, mecanismo de endurecimiento y características particulares de cada material.

Está debidamente comprobado que todos los materiales una vez expuestos al medio bucal sufren procesos de sorción y solubilidad variables, que conllevan una degradación de los mismos, que afectará la calidad y longevidad de las restauraciones. La sorción de agua es un proceso de difusión controlada dentro de la matriz resinosa que puede producir la ruptura de la unión entre el relleno y la matriz, además se puede producir la disolución de partículas de relleno, iones y

sustancias orgánicas; ocasionando una disminución en el peso y se conoce como solubilidad (63-56-102).

En los ensayos de **resistencia a la disolución ácida** de los materiales experimentales (composites, ionómeros vítreos reforzados con resina y compómeros) evaluados en este estudio, efectivamente se puso de manifiesto la influencia de las características resinosas, en los procesos de sorción y solubilidad que se producen en condiciones de humedad, ya que las muestras fueron conservadas en agua destilada durante siete días previo a la condición experimental y posteriormente sumergidas en la solución erosiva por un período adicional de siete días.

Numerosos trabajos científicos (5-22-23-30-35), analizaron estos procesos y debido a la variabilidad en la metodología de trabajo utilizada, como así también en los materiales estudiados, se consideró valorar los resultados obtenidos de un modo relativo antes que realizar una comparación estrictamente numérica.

Del análisis de los resultados se deduce que todos los materiales sufrieron erosión, manifestada por la pérdida de masa, aunque en distinta magnitud, con diferencias significativas entre los grupos experimentales.

Probablemente esto se deba a su diferente composición química, grado de viscosidad y cantidad de carga de relleno.

El Dyract Flow y Perma Flo fueron los materiales que presentaron el mayor grado de disolución (18.12 mg/cm^2 y 17.52 mg/cm^2 , respectivamente) con diferencias altamente significativas con respecto al Tetric Ceram, F 2000 y A 110 por un lado y al Photac Fil por otro lado. Ésto se debería a la muy baja viscosidad (mayor proporción de matriz orgánica) y escaso porcentaje de relleno inorgánico que presentan, además de la presencia de TEDMA como diluyente, cuya solubilidad es mayor. Cuando un

material es más denso la distancia entre los átomos o moléculas sería menor y además estaría determinada por el tipo de unión química; en los fluídos habría un mayor espacio entre moléculas por unidad de volumen por el cual podría penetrar la solución erosiva provocando una mayor corrosión por la disminución del pH interno (50). Por el contrario, en los materiales más densos el número de moléculas por unidad de volumen es mayor con la consecuente disminución de espacios libres para la penetración del ácido. Esto justificaría también el mejor comportamiento o mayor resistencia a la disolución que presentaron el Tetric Ceram, F 2000 y A 110 (0.19 mg/cm², 0.34 mg/cm² y 0.51 mg/cm² respectivamente); sin diferencias significativas entre ellos.

Por otro lado, la menor pérdida de masa que se observó en estos materiales estaría relacionada con el mayor porcentaje de carga por unidad de peso (T: 80%, F: 84%, A: 56%). El relleno no absorbe agua de por sí, pero su composición química, proporción, tamaño y forma de las partículas sí influyen en la sorción (15-22-92), el agua absorbida se aloja en la interfase relleno-matriz polimérica y una vez allí reacciona con el agente de unión (98). Por lo tanto la silanización del relleno también influyó favorablemente en este caso, al brindar una unión efectiva entre las partículas y la matriz orgánica con menor sorción y por ende menor disolución. A esto se suma el mecanismo de fotopolimerización que produciría un mayor grado de conversión, menor presencia de monómeros sin reaccionar y mejor estabilidad química (37-26).

Con respecto a los cementos de ionómeros vítreos reforzados con resinas (ionómeros híbridos o VIR) serían otra alternativa de restauración en lesiones cervicales, por la liberación de fluoruros, biocompatibilidad y adhesión específica a la estructura dentaria; con la manifiesta ventaja de reducción del tiempo clínico de

fraguado y menor sensibilidad a la ganancia o pérdida de agua sobre los ionómeros convencionales.

Por sus características estructurales, el cemento radicular no puede ser biselado ni grabado con ácido para la técnica de restauración con composite, como se realiza a nivel adamantino; por ende, en la actualidad los ionómeros híbridos (VIR) resultan ser el material de elección en restauraciones que comprometen dicho tejido (Urquía Morales y col, 2001) (94-95-96).

En cuanto a la resistencia al ataque ácido, el VIR estudiado (Photac Fil) presentó valores intermedios de disolución (5.84 mg/cm^2), con diferencias significativas con los demás grupos experimentales. Esto sería el resultado de la resina incorporada en su composición, que posibilita no sólo la formación de sales sino también una reacción de polimerización. O sea que se complementan uniones iónicas y uniones covalentes con la resina que tienen dobles ligaduras y la posibilidad de polimerizar por adición. Estas reacciones le darían una mejor estabilidad química a los VIR y contribuirían a disminuir la solubilidad, pero no lo suficiente como en los composites.

Numerosos estudios han demostrado la reducción significativa de erosión de los ionómeros con respecto a otros cementos, que incluso disminuye con el tiempo, lo que demuestra la importancia de la maduración de la matriz (72-84-85).

Puede inferirse que los resultados obtenidos pueden ser de valor para el clínico quien debe conocer además la dieta del paciente y sus hábitos alimenticios y de higiene, para estimar como se comportará el material y juzgar la conveniencia de su aplicación en lesiones cervicales por erosión.

La **resistencia al desgaste** es otra propiedad digna de considerar en la selección de materiales restauradores estéticos, especialmente cuando son utilizados para la restauración de lesiones del tercio gingival, cuya etiología es la abrasión.

La abrasión es el desgaste patológico de la estructura dentaria causada por procesos mecánicos anormales provenientes de objetos extraños o sustancias introducidas en la boca, que al contactar con los dientes generan la pérdida de los tejidos duros a nivel del límite amelocementario, mediante mecanismos como el pulido, frotado o raspado (45).

Está debidamente comprobado que la sorción de agua afecta a las propiedades mecánicas de los materiales (22-97), a su resistencia a la tensión (87), módulo de elasticidad (25) y resistencia al desgaste, como así también a las propiedades ópticas de los mismos (86).

Mc Lean y Wilson durante las primeras investigaciones sobre el uso clínico del ionómero vítreo, sostienen que la restauración de la lesión de abrasión del tercio gingival, demostró ser la más exitosa (54).

En la evaluación in-vitro realizada en este trabajo, los resultados obtenidos en resistencia al desgaste, se contraponen con los hallazgos anteriormente citados. La dureza a menudo se ha utilizado como indicador de la capacidad de un material para resistir la abrasión o el desgaste. Sin embargo, la abrasión es un mecanismo complejo en el medio bucal que implica interacción entre numerosos factores. Según Kenneth, una prueba confiable in vitro para conocer la resistencia a la abrasión, es la diseñada para simular tanto como sea posible el tipo particular de abrasión al que finalmente será sometido el material in vivo. No obstante, una simple prueba in vitro

no siempre predice con precisión el desgaste que ocurre in vivo, debido a la gran complejidad del medio clínico (4).

La literatura revela algunas contradicciones sobre la certeza de que el cepillado esté relacionado con la abrasión dental. Algunos estudios indican que las abrasiones dependen de las técnicas y la frecuencia del cepillado, la rigidez de las cerdas, la abrasividad del dentífrico y la posición del diente en la arcada (15).

El objetivo del presente trabajo, fue evaluar la resistencia al desgaste de materiales restauradores estéticos alternativos, utilizando como abrasivo una pasta dentífrica a base de bicarbonato de sodio y un dispositivo ad-hoc con cepillos dentales, simulando una situación clínica, para de esta manera estimar su posible utilización en lesiones del tercio gingival.

El material Photac Fil, como representante de los ionómeros vítreos modificados con resina, presentó los mayores valores de desgaste, con diferencias significativas con respecto a los otros grupos experimentales. Sería lógico pensar, que ésto puede deberse a que si bien su resistencia a la desintegración en el medio bucal es mayor por la presencia de resina, comparativamente con los ionómeros vítreos convencionales, algunos estudios demuestran que la presencia de las mismas condicionan una eventual contracción de polimerización de éstas y de incorporación de agua (sorción), por lo que se recomienda polimerizar en capas de poco espesor (12-14-20-55-90). La conservación de los especímenes en agua bidestilada previa a los ensayos y el realizar la polimerización bloque podría haber aumentado la posibilidad de incorporar agua y producir la disolución del cemento, registrándose una disminución en el peso. Además, el líquido del Photac Fil incluye otras moléculas solubles en agua

(hidrófilas), con capacidad de polimerizar (por tener dobles ligaduras) como es el hidroxietilmetacrilato (HEMA), que es el responsable de la mayor absorción acuosa y la consecuente disminución de las propiedades físico mecánicas de la estructura final.

El desgaste experimentado por el VIR podría también estar relacionado al escaso porcentaje de resina incorporado en su composición (20% aproximadamente), comparativamente con los composites evaluados en este estudio, con elevado porcentaje de relleno en peso; como así también a la capacidad abrasiva de la pasta dental utilizada. Se ha comprobado que los dentífricos blanqueadores que contienen sílice o carbonato de calcio son menos abrasivos sobre los materiales restauradores estéticos, comparados con los que contienen bicarbonato de sodio, como el utilizado en este estudio (3).

Por otro lado, está debidamente comprobado que la fase inorgánica adicionada a la matriz de polímeros aumenta las características de dureza y resistencia a la abrasión. El Tetric Ceram, integrante de los sistemas resinosos microhíbridos con un porcentaje de relleno inorgánico del 80% en peso; el F 2000, representando a los compómeros, con un 84% de relleno y el A 110 microparticulado, de relleno intermedio, 56% en peso, presentan mayor dureza y demostraron mayor resistencia al desgaste. Estos tres materiales restauradores poseen además como agente de enlace el metacril-oxi-trimetoxi-silano. Los dobles enlaces de esta molécula permiten fácil unión a los monómeros metaacrílicos, mientras las fracciones silicio reaccionan con el grupo inorgánico de refuerzo, constituyéndose así en un verdadero puente de unión (32).

Coincidiendo con los resultados obtenidos en este estudio, y en concordancia con otros autores, puede aseverarse que las diferencias en el tamaño y forma del refuerzo son el factor determinante en las diferencias de resistencia al desgaste.

En cuanto al comportamiento de los materiales de baja viscosidad, si bien el compómero Dyract Flo, también posee una reacción ácido base, no presentó valores de desgaste significativos. Los compómeros presentan una mayor fuerza de tensión diametral entre las partículas dentro del cemento, comparativamente con los ionómeros vítreos modificados con resina, lo que aumentaría quizás su resistencia al desgaste (28-76).

Con respecto a la variable del tiempo en esta condición experimental, se podría justificar la pérdida de masa entre PI (peso inicial) y Pf 1 (7 días) por la presencia de la capa inhibida que presentan todos los materiales a base de resinas y que se traduciría en una capa blanda con menores propiedades físico-mecánicas y propensas al desgaste; ya que las muestras no fueron pulidas previo a ser sometidas a la condición experimental.

Se concluye, que de los materiales experimentales evaluados en este ensayo los composites y resinas compuestas modificadas con poliácidos revelaron los resultados más favorables. Probablemente la causa de la mayor resistencia al desgaste comparativamente con los VIR, radica en las diferencias entre las tecnologías del relleno de estos materiales, así como al monómero de conversión de la matriz, la carga de relleno y la calidad de adherencia de los rellenos a la matriz (92).

Estas consideraciones no deben ser tomadas como una contraindicación absoluta del uso de los ionómeros híbridos. Es posible que estos sean útiles en

abrasiones pero no en carácter de semipermanentes, ya que los valores medios de desgaste no fueron elevados y dependen de la sustancia abrasiva y ensayo experimental utilizados.

Finalmente, para restaurar lesiones cervicales de abfracción resulta de fundamental importancia conocer el grado de elasticidad o rigidez de los materiales alternativos. El objetivo de este ensayo fue determinar los valores correspondientes a **módulo de elasticidad** (Módulo de Young).

Lee y Eakle 1984 (45), consideran que las lesiones de abfracción son causadas por flexión y deformación de la estructura dentaria a través de fuerzas estresantes laterales (cargas biomecánicas), provocando la ruptura de los componentes del esmalte. Este es un proceso regresivo causado por una carga oclusal que produce fuerzas de tensión y compresión que ocasionan las microfracturas (16).

Numerosas investigaciones (52-62-63-76-81) han demostrado que materiales de mayor elasticidad (menor módulo de Young) presentan un adecuado comportamiento en lesiones de abfracción, ya que pueden compensar las tensiones inducidas, por su deformación elástica. Así mismo, que los valores de módulo elástico están en estrecha relación con la cantidad de carga, tipo de relleno, forma, tamaño y distribución de partículas y grado de viscosidad o fluidez del material (86-87).

Los resultados obtenidos en este estudio son coincidentes con los encontrados en la literatura, en base a estas consideraciones; ya que el composite Tetric Ceram (con un porcentaje de relleno del 80% en peso, un refuerzo cerámico de vidrios de bario, vidrios de fluorsilicato de Ba-Al y un tamaño promedio de partículas de 0.7 μm) y el compómero F 2000 (con una carga del 84% en peso, un relleno de

flúor aluminosilicato y partículas de 3 a 10 μm), revelaron los valores más altos de módulo elástico (8404 MPa y 9847 MPa respectivamente) con diferencias altamente significativas con respecto a los composites flow y microparticulados.

Puede inferirse que en estos materiales más rígidos, se vería afectada su unión a la dentina cuando las tensiones traccionales superan a las compresivas en la interfase, con menores posibilidades de retención clínica.

En cuanto al Dyract Flow, presentó los menores valores de módulo elástico (3496 MPa). En base a lo expuesto anteriormente se debería a su baja viscosidad, mayor contenido de matriz orgánica y menor carga de relleno.

En los restantes grupos experimentales se registraron valores intermedios, sin diferencias significativas entre ellos (A: 5873 MPa; PH: 5888 MPa; PF: 5950 MPa). Cabe destacar que el Perma Flo (PF) a pesar de ser un composite fluído, reveló un módulo elástico más alto comparativamente con el compómero flow (DY), que se podría atribuir al porcentaje de relleno (68% en peso) mayor aún que el del composite microparticulado (56% en peso).

Los hallazgos obtenidos y las apreciaciones realizadas indican que en una situación clínica como la abfracción deberían ser utilizados materiales con un bajo módulo de elasticidad, como los composites fluidos y microparticulados. Con este tipo de resinas, muchas de las tensiones inducidas serían absorbidas por la restauración más que transmitidas a la interfase diente-restauración.

Como las condiciones experimentales realizadas no son las de la clínica, en la cual el material se encuentra expuesto de manera en un medio húmedo, no debe pensarse en una extrapolación directa de los resultados a una situación real.

En definitiva, la evaluación in vitro de ciertas propiedades, realizada en este trabajo, permitiría establecer criterios para seleccionar el o los materiales restauradores más apropiados, en base a sus propiedades físico-mecánicas y a la etiología de la lesión, con proyección a la transpolación clínica y duración esperada de la restauración.

CONCLUSIONES

VII. CONCLUSIONES

- a. **Resistencia a la disolución ácida:** los mejores resultados con respecto a esta variable se obtuvieron con las resinas microhíbridas y los más desfavorables con los materiales flow. El análisis determinó la formación de tres grupos. Uno constituido por el microhíbrido, compómero y microparticulado que presentaron mejores valores de resistencia a la erosión. El segundo integrado por los materiales de consistencia fluída que obtuvieron los valores más altos de erosión, y un tercer grupo representado por el VIR con valores intermedios de disolución con diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

- b. **Resistencia al desgaste:** el mayor desgaste lo presentó el ionómero vítreo híbrido, con diferencias estadísticamente significativas respecto a los otros materiales experimentales evaluados.

- c. **Módulo de elasticidad:** los compómeros flow fueron los que presentaron mejores resultados en esta condición experimental. Mientras que los mayores valores se obtuvieron en los compómeros y composites microhíbridos. No se

presentaron diferencias estadísticamente significativas entre el resto de los materiales evaluados (microparticulado, composite flow y ionómero híbrido)

Puede concluirse que los materiales estudiados presentaron valores de disolución, desgaste o abrasión y módulo de elasticidad variables de acuerdo con las características particulares de cada producto.

RESUMEN

VIII. RESUMEN

El propósito de este estudio fue evaluar el comportamiento in-vitro, de seis materiales de restauración, en base a las propiedades físicas y mecánicas que deben reunir los materiales restauradores adhesivos, al tercio gingival; para considerar cual reuniría satisfactoriamente las propiedades para su uso, de acuerdo con la etiología de la lesión. Se confeccionaron 10 probetas (n=60) de cada material experimental que fueron manipulados según las indicaciones del fabricante. Se dividieron en 6 grupos: F (F 2000 /3M ESPE); A (A 110/3M ESPE); DY (Dyract Flow /Dentsply); T (Tetric Ceram /Vivadent); PH (Photac Fil / 3M ESPE) y PF (Perma Flo/ Ultradent). Con respecto a la disolución ácida, el análisis de Varianza y el test de Student determinaron que la menor pérdida de masa se obtuvo en el Grupo T, y la mayor en DY y PF. No hubo diferencias significativas entre DY y PF ni entre A, F y T. Pero si las hubo ($P \leq 0.01$) entre A, F y T con respecto a DY y PF; y de ellos con PH. En lo referente al desgaste la mayor pérdida de masa la presentó PH con diferencias estadísticamente significativas respecto al resto de los materiales. Mediante el test DGC solo el material PH presentó valores de desgaste significativos pero solo entre Pf 1 y Pf 2 pero no entre Pf 2 y Pf 3. Para módulo elástico el análisis de Varianza mostró diferencias significativas ($P \leq 0.0001$) entre los diferentes materiales, siendo DY el de menor módulo y F el de módulo mayor. Puede concluirse que los materiales estudiados presentaron valores de disolución, desgaste o abrasión y módulo de elasticidad variables de acuerdo con las características particulares de cada producto.

SUMMARY

VIII. Summary

The aim of this study was to assess the *in-vitro* behaviour of six restorative materials based on the physical and mechanical requirements that gingival third adhesive restorative materials should meet, in order to consider which one would be in agreement with such specifications for its use, according to the ethiology of the lesion. 10 specimens for each restorative material (n=60) were prepared, and the later were manipulated according to the manufacturer's instructions. They were divided into 6 groups: F (F2000; 3M/ESPE); A (A110; 3M/ESPE); DY (Dyract Flow; Dentsply); T (Tetric Ceram; Vivadent); PH (Photac Fil; 3M/ESPE); n PF (Perma Flo; Ultradent). With respect to acid dissolution, Variance analysis and Student test determined that the smallest mass loss was obtained in T group and the greatest in DY and PF. There were no significant differences between DY and PF nor among A, F and T. However, significant differences (P 0.01) were found among A, F and T with respect to DY and PF, and between the two latest with PH. With regards to wore performance, the greatest mass loss was found in PH with statistically significant differences compared to the other materials. Through DGC test only PH offered significant wore values; however, only between PI and PF1 but not between Pf2 and Pf3. With reference to elastic modulus, Variance analysis showed significant differences (P 0.0001) amongst different materials, being DY the one with the smallest modulus and F the one with the greatest. It can be concluded, then, that the materials above showed variable erosion and abrasion wore and elasticity modulus values according to the particular features of each product.

BIBLIOGRAFÍA

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **Abate P, Bertachini S, Polar M, Macchi R** (1997). Adhesion of compomer to dental structures. *Quint Int.* 28:509-512.
2. **Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem MJA, Takeuchi M, Vanherle G, Van Meerbeek B.** (2001). Dynamic elastic modulus of "packable" composites. *Dent Mater* 17: 520-525.
3. **Amaral CM, Rodríguez JA, Erhardt MC, Araujo MW, Marchi GM, Heymann HO y Pimenta LA.** (2006). Evaluation of superficial roughness of restorative esthetic materials using bleaching dentifrice. *J. Esthrt. Restor. Dent.* 18 (2): 102-108.
4. **Anusavice KJ.**(1998). Propiedades físicas de los materiales dentales. En *Ciencia de los materiales dentales.* McGraw-Hill Interamericana editores, S.A..México, pp 33-48.
5. **Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB.** (2001). The influence of water storage and C – factor on the dentin resin composite microtensile bond strenght and debond pathway utilizing a filled and unflied adhesive resin. *Dent Mater.* 17: 268-276.
6. **Attin T, Vataschki M, Hellwig E.** (1996). Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int.* 27: 203-209.
7. **Asis K, Ziabert A, Cobb D.** (2005). Restoring erosion associated with gastroesophageal reflux using direct resins: case report. *Oper Dent.* 30 (3): 395-401.

8. **Barrancos Money J y col.** (2006). Operatoria Dental. Integración clínica. Cuarta edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires.
9. **Bernhard O** (2006). Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. J Oral Rehabil. 33 (1): 17-25.
10. **Brasca N, Urquía Morales C.** (2003). Evaluación clínica del comportamiento de materiales restauradores en molares primarios. Rev. Fac. Odont. Univ. Ant. Colombia. 17 (1): 15-25.
11. **Chambers S, Lautenschlager T** (1997). Comparative study abrasive wear properties of selected anterior restorative materials. J. Dent. Res. 76. Special Issue. Abst. N° 228.
12. **Christensen GJ.** (1997). Compómeros vs. Ionómeros vítreos reforzados con resina. J Am Dent Assoc (Ed. Argent). 1 (3): 55-57.
13. **Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE.** (2000).The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. J Am Dent Assoc 131: 1610-1615.
14. **CRA Newsletter** (2006). Flowable Resins: up date 2006. Part 1. 30 (5). Disponible:<http://www.dentalhub.net/Portals/5/Articles/LADNNov07-CRA.pdf>. Acceso en diciembre de 2007.
15. **Cuniberti N.** (2001). Lesiones cervicales no cariosas y su tratamiento. Rev Asoc Odontol Argent. 89 (5): 514-526.
16. **Cuniberti N y Rossi G** (2007). Abfracción. La lesión dental del futuro. Parte I. Etiopatogenia y características clínicas. Rev Asoc Odontol Argent. 95 (3): 235-242.

17. **De Lima Navarro MF.** (2000). Límites y perspectivas de los vidrio-ionómeros. En *Operatoria Dental y Biomateriales 2000*. Ed. Gilberto Henostroza Haro. Lima-Perú.
18. **Di Rienzo JA, Guzman AW, Casanoves F** (2002). A multiple comparisons method based on the distribution of the root node distance of binary tree. *JABES*. 7 (2): 129-142
19. **Dos Santos V, Dos Santos J and Panzeri H** (1997). Abfraction and cervical stress analysis using three-dimensional FEM. *J. Dent. Res.* Vol.76. Abst. N°349
20. **Edelberg MH.** (1999). Ionómeros vítreos y compómeros. *Rev Asoc Odontol Argent.* 87(6):517-521.
21. **Edelberg MH** (2003). Adhesión con ionómeros vítreos. En *Adhesión en Odontología Restauradora*. Editor Henostroza G. Editorial MAIO. Curitiba, Brasil, pp139-162.
22. **Edwards M, Creanor SL, Foye RH, Gilmour WH** (1999). Buffering capacities of drinks: the potential influence on dental erosion. *J. Oral Rehab.* 26: 923-927
23. **El-Hadary A, Drummond JL.** (2000). Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. *J Prosthet Dent.* 83: 356-361.
24. **El-Kalla IH, García-Godoy F.** (1999). Mechanical properties of compomer restorative materials. *Oper Dent.* 24: 2-8.
25. **Fan PL, Edhal A, Leung RL, Stanford JW.** (1985). Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. *J Dent Res.* 64: 78-80.
26. **Ferracane JL.** (1994). Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 21: 441-452.

27. **Geurtsen W** (1998). Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci.* 106: 687-695.
28. **Gil MA, Sáenz Guzmán M.** (2000). Compómero: ¿Vidrio ionomérico modificado con resina o resina modificada con vidrio ionomérico?. *Acta Odontol Venez.* 39(1): 57-60.
29. **Gilmore E** (1985). Restauraciones y estéticas directas. En *Operatoria Dental*. Cap. X. Segunda edición en español. Ed. Interamericana. México. Pp.191-228.
30. **Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G.** (1997). Comparative physicomechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res.* 76: 883-894.
31. **Grippio J** (2004). Attrition, abrasion, corrosion and abfraction. *J Am Dent Assoc.* 135: 1109-1118.
32. **Guzmán Báez HJ.** (1999). Resinas Compuestas. En *Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico*. ECOE Ediciones. Bogotá, Colombia, pp 281-297.
33. **Hasegawa T, Itoh K, Koike T, Yukitani W, Hisamitsu H, Wakumoto S, Fujishima A.** (1999). Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system. *Oper Dent.* 24: 323-330.
34. **Henostroza HG y col.** (2003). Adhesión en odontología restauradora. Primera edición. Editorial MAIO. Curitiba, Paraná, Brasil.
35. **Iazzetti G, Burgess JO, Gardiner D.**(2001) Selected mechanical properties of fluoride-releasing restorative materials. *Oper Dent* 26: 21-26.
36. **ISO-4049** (1988). Resin-based filling materials.

37. **Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S.** (1998). Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion. *Oper Dent.* 23: 132-137.
38. **Jordan R, Suzuki M, Boksman L** (1988). Two year clinical evaluation of a dentin bonding agent used with and without mechanical retention. *J. Dent. Res.* Vol. 76. Abst. N°2009.
39. **Kalachandra S, Wilson TW.** (1992). Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials. *Biomater.* 13: 105-109.
40. **Kim KH, Ong JL, Ojuno O.** (2002).The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 87: 642-649
41. **Konig K G** (1990). Root Lesions. *Int. Dent.J.* 40: 283-290.
42. **Kugel G.** (2000).Direct and indirect adhesive restorative materials: A review. *Am J Dent* 13: 35D-40D.
43. **Lanata EJ.** (2003).Resinas restauradoras. Adhesión. En *Operatoria Dental, estética y adhesión.* Ed. Grupo Guía S.A. Primera edición. Buenos Aires, Argentina, pp.90-116.
44. **Lanata EJ.** (2003).Restauraciones de clase 5. En *Operatoria Dental, estética y adhesión.* Ed. Grupo Guía S.A. Primera edición. Buenos Aires, Argentina, pp.136-150.
45. **Lee N and Eakle WS.** (1984): Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosion lesions in tooth. *J Prosthet Dent.* 52: 374-380.

46. **Leinfelder K** (1994). Restoration of abraded lesions. *Compend. Edu. Cont.* 15, (11):1396-1400.
47. **Lij, Liu Y, Soremark R, Sundstron F** (1996). Flexure strength of resin-modified glass ionomer cements and their bond strength to dental composites. *Acta Odont Scand.* 54:55-58.
48. **Lussi A, Jaeggi T, Schaffener M.** (2004). Prevention and minimally invasive treatment of erosions. *Oral Health Prev Dent.* 2 Suppl 1: 321-325.
49. **Litonjua LA** (2003). Non carious cervical lesions and abfractions: a re-evaluation. *J Am Dent Assoc.* 134 (7): 845-854.
50. **Macchi R** (2000). *Materiales Dentales.* 3° ed. Bs. As. Editorial Médica Panamericana.
51. **Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Kickel R.**(2000). Mechanical properties and wear behavior of lightcured packable composite resins. *Dent Mater* 16: 33-40.
52. **Marion L y Ryba NJ.** (1997). Effects of occlusion type and wear on cervical lesion frequency. *J. Dent. Res.* Vol. 76. Abst. N°2364
53. **Matis BA, Cochran MA.** (2002) Technique on restoring cervical lesions. *Oper Dent.* 27 (5): 525-527.
54. **Mc Lean JW.** (1991). Estado actual y futuro del uso de los cementos de ionómero vítreo. *Rev Asoc Odontol Argent.* 79(3): 157-164.
55. **Mc Lean JW.**(1992). Clinical applications of glass ionomer cements. *Oper Dent.* (Suppl. 5) 184.

56. **Mc Lean JW, Nicholson JW y Wilson AD** (1994) Proposed nomenclatura for glass ionomer dental cements and related materials. *Quint. Int.* 25: 584-589.
57. **Melo FV, Belli R, Monteiro S, Viera LC.** (2005). Esthetic noncarious class V restorations: a case report. *J Esthet Restor Dent.* 17 (5): 275-278.
58. **Mitra S, Kedrowski, B** (1994). Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater.* 10: 78-82.
59. **Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE.** (2000). Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J* 50:360-366.
60. **Mondelli RFL, Prakki A** (2003). Surface roughness and electron microscope observations of resin luting agents. *J Appl Oral Sci.* 11: 327-331.
61. **Mondelli RFL, Wang L, Pimentel Garcia FC, Prakki A, Franco EB e Ishikiriyama A.** (2005). Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated toothbrushing abrasión test. *J Appl. Oral Sci.* 13 (2): 346-350.
62. **Montes MAJR, de Goes MF, Bernardi da Cunha MR, Soares AB.** (2001) A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. *J Dent. Res.* 29: 435-441.
63. **Musanje L, Shu M, Darvell BW.** (2001). Water sorption and mechanical behavior of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater* 17:394-401.

64. **Naasan M.A, Watson.T.F.** (1998). Conventional glass ionomers as posterior restorations. *Am J Dent* 11 (1): 36-45.
65. **Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP** (2004). In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater.* 20(1): 63-71.
66. **Nagem Filho H** (1999). *Materiais dentários: resinas compostas.* Bauru: Artes Gráficas.
67. **Nemcovsky CE, Artzi Z.** (1996). Lesiones de erosión-abrasión. Revisión. *Compend. Edu. Cont.* 17(4): 416-423.
68. **NewbrumE, Armitage J, Daniels M** (1985). Root caries. A major oral health problem. *Oral Health.* 75 (11): 49-56.
69. **Nikiforu K G** (1986). *Caries dental.* Editorial Mundi S.A.I.C. y F. Buenos Aires, Argentina.
70. **Nomoto R, Mc Cabe JF** (2000). A simple acid erosion test for dental water-based cements. *Dent Mater.* 17: 53-59.
71. **Nune J, Shaw L and Smith A** (1996). Tooth wear-dental erosion. *Br Dent J.* 180 (9):349-352.
72. **Onal B, Parir T.** (2005). The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc.* 136 (11): 1547-1555.
73. **Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S.** (2001). Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent. Res.* 29: 35-41.
74. **Oysaed H, Ruyter IE.** (1986). Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res.* 65: 1315-1318.

75. **Owens B, Gallien G** (1995). Noncariou Dental "Abfraction" lesions in an aging population. *Compend. Edu. Cont.* 16 (6): 552-561.
76. **Peutzfeld A.** (1996). Compomers and glass ionomers bond strength to dentin and mechanical properties. *Am J Dent.* 9(6): 259-263.
77. **Pindborg JJ.** (1970). Pathology of the dental hard tissues. Copenhagen Munksgaard, pp 312-321.
78. **Pintado MR, DeLong R, Ko CC, Sakaguchi R y Douglas W.** (2000). Correlation of noncariou cervical lesion size and occlusal wear in a single adult over a 14-year time span. *J Prosthet Dent.* 84: 436-443.
79. **Rees JS y Jagger DC.** (2003). Abfraction lesions: myth or reality?. *J Esthet Restor.* 15 (5): 259-260.
80. **Rios D, Honorio HM** (2002). Wear and superficial roughness of glass ion used as sealants, after simulated tooth brushing. *Pesq Odontol Bras.* 16: 343-348.
81. **Sabbagh J, Vreven J, Leloup G.** (2002). Dynamic and static module of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater* 5: 64-71.
82. **Sarkar NK.** (2000). Internal corrosion in dental composite wear: Its significance and simulation. *J Biomed Mater Res* 53: 371-380.
83. **Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G.** (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomater.* 24: 655-665.
84. **Sidhu S.K, Watson T.F.**(1995). Resin-modified glass ionomer materials. *Am J Dent.* 8 (1): 59-67.

85. **Small ICB, Watson TF, Chadwick AV, Sidhu SK.** (1998). Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: An in vitro comparison with other materials. *Biomater* 19: 545-550.
86. **Söderholm KJM, Mukherjee R, Longmate J.** (1996). Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dent Res.* 75: 1692-1699.
87. **Söderholm KJM, Roberts MJ.** (1990). Influence of water exposure on the tensile strength of composites. *J Dent Res.* 69: 1812.
88. **Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Roberts MJ y Suindre M.** (1984). Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res.* 63: 1248-1254.
89. **Staninec J** (2006). Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine and tooth colored filling materials. *J Dent.* 34: 214-220.
90. **Swift EJ, Paulus MA y Vargas MA.** (1995). Shear bond strengths of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Oper Dent.* 20: 138-143.
91. **Thylstrup N and Fejerskov O.**(1986).Chap. 11-14 and 16. Textbook of cariology. Munksgaard 1st Edition.
92. **Turssi CP, Ferracane JL, Serra MC** (2005). Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent. Mater.* 21: 641-648.
93. **Urquia Morales MC, Bonnin CE** (1997).Marginal leakage of microhybrid composite resins and compomers according to adamantine cavo-surface margin treatment. *J Dent Res.* 76: 918 (Abstract 2).

94. **Urquía Morales MC, Brasca N, Girardi M, Ríos MA** (2001). Filtración marginal de restauraciones cervicales con ionómeros híbridos y sellantes. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 89 (5): 459-463.
95. **Urquía Morales MC, Brasca N, Girardi M, Ríos MA** (2005). Liberación de fluoruros de materiales utilizados como selladores (un estudio in vitro). Rev. Fac. Odont. Univ. Ant. Colombia. 17 (1): 39-43.
96. **Urquía Morales MC, Brasca N, Girardi M, Ríos MA** (2007). Liberación de fluoruro de ionómeros vítreos de alta densidad. Rev. Asoc. Odontol. Argent. 95 (1): 39-43.
97. **Vaca MJ, Ceballos L, Fuentes MV, Osorio R, Toledano M y Garcia Godoy F.** (2003). Sorción y solubilidad de materiales formulados con resina. Av Odontoestomatol. 19(6): 283-289.
98. **Vanherle G, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P** (1995). Aspectos clínicos de la adhesión a dentina. Rev Asoc Odontol Argent. 83: 95-97.
99. **Wakefield CW, Woods PW** (2002). Esthetic composite resins applications. Tex Dent J. 119 (10): 972-978.
100. **Wang L, Garcia FCP** (2004). Wear resistance of packable resin simulated toothbrushing test. J Esthet Rest Dent. 16: 303-314.
101. **Watson T, Bartle D**(1994). Adhesive systems composites, dentin bonding agents and glass ionomers. Br Dent J. 176, (19): 227-231.
102. **Williams JA, Billington RW, Pearson GJ** (1992): The effects of maturation in vitro erosión of glass ionomer and other dental cements. Br. Dent. J. 173 (10): 340-342.

103. **Woolford MJ, Grieve AR.** (1995). Release of fluorid from glass polyalkenoate (ionomer) cement subjected to radiant heat. *J Dent* 23: 233-237.
104. **Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G.** (2000). Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 16:129-138.
105. **Zeman LE, Brizuela HG, Nieva N** (2003). Solubilidad de ionómeros vítreos y ionómeros vítreos con resinas: efectos de la erosión ácida. *Rev Asoc Odontol Argent* 91 (1): 52-55.