

410
29.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

ARISTON pHc COMPROBACION DE SU
"COMPORTAMIENTO INTELIGENTE"

T E S I S I N A
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
VERGARA LIMON | MONICA PATRICIA

DIRECTOR DE TESIS: DR ALEJANDRO LOPEZ RODRIGUEZ

ASESORES: C.D. PAULINA RAMIREZ ORTEGA
C.D.M.O JORGE GUERRERO IBARRA.
D.C.O. FEDERICO BARCELO SANTANA.



MEXICO, D F.

Vo. Bo.
Lopez
12-

1998.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2000



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

AL D.C.O FEDERICO BARCELÓ SANTANA

*JEFE DEL DEPARTAMENTO DE MATERIALES
DENTALES DE LA DIVISIÓN DE POSGRADO DE
LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA.*

*POR EL APOYO PARA LA
REALIZACIÓN DE ÉSTE PROYECTO*

AGRADECIMIENTOS:

AL DR. ALEJANDRO LÓPEZ RODRÍGUEZ

POR GUIARME EN ÉSTA TESINA.

*A TODOS LOS INTEGRANTES DEL
DEPARTAMENTO DE MATERIALES DENTALES*

*A MIS ASESORES DE TESINA COMO
LA DRA. PAULINA RAMÍREZ Y
EL DR. JORGE GUERRERO*

AGRADECIMIENTOS

*A MI MAMÁ POR QUERERME TANTO,
CONFIAR EN MÍ Y APOYARME EN TODO
MOMENTO.*

*A ALBERTO POR ESTAR SIEMPRE CONNMIIGO
EN TODOS LOS MOMENTOS.*

*A TODA MI FAMILIA EN GENERAL QUE SUPO
CONFIAR EN MÍ, SOBRE TODO A MI TÍO JUAN
POR HABER ESTADO APOYÁNDOME DURANTE
TODA MI CARRERA.*

*A RODRIGO POR APOYARME EN LA REALIZACIÓN
DE ÉSTE PROYECTO Y DE TODOS LOS DEMÁS.*

INDICE:

-INTRODUCCIÓN.	
-REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.	1
-PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	32
-JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.	33
-HIPÓTESIS.	34
-OBJETIVOS.	35
*GENERALES.	35
*PARTICULARES.	35
-MATERIALES Y MÉTODOS.	36
-RESULTADOS.	41
-CONCLUSIÓN.	49
-DISCUSIÓN.	50
-BIBLIOGRAFÍAS.	52

INTRODUCCIÓN

La odontología ha experimentado en las últimas décadas una expansión notable, tanto desde el punto de vista científico como en lo relativo a sus aplicaciones prácticas.

En la práctica dental diaria son los odontólogos los que más dificultades tienen para mantener siempre al día sus conocimientos y coordinarlos de un modo racional, haciendo que sus pacientes se beneficien de ellos.

Durante décadas la odontología restauradora, ha tenido que conformarse con la utilización de materiales de obturación sujetos a variaciones dimensionales que no permitían la consecución de un sellado conveniente, única garantía de mayor duración de la restauración y conservación de la integridad pulpar.

Se imponía la búsqueda de materiales capaces de conseguir una adhesión mecánica o química de los tejidos duros del diente, como condición indispensable para obtener un progreso determinante.

Anteriormente, las restauraciones dentarias se efectuaban con diversas clases de materiales, entre los principales están las amalgamas e incrustaciones para las restauraciones con componente oclusal; los silicatos y las resinas acrílicas para los dientes anteriores.

Los silicatos tienen el gran inconveniente de presentar una importante solubilidad en boca que producía su degradación, así mismo,

presenta falta de adhesión y fragilidad en espesores reducidos. Estos materiales actualmente se encuentran casi abandonados.

Durante un tiempo, las resinas metacrílicas representaron una esperanza; pero mostraron numerosos defectos: contracción excesiva a la polimerización, coeficiente de dilatación térmica importante, poca resistencia y falta absoluta de adhesión a los tejidos dentarios lo que producía filtración marginal e inestabilidad cromática.

En 1962 aparecieron por primera vez, tras los trabajos de Bowen y Buonocore los materiales compuestos que abrieron el campo de la odontología adhesiva y han hecho posible la realización de un concepto estético fundamental.

Actualmente son las resinas compuestas las que marcan un futuro impredecible, ya que han venido a dominar el campo de la estética directa; pues actualmente se pueden colocar en restauraciones clase III, IV y V o en clases I y II en zonas donde las fuerzas oclusales no son tan fuertes.

La amalgama ha sido el material elegido por la mayoría de los clínicos de todo el mundo para la restauración de piezas sometidas a carga. Sin embargo, debido a la creciente concientización acerca de los efectos derivados del mercurio libre durante la manipulación, se ha reevaluado recientemente su uso, por lo que hay una tendencia creciente y consolidada entre los dentistas para limitar sus indicaciones. Aunque la mayoría de las afirmaciones no se han confirmado científicamente y la amalgama aún demuestra validez clínica, hay una tendencia creciente y consolidada entre los dentistas para limitar sus indicaciones.

Una contribución a esta tendencia ha sido la introducción de medidas legislativas de tipo restrictivo, que en algunos países europeos están reduciendo el uso de la amalgama, así como también la creciente demanda de estética por parte de los pacientes. Además, ha surgido la tendencia de la odontología mínimamente invasiva, y los profesionales se esfuerzan, colectivamente, por conservar al máximo la estructura dental sana.

Constantemente se están llevando a cabo investigaciones dedicadas al desarrollo de un material restaurador; que no sólo sirviera como alternativa clínica de la amalgama, sino como verdadero sustituto, un material que demuestre las características positivas de la amalgama y muestre las propiedades físicas de las resinas compuestas modernas.

La casa Vivadent nos muestra una reciente alternativa, en la cual según ella se introduce a una nueva generación de materiales restauradores directos denominados INTELIGENTES. Así mismo la casa Colténe muestra una resina con propiedades físicas mejoradas.

Los fabricantes muestran al Ariston pHc (Vivadent) como una verdadera opción al reemplazo de la amalgama, ya que las evaluaciones clínicas a corto plazo de este material recientemente introducido, han demostrado que es duradero, fácil de usar, estético y sin sensibilidad postoperatoria para los pacientes; además reduce la formación de placa, por lo que inhibe el desarrollo de caries neutralizando los ácidos.

La casa Colténe muestran a Synergy como una resina mejorada, tanto en sus propiedades físicas como estéticas; motivo por el cual se decidió tomarla como comparación.

REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Los cementos de silicato fueron uno de los primeros que se utilizaron en odontología como materiales de restauración de color semejante al diente. Los silicatos son sistemas polvo-líquido. El líquido contiene ácido fosfórico del 35 al 50%, y el polvo está compuesto por diversas partículas de relleno de vidrio, como dióxido de silicio, alúmina y fluoruro cálcico. Todas las propiedades deseables de los silicatos derivan del contenido del polvo, mientras que todas sus propiedades indeseables provienen de la composición del líquido.

Los cementos de silicato presentan dos ventajas principales, una es su alto contenido de flúor, que va desprendiéndose lentamente del material, reduciendo por tanto la incidencia de caries recurrente; otra ventaja es que poseen un coeficiente de expansión térmica similar al de la estructura dental, mientras que un coeficiente de expansión térmica elevado podría dar como resultado una pobre adaptación marginal, debido a que el diente se expande y contrae con los cambios de temperatura.

Las desventajas que tienen éstos cementos es primeramente su elevada acidez, si se colocan en contacto con la dentina provocarán un daño pulpar considerable. También se deteriorarán rápidamente si se les permite desecarse, sin embargo son muy solubles en los fluidos orales. Por otro lado, como no son susceptibles de pulido, se teñirán rápidamente y experimentarán un desgaste importante debido a su bajo nivel de dureza.

La vida media de los silicatos distan bastante de ser un material de restauración ideal, aunque en otro tiempo se tratará del único material disponible de color semejante al del diente.¹

Las propiedades que presentan éstos cementos son:

- *El tiempo de fraguado es de 3 a 8 minutos.
- *La resistencia a la compresión a las 24 horas es de 180 MPa.
- *La resistencia a la tracción diametral a las 24 horas es de 3.5 MPa.
- *Su dureza es de 70 KHN
- *La solubilidad que presenta a las 24 horas en agua es de 1.0%
- *La respuesta pulpar es grave.
- *Anticariogénico.
- *Coeficiente de expansión térmica es de 7.0% en comparación con el diente.
- *pH menor de 3.00 al momento de insertarse en la cavidad 2

Por otra parte, las amalgamas dentales se usan más que cualquier otro tipo de material para la restauración de la estructura dental perdida. Cada año se colocan más de 160 millones de restauraciones de amalgama y son aproximadamente 80% de las restauraciones totales que se efectúan en dientes.

Una de las razones por las cuales se acepta la amalgama dental, desde el punto de vista de su rendimiento clínico, es la tendencia que presenta a minimizar la filtración marginal.³

Las amalgamas actuales, con alto contenido de cobre, se han convertido en un material extraordinariamente apto para su función debido a las propiedades físicas que presenta, por lo tanto, bien manipulada permite obtener restauraciones satisfactorias en todos los sentidos. Si la restauración es defectuosa, en la mayor parte de los casos la falla proviene del operador

y no del material, como ya se estableció, o la cavidad fue mal diseñada o la amalgama no se manipuló de manera adecuada.²

De la época en la que se empleaban exclusivamente las amalgamas convencionales de bajo contenido de cobre se conocen las alteraciones que sufren las dimensiones, que en el caso de las amalgamas con alto contenido de cobre, ya no se producen en la misma cuantía. El estudio de los materiales todavía se rige por conceptos como deformación estructural, deformación plástica, etc., que se miden de acuerdo con procedimientos preestablecidos. Desde el punto de vista clínico, para las amalgamas convencionales son especialmente relevantes el valor de deformación plástica y el fenómeno de la expansión mercuroscópica. Para las amalgamas con alto contenido de cobre, siempre que el material se elabore correctamente, éstos valores tendrán relevancia clínica.³

Las propiedades físicas de las amalgamas, de acuerdo con los requerimientos de la norma número 1 de la American Dental Association son las siguientes:

Los cambios dimensionales: no se debe de contraer o expandir mas de 20 micrómetros sobre centímetro a 37 grados centígrados, entre los 5 minutos y 24 horas de haber empezado la trituración mediante un dispositivo cuya exactitud sea de al menos 0.5 micrómetros.

*Resistencia a la compresión de una amalgama satisfactoria debe ser de 310 MPa.²

Propiedades de las amalgamas

Amalgama	Resistencia a la compresión en 1 hr.	Resistencia a la compresión en 7 días	Escurrimiento	Resistencia a la tracción en 24 hrs.
bajo contenido de cobre	145 MPa	343 MPa	2.0%	60 MPa
fase dispersa	137 MPa	431 MPa	0.4%	48 MPa
ternaria esférica	262 MPa	510 MPa	0.13%	64 MPa

2

En la Universidad Autónoma del Estado de México; en 1990 el Dr. Sánchez-Flores (et.al), publicó un artículo acerca de la resistencia a la compresión y el escurrimiento de dos aleaciones mexicanas de amalgama con alto contenido de cobre. En este estudio de resistencia a compresión fue buena, al igual que el escurrimiento; fue investigado en tres diferentes marcas de aleaciones de amalgama con alto contenido de cobre por un periodo de una hora y luego por siete días.⁴

En Alemania, en 1994, el Dr.Lutz-F; Krejci-I hizo un estudio de restauraciones con amalgama mesiocluso distal; los datos cuantitativos fueron en vivo a 4 años. Se evaluó el desgaste y la calidad marginal en 14 restauraciones con amalgama mesio ocluso distal usando dispersalloy.

La proporción de desgaste, y la medida vertical de la sustancia perdida en el área de contacto oclusal fue de 41,50,57.79,82,123,165y 215 micrones después de 1,2,3,6,9,24,36 y 48 meses. En el área libre de contacto oclusal se observó una expansión de 2 a 9 micrones; la micromorfología de la

interfase entre diente-amalgama cambió significativamente durante los primeros 9 meses después de realizada la restauración. El porcentaje de abertura marginal fue incrementada de 91% a 100%, la fractura de la restauración marginal fue de 49% a 89%.

La restauración con amalgama, está clínicamente comprobada como exitosa a pesar de su pobre adaptación marginal y de su poca resistencia al desgaste comparado con el esmalte.⁵

En otro artículo publicado en la Universidad de Michigan en Estados Unidos, por Lang-BR (et.al), en 1992 se hizo un estudio donde comparan en vivo la resistencia al desgaste de 12 resinas (7 de partícula fina, 3 de compuestas con amalgama después de 3 meses, los resultados revelan que el desgaste de la amalgama fue de 0.028.⁶

En otro artículo publicado en 1990 en Suiza, Krejci-I,(et.al) muestran el desgaste que puede haber en el esmalte de la fosa, en la restauración con amalgama y en el esmalte de la cúspide del antagonista de un diente en contacto; fue evaluado cuantitativamente y cualitativamente. El desgaste de del esmalte de la cúspide difiere del desgaste del esmalte de fosa; la restauración con amalgama se desgastó mas rápido que el esmalte de la fosa, pero éstas fueron menos destructivas que el esmalte de la cúspide del de su antagonista.⁷

Un estudio de laboratorio en Rumania realizado en 1989 por Luca-R y Luca-O presentaron las características de una amalgama de plata rumana; donde se realizaron estudios de deformación, resistencia, fractura, compresión, tensión, modulo de elasticidad; los resultados concluyen que el

comportamiento del patrón de la obturación en amalgamas de plata están por debajo de los efectos de las fuerzas masticatorias.⁸

Las obturaciones de amalgama están indicadas para cavidades de tipos I, II y V de Black, siempre que no afecten zonas visibles. Aunque las resinas compuestas (composites) le disputan a las amalgamas este campo de indicaciones, éstas han podido seguir imponiéndose durante décadas en la práctica y hasta el momento, los composites todavía deben de demostrar que son capaces de sustituirlas en todos los aspectos.

Por lo tanto, las resinas compuestas se utilizan por las propiedades estéticas, se caracteriza por ser un material heterogéneo formado por dos componentes que posee cualidades superiores.

Las resinas compuestas se constituyen de una matriz orgánica (resina), una fase dispersa (relleno) y un agente adhesivo que permite la unión resina/relleno. A esto, habrá que añadirle los coadyuvantes, sustancias que influyen en la reacción de polimerización o en la viscosidad o bien que intervienen en la estética del material.

La matriz más frecuente es la de BIS-GMA, o matriz de Bowen; ésta se obtiene a partir de 3 moléculas de base: bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico.

En el relleno, su misión principal es conferir al composite sus propiedades mecánicas y físicas. El material de relleno de uso habitual incluye cuarzo, sílice fundida y muchos tipos de cristales, entre otros aluminosilicatos y borosilicatos, algunos de ellos conteniendo óxido de bario.

La primera generación de materiales compuestos contienen un 60-70 % de volumen de cuarzo, vidrio y cerámica, presentan granulometrías de 8 a 12 micrómetros. La distribución del tamaño de las partículas puede variar dentro de estos límites de un producto a otro. Estos tipos de materiales son los mas antiguos y se denominan tradicionales o convencionales o de macrorrelleno. ²

El sílice coloidal permite la obtención de partículas muy pequeñas, de tamaño que va de 0.02 a 0.04 micrómetros son los microrrellenos. ²

Los microrrellenos y macrorrellenos pueden combinarse en el interior de un compuesto denominado híbrido. La ventaja de este tipo de composición es el aumento del porcentaje de relleno, lo que le confiere unas propiedades mecánicas y físicas superiores; el tamaño de la partícula está alrededor de 0.6 a 1.0 micrómetro. ²

Veremos así, que existen numerosas posibilidades de combinación, lo que justifica en parte el gran número de opciones comerciales. El criterio principal de elección vendrá dado por la relación en volumen de relleno/resina, y dependerá del caso clínico que se trate.

Por otra parte, la superficie del relleno se trata con un agente adhesivo, generalmente un silano, siendo el más frecuente el metacrilato-oxipropil-trimetil-silano. Se trata de una molécula bifuncional que en un extremo tiene unas características de monómero del metacrilato mientras que en otro tiene un grupo silano capaz de interactuar y unirse con cristales o cuarzo. En consecuencia, es capaz de establecer una unión entre la resina y los componentes del material de relleno en el sistema del composite.

Con respecto a los coadyuvantes, éstas son sustancias que influyen en la reacción de polimerización. y en éstos tenemos a los activadores, inhibidores. Teniendo además los diluyentes para la viscosidad de las resinas.

Dentro de los activadores tenemos a los activadores químicos, fotoquímicos, y fotoquímicos por radiación láser. Dentro de los inhibidores tenemos a las quinonas ya que permiten controlar los períodos de inducción, asegurando así una mejor conservación del producto. 9

Propiedades de las resinas compuestas:

Propiedad	Resinas convencionales	Resinas de microrelleno	Resinas de partícula pequeña	Resinas híbridas
Relleno inorgánico	60-65%	20-55%	65-77%	60-65%
Resistencia a la compresión	250-300 MPa	250-350 MPa	350-400 MPa	300-350 MPa
Resistencia a la tracción	50-65 MPa	30-50 MPa	75-90 MPa	70-90 MPa
Módulo de elasticidad	8-15 GPa	3-6 GPa	15-20 GPa	7-12 GPa
Coefficiente de expansión térmica	25-35 $\times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$	50-60 $\times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$	19-26 $\times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$	30-40 $\times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$
Sorción acuosa	0.5-0.7 mg cm^2	1.4-1.7 mg cm^2	0.5-0.6 mg cm^2	0.5-0.7 mg cm^2

Con respecto a la dureza, las resinas compuestas no ha alcanzado, actualmente, la de las amalgamas, sobre todo si se toma como referencia una amalgama de alto contenido en cobre. Esta propiedad, que resulta esencial para las restauraciones posteriores, sigue siendo insuficiente incluso en los composites híbridos mejor considerados.

Sin embargo, la dureza varía en función de muchos factores que pueden mejorarla, como el porcentaje elevado de relleno, la matriz de BIS-GMA de Bowen más que la de tipo uretano, y la fotopolimerización.

La resistencia a la abrasión es el punto débil de los composites y es inferior a la de la amalgama. El desgaste se explica por la pérdida de sustancia de la matriz situada más en superficie, seguida de la exfoliación del relleno. El desgaste se acelera con el tiempo, al estar el material sometido a tensiones diversas que producen fisuras y fracturas. Las porosidades son elementos que favorecen éste desgaste.

El desgaste aumenta con la dimensión de la restauración, lo que contraindica las cavidades grandes que presentan una mala resistencia a la atricción y se extienden más allá de las caras oclusales implicadas en los movimientos de disoclusión.

La contracción de polimerización volumétrica en las resinas compuestas es mucho menor que la observada en las resinas acrílicas sin material de relleno. Dos factores contribuyen a esta reducción. En primer lugar el uso de moléculas mayores de monómero y comonómero, reduce eficazmente la concentración de grupos reactivos en un volumen dado de material. En segundo lugar, la adición de material de relleno que no toma parte en la reacción de fraguado reduce aún más la concentración de grupos reactivos de metacrilato.

La contracción de polimerización depende del número de reacciones de adición que tienen lugar durante la misma, en consecuencia, es mucho menor para los materiales compuestos.

Otra propiedad que presentan las resinas compuestas es la absorción hídrica, ésta determina principalmente la posibilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero. Los composites de microrrelleno absorben entre dos y cuatro veces más agua que los convencionales, siendo los híbridos los que presentan un mejor comportamiento en relación con un volumen de materia orgánica menor.⁹

El fenómeno de imbibición implica una expansión volumétrica del material que podría, en algunos casos, compensar parcialmente la contracción de polimerización. El equilibrio hídrico sólo se consigue al cabo de 1 o 2 semanas.⁹

Las propiedades térmicas de los materiales compuestos dependen principalmente del contenido de material de relleno; conforme aumenta el material de relleno, el coeficiente de expansión térmica se reduce, aunque incluso en los compuestos convencionales, con un 78% de material de relleno, existe un considerable desajuste en los valores en relación a la dentina. Este desajuste puede producir el filtrado de líquido por los márgenes cuando el paciente toma alimentos calientes o fríos.

La cantidad de desajuste que puede tolerarse sin que se produzcan problemas clínicos significativos, no se conoce de forma exacta.

Los composites se consideran materiales tóxicos frente al complejo dentinopulpar. Esta incompatibilidad biológica puede ser:

-Directa, ligada al material mismo. El elemento resinoso es el responsable de la toxicidad

-Indirecta, ligada a un defecto de metodología clínica. La adaptación marginal es la mejor garantía de tolerancia biológica, si no se consigue un hermetismo total entre el diente y el composite, se crea un espacio accesible a las bacterias y a las toxinas provenientes del medio bucal que pueden llegar a la pulpa a través de los túbulos dentinarios.

Con respecto a la adherencia al diente de las resinas compuestas, tenemos tres tipos:

*Adherencia física.-En ella intervienen las uniones moleculares, conocidas como fuerzas de Van der Waals, originadas por las interacciones generadas por la formación de momentos dipolares en el seno de un átomo o de una molécula.

*Adherencia mecánica.-Se produce por la penetración del material en las irregularidades de la superficie. En este principio se fundamenta la técnica descrita por Buonocore en 1955, basada en los efectos del grabado ácido del esmalte. La fuerza de adhesión conseguida es del orden de 15 a 20 MPa.

*Adherencia química.-Es la adherencia ideal, es de tipo primario, y se puede realizar en forma de enlaces iónicos o covalentes.

La adhesión al esmalte se resuelve parcialmente por la adherencia mecánica. En la adherencia a la dentina, predomina la retención física y con valores bajos la retención química.^{9,10}

En un artículo publicado en Washington D.C. en Estados Unidos en 1982 por W.WU y J.E. Mc.Kinney, muestran un estudio cuyo propósito es demostrar el efecto de resinas con base de BIS-GMA, sobre algunas sustancias químicas así mismo calcular la resistencia al desgaste. Las muestras de resina se sumergieron en sustancias como etanol, ciclohexanol y agua y luego se expusieron a un disco rotatorio a 27 r.p.m. en 1,500 ciclos. Sufrieron un ablandamiento de la capa por encima de los 15 y 5 micrómetros en el etanol y la clorohehexanol; no se reportó ablandamiento en el agua. Se realizó una mezcla de etanol con agua al 0%, 25%, 50%, 75% y 100%, la mezcla del 75% de volumen de etanol en agua tuvo un máximo poder de ablandamiento sobre la resina BIS-GMA sin relleno por lo que muestra un desgaste inicial, en la mezcla del 25% del volumen de etanol, tuvo menos poder de ablandamiento y su desgaste fue de 5 micrómetros.

Esto nos hace concluir que el copolímero del BIS-GMA, es altamente susceptible a químicos con un rango amplio de parámetros solubles.. Solo el 35% de la dureza original fue retenida después de sumergirlos en cualquier sustancia ya sea etanol o ciclohexanon; mientras que hubo un ligero incremento en dureza que fue observado por el espécimen sumergido a 37 grados centígrados como control.¹¹

Otro artículo realizado por Lawrence H. Mair en Liverpool, Inglaterra en 1994, nos muestra un estudio donde evalúan la fatiga superficial en siete resinas compuestas; fueron sujetos a 2,000 ciclos compresivos con una fuerza de 120 N. más tarde fueron sumergidos en Nitrato de Plata . Fueron vistas al microscopio electrónico y mostraron diferentes grados de coloraciones. La conclusión del autor fue que se pigmenta significativamente las resinas con rellenos de cuarzo y se pigmentan poco los materiales con

microrrelleno, por lo tanto las resinas con relleno de cuarzo presentan menos resistencia a la compresión que los materiales con microrrelleno.¹²

Otro artículo publicado en Inglaterra en 1994 por Chadwick-RG, muestra los efectos del termociclado, sobre las fuerzas compresivas y resistencia a la abrasión de 3 resinas compuestas: Fulfil, P-50 y Herculite-XR; las muestras de cada material fueron divididas en 5 grupos como control y cuatro diferentes ciclos de almacenaje (durante una semana en agua destilada), tres grupos fueron almacenados a temperatura de 37 grados centígrados; dos a 60 grados centígrados.

Mas tarde todos los grupos fueron sujetos al termociclado por 750 ciclos constantes; se realizó pruebas de resistencia a la compresión en todas las marcas de resinas y resistencia al desgaste solo en Fulfil y P-50. Se concluye que algunos comportamientos observados pueden tener potencialmente consecuencias sobre la durabilidad clínica de los materiales probados.¹³

Estados Unidos en 1994 realizaron un artículo Dhummarungrong-S (et.al) donde se evaluó las propiedades de fuerza y resistencia a la abrasión de el ionómero de vidrio tipo II fotocurable VariGlass VLC y Fuji L.C. y los resultados fueron comparados con una resina compuesta como Z-100. A cada material se le realizaron pruebas de resistencia con una máquina Instron Universal y resistencia a la abrasión con una máquina de motor; la dureza de Z-100 fue grande, Fuji II L.C. tuvo gran resistencia que VariGlass.VLC, éste mostró gran resistencia a la abrasión seguida por Z-100 y Fuji II L.C. ANOVA indicó diferencias significativas en dureza y resistencia a la abrasión excepto el volumen perdido de Fuji II L.C. en la prueba con cepillos dentales Los resultados indican que VariGlass VLC y Fuji II L.C. son

una alternativa en materiales de relleno para clase III y V; pero no es recomendados para restauraciones sometidas a grandes tensiones.¹⁴

Un concepto diferente para mejorar la resistencia a la abrasión en materiales restaurativos para usarlas en cavidades amplias; proponen adicionar una cadena cruzada de monómeros por lo cual las propiedades mecánicas y la posibilidad de resistencia a la abrasión de las resinas compuestas serán incrementadas. Se utilizó como cadenas cruzadas los anhídridos del ácido cíclico, fueron adicionados como relleno. El incremento en las propiedades mecánicas fue elevado en un 20%, cuando el anhídrido insaturado fue usado. Esto fue publicado en Estados Unidos en 1991 por Peutzfeldt-A (et.al).¹⁵

El Dr. John R. Condon y Jack L. Ferracane del Depto. de Biomateriales y Biomecánica de la Universidad de Ciencias de la Salud en Oregon E.U. en 1996 realizó una evaluación acerca del desgaste que sufren las resinas compuestas con una máquina la cual produce simultáneamente a través de dos principales mecanismos de desgaste oral como abrasión y atricción por la acción del esmalte antagonista.

Esta nueva prueba de desgaste fue determinada examinando 11 resinas con relleno comerciales y una amalgama; las especias fueron sujetas a desgastes de abrasión y atricción sobre tres cuerpos por 50,000 ciclos. El profilómetro fue usado en el desgaste cuantitativo de las resinas. Los análisis de regresión lineal fueron usados para correlacionar los resultados obtenidos de estudios clínicos, y de otras pruebas de desgaste in vitro.

El área de desgaste del esmalte fue solo determinado por análisis de imagen. El SEM fue usado para evaluar las superficies de desgaste.

El desgaste a la abrasión mas bajo fue reportado por la amalgama, las resinas de microrelleno y partícula pequeña. El desgaste a la atricción fue aumentado de valor por las resinas de microrelleno y una híbrida de partícula pequeña. Esto fue una correlación fuerte entre los resultados obtenidos con la nueva prueba de desgaste y las pruebas clínicas obtenidas en la literatura. El desgaste del esmalte en antagonistas fue mas grande para los composites con tamaño de partícula grande.

La nueva prueba de desgaste, desarrollada para evaluar y distinguir el desgaste de la abrasión y atricción; proporcionó resultados similares a los reportados en la literatura de la variedad de resinas comerciales. La nueva máquina es capaz de caracterizar el comportamiento de un material en múltiples modos de desgaste simultáneamente con una simple prueba realista.

Resultados

MATERIAL-FABRICANTE	TIPO	VOLUMEN DEL RELLENO	TAMAÑO DE PARTÍCULA	ABRASIÓN
Estilux Posterior. Kulzer&Co. GmbH	relleno compacto fino	68%	9 micrómetros	34 3 micrómetros
Fulfil. Caulk-Dentsply	relleno promedio fino	52%	6 micrómetros	41 6 micrómetros
Heliomolar RO Vivadent	microfino	49%	0.04 micrómetros	9 3 micrómetros
Herculite XR Kerr Manufacturing	relleno ultrafino mediano	57%	0.8-1.0 micrómetros	25 5 micrómetros
P-30 APC 3M Dental Products	relleno compacto ultrafino	68%	3 micrómetros	23 3 micrómetros
P-50 APC 3M Dental Products	relleno compacto ultrafino	77%	2 micrómetros	21 3 micrómetros
Prisma TPH Caulk-Dentsply	relleno promedio ultrafino	57%	0.8-1.0 micrómetros	28 4 micrómetros
Silux Plus 3M Dental Products	microfino	38%	0.04 micrómetros	11 5 micrómetros
Z-100 3M Dental Products	relleno compacto ultrafino	71%	1 micrómetro	16 2 micrómetros
Disperalloy Caulk-Dentsply	alto contenido de cobre	esférica	-----	6 3 micrómetros

CARIES.

La caries dental es una enfermedad de origen bacteriano que es principalmente una afección de los tejidos dentales duros y cuya etiología es multifactorial. Los sitios más comunes en que se inicia la lesión en el esmalte dental son: las superficies bucal y lingual, relativamente lisas, adyacentes a los bordes gingivales, las superficies proximales, en particular en relación con el área de contacto formada por los dientes adyacentes y las fosas y fisuras, también se encuentran lesiones cariosas en la dentina de la superficie de raíces expuestas.

La lesión cariosa es una forma típica de desmineralización de los componentes duros del diente que se produce de una forma lenta y progresiva. Las desmineralizaciones cariogénicas de los dientes se producen por un excesivo crecimiento de las bacterias de la placa bacteriana y porque la hiperactividad metabólica de dichas bacterias se ve favorecida por una elevada ingesta de azúcares en la dieta.

En la teoría quimioparasitaria, aceptada en la actualidad, el mecanismo de la caries consiste en que los microorganismos de la superficie del diente producen ácidos orgánicos, incluyendo en particular el ácido láctico fuerte, el cual disuelve el mineral del diente. Hay evidencia directa de este mecanismo a partir de una disminución en el pH en las lesiones de caries.

Se han propuesto otras teorías, las cuales ya no apoyan que sea el mecanismo predominante. En la teoría proteolítica se pensaba que el ataque inicial se debía a enzimas proteolíticas producidas por las bacterias que disolvían la matriz orgánica del esmalte.

También se ha propuesto la quelación del calcio a pH neutro por aniones de ácido carboxílico o derivados de carbohidratos que producen las bacterias como un mecanismo para eliminar la fracción inorgánica. A pesar de que un componente marginal de la disolución mineral puede deberse a la quelación, ahora no se piensa que sea un mecanismo importante en la formación de la caries.

Los microorganismos cariogénicos se caracterizan por lo siguiente:

- Pueden crecer en las superficies dentarias.
- Producen ácidos a partir de los azúcares.
- Toleran elevadas concentraciones de ácidos.
- Síntetizan polisacáridos a partir de los azúcares.

Desde un punto de vista abstracto, podemos considerar cuatro factores de la cavidad bucal que intervienen necesariamente en la formación de las lesiones cariosas:

- Microorganismos (sobre todo los formadores de ácidos).
- Factores del huésped (como pueden ser la solubilidad en ácidos de los componentes duros del diente y la morfología retentiva)
- Sustratos para los microorganismos, fundamentalmente azúcares contenidos en las secreciones del huésped y en su alimentación.
- Tiempo (tiempo de desmineralización relativamente largo y tiempo comparativamente corto para la remineralización de los componentes duros del diente).

La capacidad de las bacterias para formar ácidos va disminuyendo según se incrementa la concentración de los mismos en el entorno hasta que desaparecen por completo. La razón de esto es que las enzimas

glucoproteicas funcionan a un pH cercano al neutro. Las células mantienen su pH interno óptimo, excretando constantemente lactato y protones que se acumulan en el entorno celular y acidifican la placa y el entorno del diente.

Cuando la acidez aumenta, es decir, cuando se incrementa la concentración de protones, se produce una disminución del valor del pH. Para que se produzca una desmineralización de los componentes duros del diente, la concentración de ácido debe crear un pH muy inferior al valor crítico de pH, que es aproximadamente de 5.5. Para ello, la placa tiene que contener suficientes bacterias capaces de formar ácidos a un pH que esté por debajo de 5.5. Estas bacterias se denominan formadoras de ácidos tolerantes a los mismos.

A través de su membrana citoplásmica especial y con la ayuda de enzimas, logran una excreción más eficaz de protones, pudiendo llevarla a cabo aunque existe una elevada concentración externa de protones.

La placa se forma sobre superficies dentarias limpias, siguiendo los pasos siguientes:

- Depósito de una fina película de glucoproteínas de la saliva.
- Acumulación de bacterias aisladas (cocos).
- Formación de colonias.
- Alineación de las colonias.
- Crecimiento en grosor y diferenciación en función de la zona o punto de predilección.

Las primeras bacterias que colonizan la película que recubre la superficie dentaria durante las primeras horas son *Streptococcus sanguis* y actinomicetos cocoides.^{3,17}

ARISTON pHc

La casa Vivadent muestra un nuevo material de obturación directa, fotopolimerizable, blanco, apropiado para la zona de posteriores, reduce de manera significativa el riesgo de caries secundaria. Se trata de Ariston Phc.

El material presenta la característica de liberar iones de hidroxil, en caso de un descenso de pH intraoral.

Ariston pHc libera también iones de flúor y carbono, controlando así el desajuste marginal que pueda aparecer en obturaciones con materiales restauradores o bien por contracción de polimerización o por carga masticatoria, protegiendo la estructura de caries secundarias.

Cuando el valor pH intraoral desciende por debajo del valor crítico de $\text{pH}=5$ se produce la desmineralización del esmalte dental. Gracias al intercambio de iones Ariston pHc puede controlar dicho valor. La efectividad del intercambio de iones de Ariston pHc ha sido clínicamente probada con pacientes portadores de prótesis dental parciales.

El desarrollo de la curva pH se registró después de que los pacientes tomaran una solución de glucosa. En las inmediaciones de Ariston el valor pH no disminuyó nunca por debajo de la marca crítica de $\text{pH}=5$.

Ariston está indicado para su aplicación en la zona de posteriores así como en dientes primarios con alta actividad cariogénica. El material se aplica sin dique de goma y sin grabado con ácido ortofosfórico. Se puede aplicar capas de 4 mm. de grosor y se compacta con un condensador

convencional. En conjunto la colocación es muy similar a la restauración de amalgama y de una resina.

La protección pulpar se realiza pincelando la cavidad con una única capa de Ariston Liner, ya que es un sellador dentinario fotopolimerizable para la aplicación conjunta con el material de restauración Ariston pHc. Con una utilización adecuada del Liner se excluyen las sensibilidades postoperatorias.¹⁸

Composición del Arison pHc:

Ariston pHc es el nombre comercial de un material que la casa lo llaman inteligente, éste se llama ALCAGLASS el cual presenta la siguiente composición.

Bis-GMA	8.4%
Uretano de dimetacrilato	6.2%
Dimetacrilato	6.2%
Itterbuimtrifluor	12.1%
Cristales de Ba-Al-Fluorsilicato silanizado	12.0%
Cristales de relleno alcalino silanizado	48.3%
Silicio altamente dispersado, silanizado	6.6%
Catalizadores y estabilizadores	0.2%
Contenido total de relleno inorgánico en peso	79%
Contenido total de relleno inorgánico en volumen	59%
Tamaño medio de las partículas	1.3 micrómetros.

COMPOSICIÓN DEL ARISTON LINER.

- Ácido poliacrílico modificado con metacrilato.
- HEMA.
- Ácido maleico.
- Catalizadores y estabilizadores en una solución de agua-etanol.

PROPIEDADES FÍSICAS DEL ARISTON pHc.

Translucidez	7.5%
Tiempo de curado	5.3-5.8 min.
Resistencia a la compresión a 24 horas sumergido en agua a 37 grados centígrados	125 MPa.
Liberación de iones hidroxil	11
Liberación de iones de calcio	185
Liberación de iones de flúor	55
Resistencia compresiva	280 MPa

Según estudios realizados, la liberación de iones de flúor se ha dado durante dos años, éstos estudios son continuos ya que éste material tienen este mismo tiempo de vida, por lo que no se ha avanzado en éstos estudios, aunque le dan más tiempo de liberación de flúor.²⁰

Así mismo los estudios mencionan que la estabilidad del material no se reduce por la liberación de iones; se hizo una prueba de colocar el material en una sustancia (buffer) con un pH de 4.0 a 50 grados centígrados por 60 días y no se mostró alteración en material.²⁰

INDICACIONES DEL ARISTON pHc:

- Cavidades clase I y II.
- Sustitución de amalgama
- Cavidades en dientes deciduales

INDICACIONES DEL ARISTON LINER:

Aplicación sobre esmalte y dentina como sellador y como agente adhesivo con el material de obturación Ariston pHc.

VENTAJAS DEL ARISTON pHc:

- Reduce la formación de placa.
- Promueve la remineralización.
- Efecto anticaries.
- Efecto tampón frente a los ácidos bucales.
- Protocolo de colocación semejante a la amalgama.
- Resistencia al desgaste.
- Resistencia a la compresión.
- Radiopaco.
- Facilita la identificación de los márgenes y rebabas con Rayos X.
- Muestra las propiedades físicas de los materiales avanzados.
- No necesita de la colocación de dique de goma.
- Liberación de iones hidroxilo, calcio y flúor.
- Baja incidencia de sensibilidad postoperatoria.
- No es un material fluido no pegajoso.

-Corto tiempo de trabajo.

APLICACIÓN CLÍNICA:

*El nuevo material ha sido considerado como una alternativa a la amalgama, dado que el método de colocación es semejante al empleado para las restauraciones convencionales de amalgama.

*La técnica de colocación de Ariston no precisa del grabado ácido fosfórico, por lo que se ahorra tiempo; el aislamiento con dique de goma indicado para la mayoría de las técnicas restauradoras, no es crítico si se puede obtener un aislamiento parcial adecuado. Se puede colocar banda matriz con cuñas de madera.

*Se elimina la restauración y la caries, se prepara la cavidad con los ángulos internos redondeados. Si se sustituye una restauración defectuosa, es aconsejable mejorar la retención con socavaduras. Las caries nuevas pueden prepararse de forma conservadora sin necesidad de retirar estructura dental innecesaria.

*La preparación se limpia y se seca, confirmándose visualmente y por palpación que se ha eliminado toda la dentina careada y el esmalte sin soporte.

*El Liner cavitario (Ariston Liner) se aplica en cantidad suficiente en la cavidad; dejar actuar durante 20 segundos, se extiende con aire sin grasa, hasta que no se aprecie líquido en movimiento y se fotopolimeriza durante 20 segundos.

*El material restaurador se coloca en bloque en la preparación cavitaria (hasta 4mm) y cada incremento se polimeriza durante 40 segundos. Comparando con los materiales fotopolimerizables convencionales este proceso es significativamente más rápido.

*Tras la fotopolimerización, se quitan la matriz y las cuñas, y se acaba la restauración de modo semejante a cualquier material, con puntas de diamante, tiras de acabado y pulidores de carburo de sílice de granulometrías decrecientes. La restauración obtenida proporciona una fiabilidad y duración semejantes a las de las amalgamas tradicionales; siempre y cuando se lleve a cabo las indicaciones del fabricante.¹⁸

Se han llevado a cabo varios estudios universitarios empleando el material Ariston pHc, los resultados fueron los siguientes:

Se reduce notablemente el tiempo de colocación en comparación con una resina o amalgama.

Los pacientes a los que se les aplicó el material estaban satisfechos con los resultados estéticos y funcionales de las restauraciones, siendo la observación más destacable la ausencia de sensibilidad postoperatoria. Esta característica resulta positiva para el tratamiento a corto plazo de pacientes, aunque su eficacia precisa todavía evaluación a medio y largo plazo.¹⁸

En un artículo, publicado por el Prof. T.Imfeld en la Universidad de Zurich-Suiza, se realizó un estudio en dientes naturales en pacientes que usan dentaduras parciales. Se colocó Ariston pHc a dos dientes en zona interproximal, y se colocaron unos microelectrodos de pH en las superficies

del diente natural y en la restauración. Se les pidió a los pacientes voluntarios no tener higiene oral por 3,4,5,6,7 y 10 días. El valor de pH en el diente natural fue de 4, el valor de pH en la superficie donde se encuentra la restauración fue de 5.5²¹

En la Escuela de dentistas de Indianapolis, USA se hizo un estudio hecho por el Dr. M. Fontana; donde se simuló una cavidad oral con condiciones similares a las humanas, se cultivó bacterias y se colocaron varias sustancias con diferente pH y fuerzas iónicas. Se prepararon cavidades en 16 dientes humanos, se restauraron con Ariston pHc y con Silux como comparación. No se usó ácido grabador ni adhesivo, por lo que va a haber presencia de filtrado marginal. Después de 7 días de mantenerlos dentro de la boca artificial y con la presencia de streptococcus mutans y lactobacillus casei, se vio desmineralización en los dientes con resina compuesta y mayor resistencia en los dientes con Ariston pHc.²¹

Otro estudio en la Universidad de Hamburgo-Alemania, realizado por el Prof. E. Reich; muestra el tiempo que se tarda en realizar una amalgama, una resina compuesta en cavidades grandes, Ariston pHc en cavidades medianas y grandes. Como resultado se vio que el Ariston pHc en cavidades medianas, es el que menor tiempo se tarda en trabajo, seguido por el del Ariston pHc en cavidades largas, después las amalgamas en cavidades grandes y por último los composites en cavidades grandes.²²

Se hizo otro estudio en donde se evalúa la sensibilidad postoperatoria en pacientes con Ariston pHc, basándose en estudio clínico de choques térmicos. Su estudio fue en restauraciones clase I y II después de 1 a 2 semanas. Después del trabajo hecho no se mostró sensibilidad postoperatoria, se hizo una encuesta a los pacientes a los que se les aplicó

el tratamiento y todos mostraron una satisfacción favorable. Este estudio lo realizó el Prof. J. Stopa.²²

En la Universidad de Florencia en Italia, se realizó el mismo estudio de sensibilidad postoperatoria, basándose en 32 clases II y una evaluación después de 1 a 2 semanas. y los resultados fueron que no ocurrió ninguna sensibilidad postoperatoria. El estudio fue hecho por el Prof. R. Grandini y el Dr. Magheri.²²

Otro artículo realizado en Munich- Alemania; nos muestra la resistencia al desgaste y se hace la comparación con el compoglass, compo-glass F, composite y Ariston pHc, los resultados fueron que el Ariston pHc y el composite tiene el mismo desgaste, los otros dos materiales tienen un desgaste muy significativo.²³

El Ariston pHc, es un material reciente por lo que los estudios realizados han sido por un periodo de tres años únicamente, por lo que es importante continuar realizando investigaciones acerca de éste material, así como buscar los diferentes artículos que se sigan publicando.²⁴

SYNERGY

Este es un delicado composite híbrido que es opaco a los rayos X, se puede inyectar y sirve para todo tipo de restauraciones; tiene otros componentes adicionales como:

- Synergy Duo Shade que cubre una grande gama de colores con menos jeringas.
- Synergy Transparent para aumentar el brillo de la restauración.
- Synergy Super White para la restauración de dientes excesivamente blancos.

Synergy endurece con luz halógena visible ya sea directamente en la cavidad dental o sobre el molde.

ONE COAT BOND es un agente de adhesión fotopolimerizable, multifuncional, monocomponente para la técnica adhesiva de restauraciones. ETCHANT 15 es un gel para el grabado ácido del esmalte y la dentina antes de la aplicación de ONE COAT BOND.²⁵

COMPOSICIÓN DEL SYNERGY:

- Bisfenol A diglicidil metacrilato Bis GMA.
- Bisfenol A dietoxi metacrilato Bis EMA.
- Trietilenoglicol dimetacrilato TEGDMA.
- Vidrio de estroncio, silanizado.

- Vidrio de bario, silanizado.
- Ácido silícico amorfo, hidrofobizado.

COMPOSICIÓN DE ONE COAT BOND:

- Hidroxietilmetacrilato HEMA.
- Hidroxipropilmetacrilato.
- Dimetacrilato de glicerina.
- Polialkenoato metacrilizado.
- Uretanodimetacrilato.
- Ácido silícico amorfo.

COMPOSICIÓN DE ETCHANT GEL 15:

- Agua.
- Ácido fosfórico al 15%.
- Gelificante.

DATOS TÉCNICOS:

Según ISO 4049; 1988:

- Diámetro medio de las partículas de relleno: 0.6 nanómetros.
- Distribución de las partículas de relleno: 0.4 - 2.5 nanómetros.
- Proporción volumétrica del relleno inorgánico total 59%
- Porcentaje en peso del relleno inorgánico total: 74%

INDICACIONES DE SYNERGY:

- Restauraciones directas en cavidades clase I, II, III, IV y V.
- Reconstrucción de esmalte y dentina naturales.
- Reconstrucción de dientes anteriores dañados traumáticamente.
- Sellado ampliado de las fisuras en molares y premolares.
- Bloquear dientes anteriores sueltos.
- Arreglo de facetas.
- Férulas.
- Puentes adhesivos.
- Carillas.

INDICACIONES DEL ONE COAT BOND:

- Técnica de obturación convencional.
- Restauraciones indirectas.
- Sistema adhesivo con otros materiales dentales; como materiales a base de resina compuesta en cerámica, resina compuesta y en metales.
- Dentina esclerótica.

APLICACIÓN CLÍNICA:

- Se limpia el diente a tratar con cepillo y dentrífico sin fluoruro.
- Se elige el color.
- Colocación de dique de goma.

- Preparar cavidad biselando los bordes incisales para aumentar la superficie de adhesión entre diente y material de obturación y optimizar, de esta forma el sellado marginal.
- Si es necesario, proteger la pulpa localmente con hidróxido cálcico de fraguado duro en puntos cercanos a la pulpa.
- Aplicar ETCHANT 15 en todas las superficies del esmalte y la dentina y distribuir uniformemente con pincel.
- Dejar actuar 30 segundos y lavar con agua durante 20 segundos.
- No secar completamente, ya que la capa de colágeno expuesta podría colapsarse, lo que reduciría la fuerza de adhesión.
- Aplicar ONE COAT BOND en la cavidad dando un masaje en profundidad por lo menos durante 20 segundos.
- Soplar ligeramente con aire.
- Polimerizar con luz halógena durante 30 segundos.
- En restauraciones clase II colocar una banda matriz delgada y transparente y fijarla con cuñas interdetales.
- Aplicar en la cavidad la resina.
- Fotopolimerizar durante 40 segundos.
- Pulir.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El Ariston pHc y Synergy; según sus fabricantes presentan una resistencia a la compresión y a la abrasión, superior a la de otras resina compuestas.

El fabricante muestra en Ariston pHc, una liberación de iones hidroxil, que ningún otras resinas tienen.

De ser cierto esto, estamos ante unos productos que verdaderamente van a modificar la idea que se tiene de las resinas compuestas actuales.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

La liberación de iones hidroxil, en el caso del Ariston pHc, es un punto que es necesario investigar, ya que ningún otro en odontología presenta ésta propiedad, por lo que es importante su investigación; si resulta eficaz ante las pruebas de laboratorio, tendremos una opción importante en el área de la odontología estética.

La importancia de estudiar la resistencia a la compresión radica en que los fabricantes muestran como una de las indicaciones la colocación en la zona posterior. La resistencia a la compresión deberá ser idealmente similar a la del diente.

El estudio acerca de la resistencia a la abrasión es también un punto de suma importancia, ya que en las clases I y II, donde se indica la colocación del material, está sujeta a muchas cargas compresivas y abrasivas, siendo el problema principal en el caso de las resina compuestas.

HIPÓTESIS

Las propiedades compresivas y abrasivas de Ariston pHc y Synergy, tendrán un valor elevado, mejor que otras resinas compuestas híbridas.

Ariston pHc, en contacto con un medio ácido tendrá la liberación de iones que indica el fabricante, y por lo tanto la neutralización del medio. Synergy no tendrá dicha liberación.

OBJETIVOS

GENERALES

Demostrar que Ariston pHc y Synergy son mejores que las resinas compuestas híbridas; en cuanto a la resistencia a la abrasión y compresión.

Demostrar que Ariston·pHc realmente es anticariogénico.

ESPECÍFICOS

- 1.-Determinar el pH que presentan los materiales ya polimerizados.
- 2.-Comparar la resistencia a la compresión y abrasión del Ariston pHc y Synergy con las resinas compuestas híbridas.

MATERIALES Y METODOS

MATERIALES:

- Molde de metal dividido, cubierto con un separador mediano para la preparación de muestras cilíndricas de 4.0 ± 0.1 mm. de diámetro por 6.0 ± 0.1 mm de largo.
- Dos vidrios planos deslizables con suficiente área para tapar el molde.
- Lámpara para fotopolimerizar.
- Agua a 37 grados centígrados
- Ambientador a 37 grados centígrados.
- Aparato de prueba apropiado para aplicar cargas compresivas en una dirección con una tensión de 1.0 ± 0.25 mm. por minuto (Máquina Instron).
- Resina Ariston pHc. de 4 g. lote A06719, con caducidad en el 2001-03
- Resina Synergy. de 4 g. lote HG 305, color A4, caducidad en el 2007
- Báscula.
- Micrómetro.
- Tornamesa adaptada con 60 revoluciones por minuto.
- Lija número 600, una para cada muestra.
- Agua corriente y desionizada.
- Matraces saforados.
- Potenciómetro.
- Ácido láctico.
- Agitador magnético.
- Sustancias buffer a pH=4.00, pH=7.00 y pH=10.00
- Vaso de precipitados marcado en milímetros.
- Recipientes de plástico.

Método:

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

De acuerdo con lo estipulado en la norma número 27 de la ADA, ISO 4049; 1998-DADI-1990, los métodos para estudiar la fuerza compresiva de resinas con material de relleno son los siguientes:

-Se colocó en uno de los vidrios el hacedor de muestra, se introdujo en él, el material condensándolo de acuerdo con las instrucciones del fabricante, en donde indica que la fotopolimerización se puede realizar en capas hasta de 4 mm,. se colocó el segundo vidrio encima del hacedor y se aplicó una generosa presión; se fotopolimerizó durante 40 segundos por ambos lados.

-Tres minutos después de terminar la fotopolimerización se colocó el hacedor en un baño de agua a 37 grados centígrados durante 15 minutos; al término de esto se sacó el hacedor y se separó de los vidrios, se lijó para eliminar los excedentes del material y posteriormente se separó el material del hacedor.

-El espécimen se colocó en agua bidestilada y se introdujo en un ambientador a 37 grados centígrados.

-Se prepararon 5 muestras de cada resina.

-Después de 23 horas 50 minutos, las muestras fueron sacadas del ambientador y se dejaron reposar 15 minutos antes de introducirlas a la máquina Instron.

-Para sacar los resultados de la resistencia a la compresión en Megapascuales, se realizó la siguiente fórmula:

$$\frac{F}{d^2}$$

Donde F=máxima fuerza expresada en Newtons

d=diámetro del espécimen en milímetros

RESISTENCIA A LA ABRASIÓN.

-Se realizaron 5 muestras de la misma manera de como se hicieron las de resistencia a la compresión.

-Se colocó una lija de agua número 600 en el disco de la tornamesa

-Se pesó y se midió cada muestra.

-Se colocó la muestra en el brazo de la tornamesa.

-Se humedeció la lija con agua.

-Se comenzó a girar la tornamesa con la muestra sobre la lija durante 21 segundos humedeciendo constantemente con agua.

-Al término de los 21 segundos, se separó la muestra del brazo de la tornamesa y se volvió a pesar y a medir la longitud de cada muestra.

DETERMINACIÓN DEL pH

Debido a que el fabricante señala que la resina Ariston pHc tiene la capacidad de liberar iones hidroxil cuando se halla en un medio ácido, decidimos reproducirlo realizando ésta prueba experimentalmente y compararlo con un grupo control empleando la resina Synergy, para lo cual se realizó lo siguiente:

Se elaboró una sustancia ácida de $\text{pH}=4.65$ empleando ácido láctico y agua desionizada; previamente fue calibrado el potenciómetro empleando sustancias buffer de $\text{pH}= 7.00$, $\text{pH}=4.00$ y $\text{pH}=10.00$.

Se elaboraron 5 muestras de cada resina igual que como se habían elaborado en la pruebas de compresión y abrasión, pero no se colocaron en agua, únicamente se mantuvieron en un ambiente de 95% de humedad relativa a 37 grados centígrados 15 minutos antes de iniciar la determinación del pH.

Las muestras se colocaron en los recipientes de polipropileno (plástico) con 20 mililitros de la solución elaborada ($\text{pH}= 4.65$)

Se procedió a la determinación de pH empleando un electrodo combinado para pH, manteniendo agitación magnética durante la medición.

Los tiempos establecidos para hacer la determinación de pH desde que se colocaron las muestras en la solución ácida, fueron a los 5, 15 20 30 y 60 minutos y a las 120 horas. en la misma solución.

RESULTADOS

RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

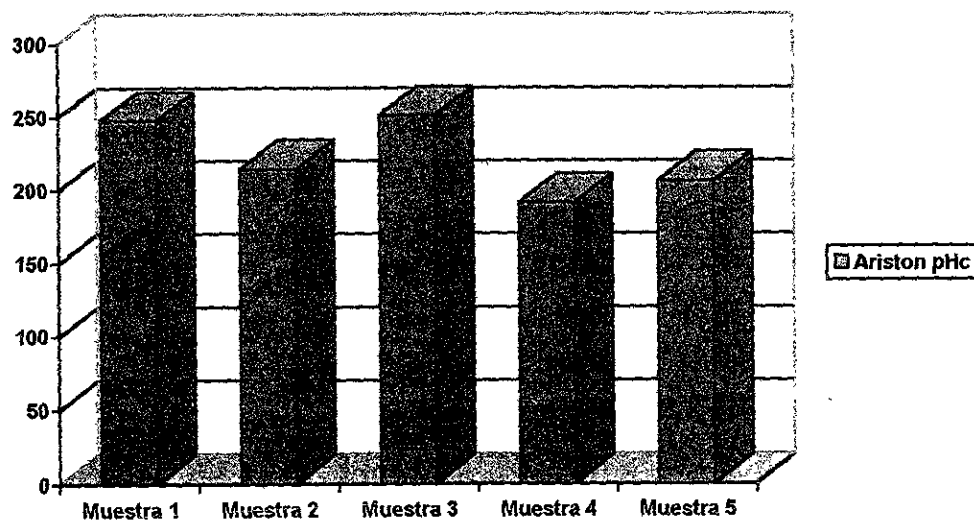
ARISTON pHc

MUESTRA	RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN
1	247.45 MPa
2	214.37 MPa
3	251.12 MPa
4	191.10 MPa
5	205.80 MPa

MEDIA: 221.968 MPa.

DESVIACIÓN ESTÁNDAR: 26.321

COEFICIENTE DE VARIACIÓN: 11.771



*LOS DATOS ESTAN DADOS EN MEGAPASCALES

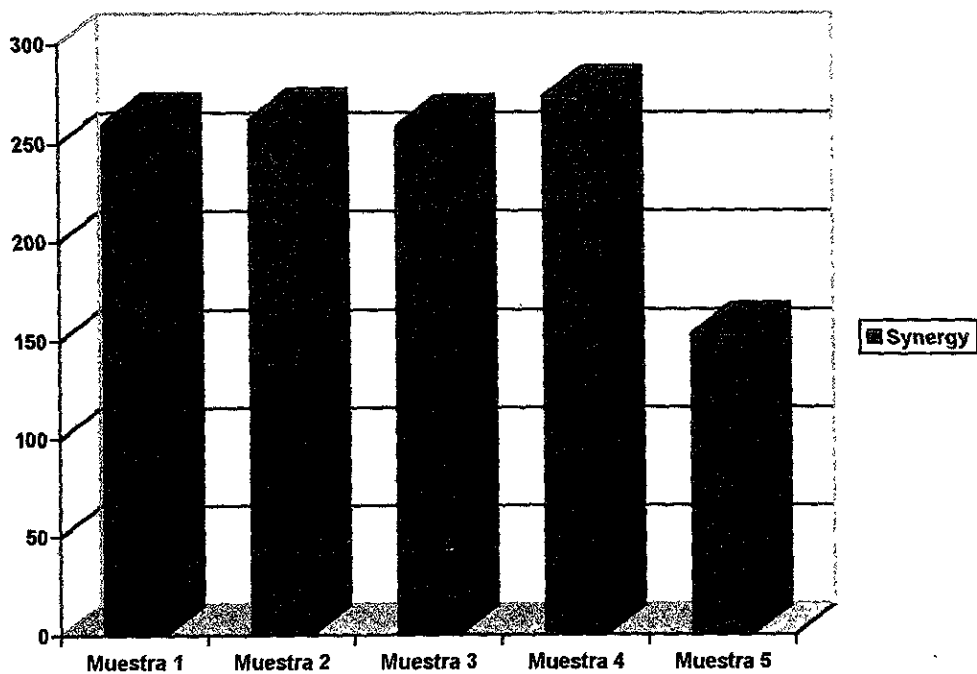
SYNERGY

MUESTRA	RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN
1	259.70 MPa
2	262.15 MPa
3	258.47 MPa
4	273.17 MPa
5	153.12 MPa

MEDIA: 241.322 MPa.

DESVIACIÓN ESTÁNDAR: 49.648

COEFICIENTE DE VARIACIÓN: 22.203



*LOS DATOS ESTÁN DADOS EN MEGAPASCALES

RESISTENCIA A LA ABRASIÓN

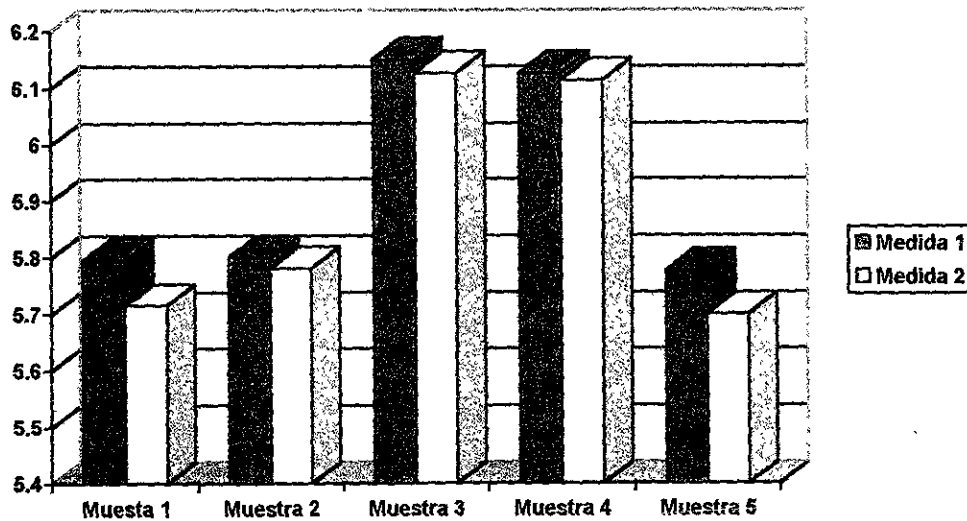
ARISTON pHc

MUESTRA	MEDIDA 1 EN MICRONES	MEDIDA 2 EN MICRONES	PÉRDIDA DE LONGITUD EN %	PÉRDIDA DE LONGITUD EN MICRÓNES
1	5.796	5.715	1.3975	0.081
2	5.800	5.781	0.3276	0.019
3	6.150	6.126	0.3902	0.024
4	6.126	6.114	0.1959	0.012
5	5.776	5.700	1.3158	0.076

MEDIA: 0.725 %

DESVIACIÓN ESTÁNDAR: 0.581

COEFICIENTE DE VARIACIÓN: 0.260



*LOS DATOS ESTÁN DADOS EN MICRONES

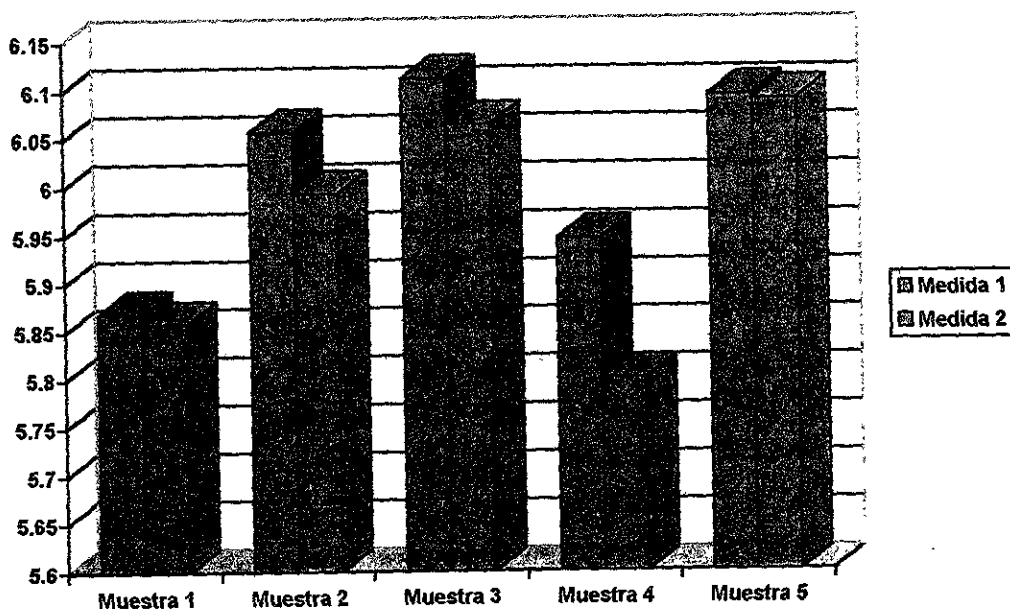
SYNERGY

MUESTRA	MEDIDA 1 EN MICRONES	MEDIDA 2 EN MICRONES	PÉRDIDA DE LONGITUD EN %	PÉRDIDA DE LONGITUD EN MICRONES
1	5.869	5.858	0.1874	0.011
2	6.057	5.993	1.0566	0.064
3	6.112	6.064	0.7853	0.048
4	5.946	5.800	2.4554	0.146
5	6.094	6.089	0.0820	0.005

MEDIA: 0.913

DESVIACIÓN ESTÁNDAR: 0.953

COEFICIENTE DE VARIACIÓN: 0.426

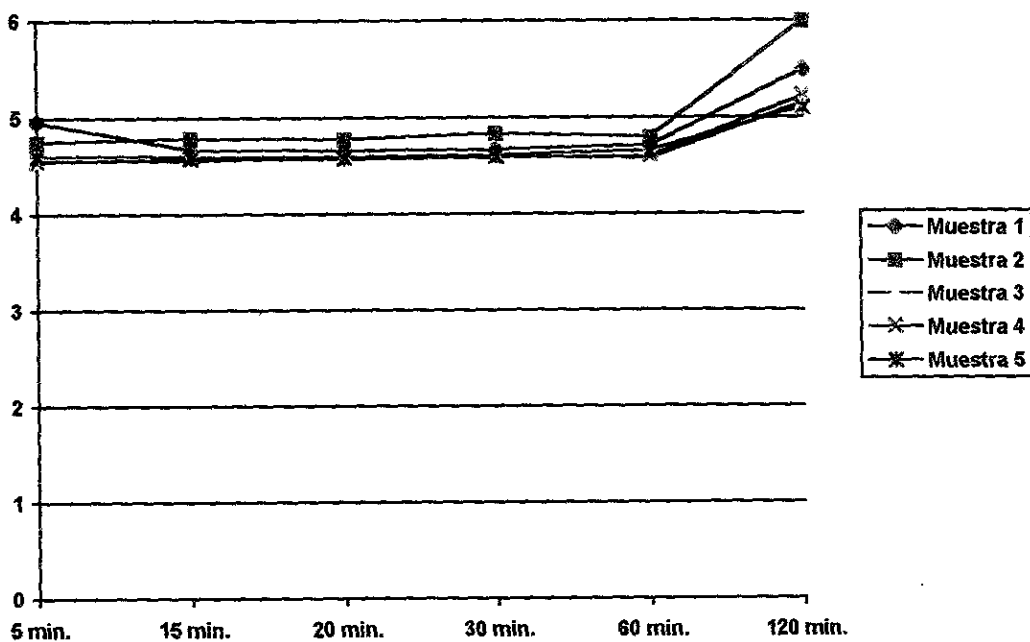


*LOS DATOS OBTENIDOS ESTAN DADOS EN MICRONES

DETERMINACIÓN DE pH

ARISTON pHc

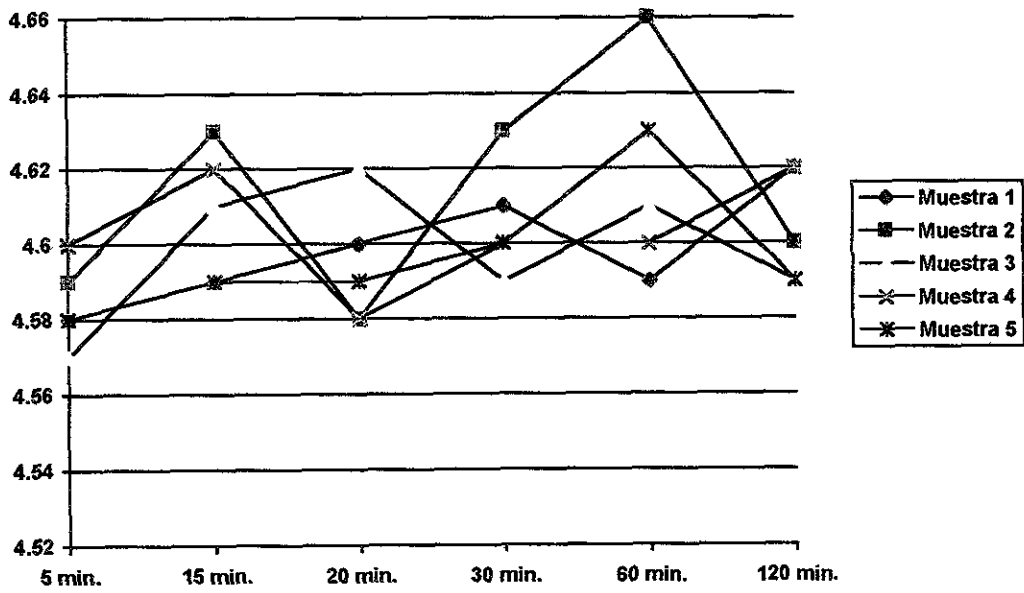
MUESTRA	5 min.	15 min	20 min	30 min	60 min	120 min
1	4.96	4.67	4.66	4.67	4.71	5.50
2	4.75	4.79	4.78	4.84	4.80	6.00
3	4.56	4.56	4.59	4.60	4.58	5.15
4	4.55	4.57	4.57	4.59	4.60	5.22
5	4.61	4.60	4.59	4.61	4.66	5.11
MEDIA	4.686	4.638	4.638	4.662	4.670	5.396
DESVIACION ESTÁNDAR	0.173	0.0952	0.0864	0.104	0.0889	0.370
COEFICIENTE DE VARIACIÓN	0.0772	0.0426	0.0387	0.0466	0.0397	0.166



*LOS DATOS OBTENIDOS SON DE pH ENTRE TIEMPO

SYNERGY

MUESTRAS	5 min	15 min	20 min	30 min	60 min	120 min
1	4.58	4.59	4.60	4.61	4.59	4.62
2	4.59	4.63	4.58	4.63	4.66	4.60
3	4.57	4.61	4.62	4.59	4.61	4.59
4	4.60	4.62	4.58	4.60	4.60	4.62
5	4.58	4.59	4.59	4.60	4.63	4.59
MEDIA	4.584	4.608	4.594	4.606	4.498	4.604
DESVIACIÓN ESTÁNDAR	0.0114	0.0179	0.0167	0.0152	0.280	0.0152
COEFICIENTE DE VARIACIÓN	0.00510	0.00800	0.00748	0.00678	0.125	0.00678

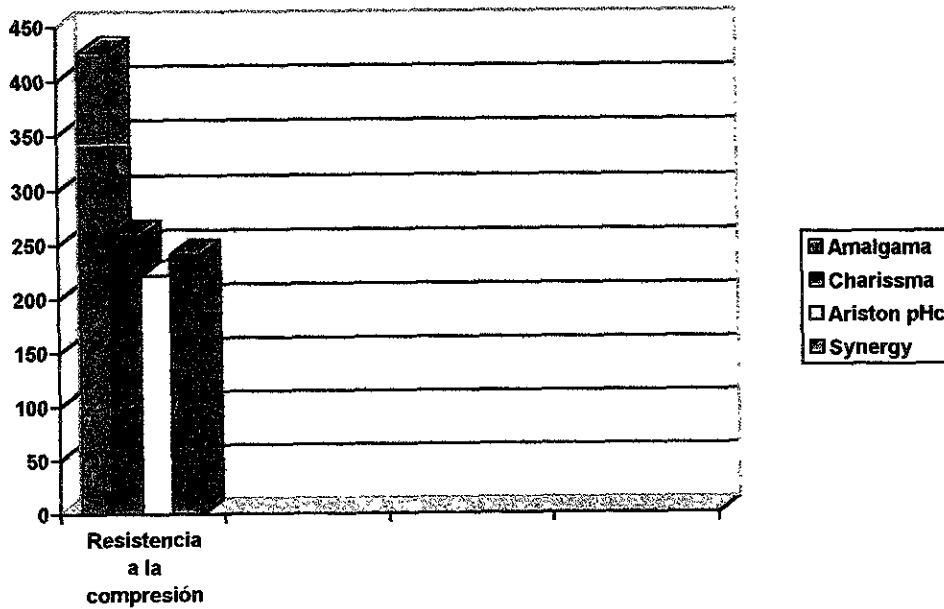


*LOS DATOS OBTENIDOS SON DE pH ENTRE EL TIEMPO

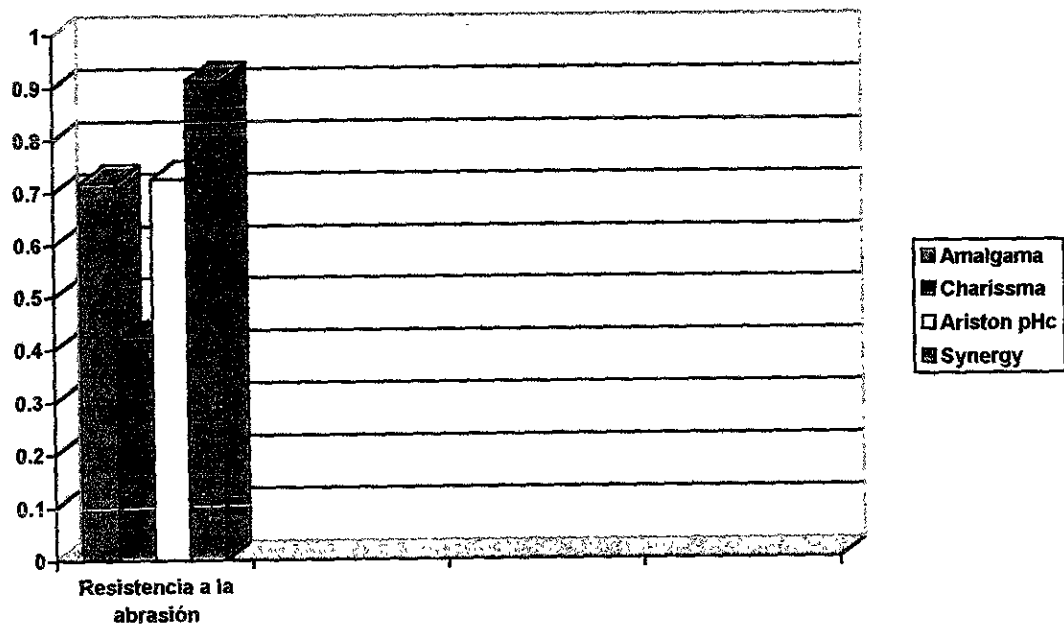
COMPARACIÓN ENTRE DIVERSOS MATERIALES.

MATERIAL	RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN	RESISTENCIA A LA ABRASIÓN
AMALGAMA* (LUXALOY)	427MPa a 24 HORAS*	0.718 %*
CHARISSMA*	259 MPa*	0.418 %*
ARISTON pHc	222 MPa	0.725%
SYNERGY	241 MPa	0.913%

* Datos obtenidos del Departamento de Materiales Dentales de tesis y tesis realizadas.



*LOS DATOS OBTENIDOS ESTAN EN MEGAPASCALES



*LOS DATOS OBTENIDOS ESTÁN EN %

CONCLUSIÓN

Con respecto a la resistencia a la compresión de Aristón pHc y Synergy, en comparación con Charissma (resina compuesta), la hipótesis resultó falsa.

Se observó que la hipótesis de la resistencia a la abrasión resultó verdadera, entre Aristón pHc y Synergy, con respecto a Charissma (resina compuesta).

En la liberación de pH en Aristón sí se cumplió la hipótesis.

DISCUSIÓN

La casa Vivadent muestra a Aristón pHc como una verdadera opción al reemplazo de la amalgama por sus diversas propiedades que presenta.

Dentro de éstas, está una buena resistencia a la compresión, la casa da un valor de 280 MPa en su informe técnico, en mi investigación se dio un valor de 222 MPa como promedio. Por tal motivo no estoy de acuerdo con la indicación que menciona el fabricante de colocarla en zona de posteriores ya que la resistencia a la compresión del esmalte es de 305 MPa (Skinner`s 9a.edición) y la de una amalgama hasta de 427 MPa (Luxaloy) por lo que se ve una notable diferencia entre los valores.

Otra propiedad es la resistencia a la abrasión, el fabricante no lo indica en sus datos técnicos, por lo que hice una comparación con otras resinas como Charissma, llegando a la conclusión de que Charissma es la resina que sufre mas desgaste, seguida por la amalgama, continuando con Aariston y finalmente, la que tiene más resistencia al desgaste es Synergy. Por lo que puedo concluir que Aristón tiene buena resistencia a la abrasión aunque es notable la diferencia con Synergy.

La liberación de iones hidroxilo es una propiedad muy importante debido a que se marcaría un giro importante dentro de la Odontología, en mi estudio me dí cuenta de que hubieron muy pocos cambios en el inicio de las tomas de pH, pero conforme pasaron las horas, se hizo más notoria la disminución en la acidez; por lo que puedo pensar en que después de un tiempo considerable se podría llegar a una cierta alcalinidad y hacer de éste material una verdadera opción para combatir las caries secundarias.

Así mismo, se marcaría una diferencia entre todas las resinas comerciales por ser éste un material alcalino, lo cual no causaría daño pulpar, característica que no presenta ninguna otra resina.

La casa Vivadent menciona otras propiedades que son también de sumo interés, éstas propiedades se encuentran abiertas a nuevas investigaciones.

Un punto importante que podría cuestionar es la indicación que da la casa de no ser necesaria la colocación de dique de goma; en lo personal considero que una cavidad para que tenga éxito debe tener un correcto aislado, ya que si no se realiza éste, las bacterias de la cavidad oral, las proteínas, la saliva, etc. influirán de manera notable en el éxito de una restauración, por otra parte, la casa muestra en todas sus fotos un aislado con dique de goma aunque no lo indique como necesario.

Con respecto a Synergy, la casa Coltere aun no brinda suficiente información de la resina puesto que es un producto nuevo, por lo que únicamente se tomó como punto de comparación aunque muestra mejores propiedades que Ariston pHc en resistencia a la contracción.

La medición de pH se realizó también en ésta resina únicamente para indicar que trata de conservar su pH inicial, sin variar mucho.

Como comentario personal considero que la odontología estética tendrá que seguir luchando contra las amalgamas aunque se está dando un cambio importante con respecto a la resistencia a la abrasión para la colocación en posteriores.

LOS DATOS OBTENIDOS DE CHARISSMA Y AMALGAMA FUERON TOMADOS POR INVESTIGACIONES QUE SE REALIZARON EN LA DIVISIÓN DE POSGRADO DE ODONTOLOGÍA.

BIBLIOGRAFÍAS

- 1.-Albers, Harry F, D.D.S. **Odontología Estética. Selección y colocación de materiales.**
Edit.Labor, S.A. 1a. edición, 1a. reimpresión.
Barcelona-España 1991.
- 2.-Phillips Ralph. **La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner**
Edit. Interamericana 9a. edición.
México D.F. 1991 p.p. 215-248,303-346
- 3.-Ketterl W. **Odontología conservadora, Cariología, Tratamiento mediante obturación.**
Ediciones Científicas y Técnicas, S.A.
Barcelona- España 1994 p.p. 137-140
- 4.-Sánchez-Flores. **Resistencia a la compresión y escurrimiento de 2 aleaciones mexicanas de amalgama con alto contenido de cobre.**
Pract-Odontol. 1990 Sep; 11(9): 35-8.
- 5.-Lutz-F. **Mesio-occlusodistal amalgam restorations: quantitative in vivo data up to 4 years. A data base for the development of amalgam substitutes.**
Quintessence-Int. 1994 Mar; 25(3): 185-190.
- 6.-Lang-BR (et.al). **The in vivo wear resistance of 12 composites resins.**
J-Prosthodont. 1992 Sep; 1(1): 2-10
- 7.-Krejci-I (et.al). **The wear on enamel, amalgam and their enamel antagonists in a computer-controllek mastication simulator.**

Schweiz-Monatsschr-Zahnmed. 1990; 100(11): 1285-91

8.-Luca-R; Luca-O. **Laboratory studies for assessing physical properties of silver amalgamate.**

Rev-Chir-Oncol-Radiol-O-R-L-Ofthalmol-Stomatol-Ser-Stomatol. 1989 Apr-Jun
36(2): 81-90

9.-Roth Francoise. **Los Composites.**

Edit. Masson, S.A.

Barcelona-España 1994

10.-Anderson. **Materiales de aplicación dental.**

Salvat Editores, S.A.

Barcelona-España 1988 p.p. 143-158

11.-J.E.Mc Kinney. **Influence of chemicals on wear of dental composites.**

J-Dent Res 1982 Oct; 61(10): 1180-1183

12.-Lawrence H.Mair. **Subsurface compression fatigue in seven dental composites.**

Dent. Mater 1994 March; 10: 111-115

13.-Chadwick-RG. **Thermocycling-the effects upon the compressive strength and abrasion resistance of three composite resin.**

J-Oral-Rehabil. 1994 Sep; 21(5): 533-43

14.- Dhummarungrong-S (et.al). **Properties related to strength and resistance to abrasion of VariGlass VLC, Fuji II L.C. Ketas-Silver, and Z-100 composite resin.**

ASDC-J-Dent-Child. 1994 Jan-Feb; 61(1): 17-20

15.- Peutzfeldt-A (et.al). **Influence of carboxylic anhydrides on selected mechanical properties of heat-cured resin composites.**

J-Dent-Res. 1991 Dec; 70(12): 1537-41

16.-Condon John R. (et.al).**Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator.**

Dent. Mater 1996 July; 12. 218-226.

17.-Williams R.A.D. **Bioquímica dental básica y aplicada.**

Edit. El Manual Moderno, S.A. de C.v. 2a. edición.

México D.F. 1990 p.p. 396-424

18.-Grandini Romano(et.al). **Resultados clínicos a corto plazo de un restaurador directo para posteriores.**

Signature International. 1998; 3(3): 1-3

19.-Información proporcionada por la casa Vivadent-Ivoclar. por el Dr. Aldo Flores.

20.-[http: www.ivoclar.com restorat ariston faq.htm](http://www.ivoclar.com/restorat/ariston/faq.htm).

21.-[http: www.ivoclar.com restorat ariston situ.htm](http://www.ivoclar.com/restorat/ariston/situ.htm).

22.-[http: www.ivoclar.com restorat ariston clinstud.htm](http://www.ivoclar.com/restorat/ariston/clinstud.htm).

23.-[http: www.ivoclar.com restorat ariston vitro.htm](http://www.ivoclar.com/restorat/ariston/vitro.htm).

24.-[http: www.ivoclar.com restorat ariston clinic.htm](http://www.ivoclar.com/restorat/ariston/clinic.htm).

25.- Información proporcionada por la casa Coléne.

26.- Bhoolabhai Sunil, (et.al). **Indicaciones clínicas y protocolo de un material para posteriores de color dental.**

Signature International. 1998; 3(3): 4-8