

MFN = 678

575000

**UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESCUELA DE ODONTOLOGIA**

**"ESTUDIO DE LA INFILTRACION
DE LA INTERFASE METAL RESINA ISOSIT N
USANDO EL SISTEMA ADHESIVO SPECTRA LINK"**

ALUMNOS:

**Rodrigo Badilla Monasterio
Marcos Faúndes Pinto**

**Trabajo de investigación
para optar el título de
cirujano dentista**

PROFESOR GUIA:

Dr. Pedro Maldonado Cortés.

Valparaíso-Chile

1995

**A TODAS LAS PERSONAS
QUE NOS APOYARON...**

INDICE

CAPITULO I: INTRODUCCION.....	1
CAPITULO II: MARCO TEORICO.....	3
1. Adhesión.....	3
1.1 Propósito.....	3
1.2 Requisitos.....	4
1.3 Características clínicas.....	5
1.4 Características de superficie.....	5
1.5 Tipos de unión.....	6
1.6 Fuerzas de adhesión.....	7
1.7 Sistemas adhesivos.....	8
2. Resinas Compuestas.....	8
2.1 Composición.....	8
2.2 Tipos.....	9
2.3 Requisitos.....	10
2.4 Propiedades.....	12
2.5 Polimerización.....	15
3. Microfiltración.....	16
CAPITULOIII: OBJETIVOS.....	19

CAPITULO IV: MATERIALES Y METODOS.....	20
1. Características de los materiales	20
1.1 Resina Sr Isosit.....	20
1.2 Adhesivo Sr Spectra link.....	21
1.3 Aleaciones metálicas.....	22
2. Metodología.....	24
2.1 Cuerpos de prueba.....	24
2.2 Termociclado.....	33
CAPITULO V: RESULTADOS.....	36
CAPITULO VI: DISCUSION.....	39
CAPITULO VII: CONCLUSION.....	41
CAPITULO VIII: SUGERENCIAS.....	42
CAPITULO IX: RESUMEN.....	43
CAPITULO X: BIBLIOGRAFIA.....	44

CAPITULO I: INTRODUCCION

La microfiltración en las restauraciones dentales ha constituido hasta hoy un problema de difícil solución para la odontología restauradora, ya que se produce microfiltración entre el diente-restauración y entre los distintos materiales de las restauraciones, como por ejemplo, el metal con la resina.

Se define como microfiltración el paso de fluidos entre dos estructuras, acompañándose de bacterias, sustancias químicas, iones y moléculas, que pueden quedar "atrapadas" en la interfase.

Este fenómeno es un problema intrínseco de las restauraciones dentales de todo tipo, tanto directas como indirectas, amalgamas, resinas compuestas, ionómeros vítreos, incrustaciones metálicas, prótesis fija (metal resina). Es difícil poder detectarla clínicamente en forma precisa pudiéndose determinar por sus efectos consecutivos, como la hipersensibilidad postoperatoria, caries recidivante, fracturas marginales, teñido de márgenes y pérdida de adhesividad del material estético a la estructura metálica.

Aún cuando comparativamente la tecnología metal cerámica supera a la de metal-resina los costos de esta no pueden considerarse como viables para la población en general, (considerando la realidad nacional), tanto para los servicios públicos como muchas veces, para la clínica privada. El uso de la técnica metal resina esta ampliamente difundida en la actualidad, por su capacidad de brindar una estética aceptable a cada caso clínico, su costo menor en relación a materiales cerámicos y su unión física. Esto hace pensar a primera

impresión que la combinación metal resina es un buen tratamiento a elegir en prótesis fija. Sin embargo, así como tiene cualidades, también tiene defectos entre los cuales se encuentran; su resistencia y su falta de adhesión cuando se combina con metal, lo que da como resultado una infiltración de la interfase la que por sí sola, es un factor importante a considerar como un fracaso en la rehabilitación.

Es por esta razón, que a la luz de los nuevos conocimientos, se ha investigado en mejorar los materiales disponibles, las aleaciones metálicas, las resinas, los adhesivos de interfase y la tecnología de polimerización de las resinas, que anulen o reduzcan las causas de fracasos que se pueden producir en una rehabilitación.

CAPITULO II: MARCO TEORICO

II.1 Adhesión

Antes de introducirnos en el estudio de los fenómenos de microfiltración debemos abocarnos a conocer en términos generales lo que es adhesión, ya que existe entre ambos una relación muy importante.

En general se puede decir que la microfiltración es, una consecuencia o manifestación de la falta o falla en la adhesión.

Definición de Adhesión: Estado en que dos superficies son mantenidas en contacto permanentemente, por medio de una sustancia llamada adhesivo, que es capaz de generar en la interfase fuerzas que impiden su desplazamiento, a través de enlaces químicos.

Definición de Adhesivo: Es una sustancia capaz de mantener unidos distintos materiales o no, por medio de enlaces de las superficies

1.1 Propósito de la adhesión en prótesis fija (metal-resina).

a) Reducir la microfiltración: reducir la interfase metal-resina a cero.

b) Aumentar la resistencia de la resina: las fracturas entre el metal y el biomaterial restaurador se debe a problemas de falta de adhesión.

1.2 Requisitos físico-químicos de un buen adhesivo.

a) Humectacia: es la capacidad de un líquido de mojar una superficie del sustrato, para ello, debe tener como característica baja tensión superficial y un bajo ángulo de humectancia.

b) Penetración capilar: es la capacidad de líquido de penetrar en las irregularidades de una superficie. El que penetre con mayor o menor facilidad depende de la tensión superficial del líquido, la energía superficial de este y la viscosidad o fluído del mismo.

c) Estabilidad dimensional al endurecer: la contracción de polimerización sucede en el transcurso de los reordenamientos de los monomeros para formar un polímero. En términos ideales, el adhesivo debe sufrir un mínimo cambio dimensional al endurecer.

d) Coeficiente de variación térmico lineal: este coeficiente determina el cambio de longitud por unidad de longitud del material ante cambio de temperatura de un grado celcius. Si los materiales adhesivos presentan coeficientes altamente disímiles la unión adhesiva puede verse afectada, puesto que ante una misma variación de temperatura experimentarán variaciones volumétricas distintas que generarán tensiones en la interfase adhesiva, pudiendo incluso producir ruptura en la fijación lograda.

e) Polifuncionalidad: como ideal un adhesivo deberá tener en su estructura química grupos reactivos potenciales con los componentes de la estructura metálica y de los biomateriales con los cuales se va a unir.

f) Debe tener una adhesión inicial alta.

g) Fuerza de adhesión superior a 132,6 kgs/cm²: que es la fuerza aproximada que genera la fuerza de contracción de la resina compuesta.

h) Debe poseer terminaciones hidrofóbicas.

1.3 Características clínicas ideales de los materiales de adhesión.

a) Rápido: unos segundos para utilizar el tiempo que requiere su uso.

b) Componentes mínimos: preferentemente uno o dos componentes reactivos para metal.

c) No necesitar refrigeración.

d) De fácil uso: cada envase debe estar claramente enumerado, marcado, indicando el orden de su utilización.

f) Tamaño pequeño del Kit: fácil de almacenar.

1.4 Características ideales de las superficies adherentes.

a) Alta tensión superficial: la tensión superficial es la fuerza de la superficie que tiene el material o tejido, de acuerdo a la fuerza con que están unidos los átomos o moléculas que lo forman, cuanto más fuerte sea esta unión más tensión superficial y atracción tendrá el material, esto es dado por las cargas efectuadas, no compensadas en su cara externa.

Los materiales metálicos y cerámicos tienen una unión cohesiva fuerte, por lo tanto, una tensión superficial alta, mientras que los materiales orgánicos poseen una tensión superficial baja.

b) Limpia y seca: la superficie adherente debe estar libre de toda impureza. La limpieza debe practicarse en todos los casos ya que siempre habrá algo en la superficie como saliva o cualquier elemento que contamine la superficie

c) Superficies rugosas versus superficies lisas: en el caso de la adhesión mecánica es importante que la superficie sea rugosa; es decir irregular en área y profundidad. En términos químicos, lo deseable son superficies lisas y planas donde el adhesivo pueda escurrir y humectar totalmente la superficie, sin riesgo de atrapamiento de burbujas.

d) Adaptación de las superficies: las superficies deben estar en contacto íntimo, permitiendo la fijación del adhesivo por enlaces químicos a las estructuras adherentes.

e) Tratamiento de las superficies: para mejorar las superficies de adhesión podemos realizar un grabado ácido del metal, arenado, grabado electrolítico y realizar trabazones mecánicas como lo pueden ser las microperlas.

1.5 Tipos de unión.

Existen dos grandes tipos de unión: unión física o mecánica y adhesión química o específica. La unión física puede ser de dos tipos macromecánica (macroscópica) y micromecánica (microscópica). La unión física tipo macromecánica se refiere principalmente a la retención que le damos a nuestras restauraciones por medio de diseños específicos según sea el caso. En estos casos el biomaterial

queda retenido. Ej: Perlas sobre metal para retención de resinas acrílicas. La unión física tipo micromecánica, intenta lograr una fijación de una superficie a otra, ya sea por introducción del adhesivo en las irregularidades de la superficie adherente o por aprovechamiento de los cambios volumétricos de un material que endurece sobre otro. En otras palabras la unión física micromecánica se puede conseguir por efecto geométrico o por efecto reológico.

El efecto geométrico se basa en las irregularidades naturales u obtenidas a través de técnicas como el grabado a porcelana con ácido sulfúrico o ácido clorhídrico, el grabado a porcelana con ácido fluorhídrico y la consecutiva penetración del biomaterial adhesivo sobre estas superficies por humectancia y capilaridad. Luego al endurecer el adhesivo, logrará trabarse micromecánicamente, siendo esta en la actualidad la base adhesiva de las restauraciones plástico estéticas.

El efecto reológico se basa en el cambio dimensional del biomaterial al endurecer, como por ej: Una resina acrílica se contrae durante la polimerización y puede fijarse a una espiga metálica.

La adhesión química o específica se basa en los enlaces de valencia que se pueden generar entre los átomos de las estructuras adherentes, metal en este caso, con los presentes en los sistemas adhesivos vale decir, se requiere de enlaces químicos primarios y/o secundarios, siendo en lo posible y de preferencia los enlaces químicos primarios (atómicos): iónicos o electrostáticos, covalentes y metálico.

Enlaces químicos secundarios (moleculares): dipolos permanentes (fuerzas de Keeson), dipolos reducidos (fuerzas de Deye), dipolos instantáneos (fuerzas de London), puente de hidrógeno.

1.6 Causas que pueden reducir o eliminar las fuerzas de Adhesión.

a) Contaminación por una limpieza inadecuada del metal a utilizar ya que éste necesita un lavado con ultrasonido.

b) Tiempo de polimerización inadecuado.

c) Alteración de la fuente de polimerización en caso de Adhesivos fotoactivos o mala proporción en los de autopolimerización.

1.7 Sistemas Adhesivos.

Desde hace tiempo, el deseo de los protésicos ha sido una unión sin fisuras marginales entre resina de blindaje y estructura metálica. La industria ve dos posibilidades para cumplir este anciado deseo:

a) El sistema Silicoater (Kulzer) y el sistema Rocatec (Espe) que utilizan una capa de silicato.

b) El sistema Sebend (Schuverz) y el sistema de adhesión Sr.Isosit Spectra (Ivoclar) tratan la problemática mediante una adhesión química, consistente en un enlace iónico covalente entre el óxido metálico superficial de la aleación y radicales del sellante de interfase que se une a su vez con un polímero acrílico de Bis-gma. ,(Ludwig 1989).

II.2 Resinas Compuestas

2.1 Composición de las resinas compuestas.

Las series compuestas es un polímero que une dos monómeros distintos en una cadena polimérica, el resultado de esta unión es el BIS-GMA (bisfenol metacrilato de glicidilo) que hoy en día es la base que sustenta la gran mayoría de las resinas compuestas .

La descripción del polímero semánticamente es "muchos miembros" y esta formado por unidades estructurales llamadas monómeros, que se van uniendo (reacción de polimerización) en cadena, dando por resultado un polímero. Se llaman polímeros por adición aquellos que se van agregando sólo unidades monoméricas. Otros polímeros que involucran la producción de subproductos en la reacción como agua o alcohol, son llamados polímeros por condensación.

2.2 Tipos de resinas poliméricas.

Una resina es un polímero orgánico en base a molécula de carbono, que es susceptible a ser moldeada y deformable antes de su endurecimiento químico o físico.

Los de mayor importancia en odontología son:

- a) Resinas vinílicas: en base a etileno.
- b) Resinas acrílicas: en base a ácido acrílico.
- c) Resinas epóxicas: que tiene grupos reactivos epóxicos o etoxileno y en su forma más simple la molécula epóxica está representada por el éter diglicerido de bis fenol A.
- d) Resinas compuestas: se obtiene por polimerización de los monómeros distintos para formar un copolímero. El principal y base de todas las resinas compuestas es el BIS-GMA, también llamada molécula de Bowen, la cual es producto de una resina epóxica (el Bisfenol A) y una resina acrílica (el metacrilato de glicidilo). Por esto diremos que una resina compuesta es un copolímero, BIS-GMA, más la adición de partículas cerámicas, sílice que previamente es tratado

por una reacción de silanización, para producir una unión química entre ambas(BIS-GMA sílice) y además a esta mezcla se le agregan reactivos para conseguir su polimerización o endurecimiento.

2.3 Requisitos que debe cumplir una resina compuesta

Es de gran importancia conocer la composición y requisitos de cualquier material de obturación, ya que esto le permite relacionar los componentes del material y sus cualidades aceptables.

Desde la creación de las resinas compuestas han transcurrido 30 años de evolución, y todos los materiales creados buscan conseguir requisitos básicos como:

- Estética similar a los tejidos dentarios.
- Biológicamente compatibles.
- Funcionalmente resistentes.

Se puede dividir los requisitos en cuatro grupos:

a) Requisitos físico-químicos:

- Buenas cualidades mecánicas:

Resistencia a la torsión.

Módulo de elasticidad.

Resistencia a la presión.

Dureza.

- Coeficiente de variación térmico lineal similar al diente.

- Escasa o ninguna hidratación.

- Escasa o ninguna solubilidad.

- Escasa o ninguna contracción al endurecer.

- Elevado grado de polimerización.

-Buena capacidad de almacenaje. Si se mantiene en refrigeración el material, se aumenta la vida útil.

b) Requisitos técnicos de elaboración:

- Fácil elección del color.

-Viscosidad optima, que permita un buen manejo clínico del material.

-Escasa o ninguna sensibilidad del material no polimerizado a la humedad.

-Muy buena capacidad de pulido.

-Autopolimerización:

Suficiente tiempo de trabajo.

Aceptable tiempo de polimerización.

-Fotopolimerización:

Aceptable tiempo de irradiación.

Mayor profundidad de polimerización.

Escasa sensibilidad frente a la L.U.V.

Fotopolimerización de gran prestación y seguridad en el funcionamiento.

c) Requisitos clínicos:

-Muy buena estabilidad general en la boca.

-Buena estabilidad del color frente: luz U.V., calor, frío, y otros medios colorantes: café, té, medicamentos, etc.

-Suficiente radiopacidad.

-Muy buena adaptación en el margen de la restauración.

-Escasa o ninguna tendencia a depositar placas.

d) Requisitos toxicológicos:

-Equilibrio:

Relación entre su utilidad y riesgo.

-Resultados la utilidad debe ser mucho mayor que el riesgo.

(R.Janda. 1989).

2.4. Composición, cualidades y propiedades conferida por los componentes de las resinas compuestas.

a) Relleno orgánico o monómero:

Por lo general son exclusivamente di o triésteres de ácido metacrílico con alcoholes de elevado peso molecular que están en situación de reaccionar uno con el otro y así, poder formar un armazón de polímero muy estable(Janda 1989.). El principal es el BIS-GMA (Molécula de Bowen), que deriva de una resina epóxica en que sus grupos terminales han sido cambiados por metacrilato o mas específicamente, como un dimetracrilato aromático. Este tipo de combinación del metacrilato se distingue por una serie de ventajas que son:

-Elevada reactividad, polimerización completa de los monómeros, esto ocurre en condiciones de temperatura muy suaves (temperatura ambiental)

-Muy buenas cualidades mecánicas del polímero

-Muy buena estabilidad del polímero en el medio oral.

-Resultados toxicológicos escasos.

La molécula se compone de dos grupos metacrílicos que tienen como función la reactividad, es decir permite la reacción de polímeros y un grupo por que influye sobre los siguientes parámetros del material:

-Cualidades mecánicas.

-Hidratación: esta se reduce, cuando existen pocos o ningún grupo atómico capaces de establecer uniones de puentes de hidrógeno (átomos de oxígeno o grupos hidroxilos) y, por lo tanto, no se ejerce sobre el agua una afinidad especial.

-Contracción: disminuye cuando hay un aumento longitudinal de la cadena , ya que se aumenta la relación peso molecular/cantidad de doble enlaces, es decir en la formación de una cadena de longitud determinada hay que unir un menor número de monómeros , (en una cadena larga), que una cadena corta en que son necesarios mas monómeros.

-Grado de polimerización.

-Viscosidad: generalmente el incremento del peso molecular, aumenta también la viscosidad del monómero.

-Sensibilidad a la humedad del material no polimerizado. Es importante, ya que se pueden formar uniones puentes de hidrógeno, cuando las cadenas son cortas y hay menos cantidad de grupos atómicos contenidos en la molécula.

-Estabilidad general en el medio bucal.

-Cualidades toxicológicas: La cantidad de relleno orgánico fluctúa entre un 20 -50 % dependiendo de la cantidad, tamaño, y tipo de relleno inorgánico. A mayor carga, menor tamaño de partícula, cantidad de relleno inorgánico.

b) Relleno inorgánico o material de relleno:

Varios son los tipos, de relleno utilizados, siendo los mas comunes el cuarzo, el vidrio de boro silicato y la silica pirolítica, pero además se incluyen, entre otros, al silicato de litio y aluminio , y diversos vidrios de aluminio silicatos.

El uso de silicato de litio y aluminio tiene la particularidad de tener un coeficiente de variación térmico_lineal negativo.

La radiopacidad deseable de un coeficiente de variación térmica lineal negativo obtenida en base a rellenos de vidrio que

contengan metales pesados, especialmente vidrios de fluoruro de bario. Pero lamentablemente, este tipo de vidrio afecta las propiedades estéticas.

El relleno puede ser en forma de fibra, esferas, partículas irregulares cuyo tamaño fluctúa entre 0,04 μm hasta 40 o 60 μm lo cual sirve para clasificarlos en : macropartículas, micropartículas, partículas pequeñas a híbridos.

Mientras mayor cantidad de relleno inorgánico por unidad de peso (mayor carga), mayor es la resistencia obtenida. La capacidad de pulido de una resina compuesta varía notablemente según el tamaño de su partícula. A menor tamaño mayor facilidad de pulido.

Para obtener los máximos servicios de una estructura compuesta debe existir una buena unión química entre la matriz (relleno orgánico) y la partícula inorgánica (relleno inorgánico). Esto es necesario tanto para obtener las mejores propiedades mecánicas, como para evitar la penetración de agua en la interfase de ambos. Es por esto que las partículas son sometidas a un proceso llamado silanización y se trata de la estratificación de las partículas con un silano.

En general, la partícula de relleno, sea cual sea su tamaño y forma, es cubierta con un silano, que actúa como enlace entre la matriz y el relleno. El mas conocido es el vinil silano.

Dado que la partícula inorgánica es básicamente óxido de silicio, el agente de enlace se une a esta por su grupo silano y hacia la matriz orgánica por su grupo vinílico de doble enlace , las uniones silánicas sobre las partículas tienden a despolimerizarse por hidrólisis en un ambiente ácido y son poco resistentes a tensiones continuas.

c) Diluyentes o plastificantes :

Dado que el BIS-GMA es demasiado viscoso para ser utilizado solo, son empleados como diluyentes otros monómeros para reducir la viscosidad. Generalmente se trata de otros monómeros de metacrilato, tales como el metacrilato de metilo o mas frecuentemente el dimetacrilato de tetraetilenglicol.

d) Inhibidores de la polimerización:

Compuestos como la hidroquinona, resorcina o pirogalol son utilizados en las resinas compuestas con dos fines: una para evitar su autopolimerización en el almacenaje y el otro para controlar que la reacción química de polimerización sea gradual y no violenta.

e) Colorantes tinciones, pigmentos:

Por lo general, a las resinas compuestas se les adicionan colorantes específicos , que pueden ser seleccionados mediante un muestrario de colores que casi nunca es de resina compuesta sino que de acrílico.

En otros casos los fabricantes proporcionan un set de colorantes y tinciones para ser utilizadas en caracterizaciones especiales .

Se debe tener en cuenta como parámetros para la selección de color a utilizar, que a menos grosor de capa de resina compuesta, mayor translucides y aclaramiento del color.

2.5 Reacción de polimerización

La polimerización de una resina se inicia una vez que los dobles enlaces presentes en los monómeros se abren y se encuentran listos para unirse unos a otros formando homopolimeros, ya sea que su monómero se repita en la cadena o la reposición sea en base a monómeros diferentes, formando copolímeros.

En las resinas odontológicas se requiere para iniciar la polimerización de un elemento llamado catalizador o iniciador y que generalmente es el peróxido de benzoílo. Pero este a su vez requiere ser activado por un "activador", que puede ser el calor (resinas de termocurado), una sustancia química como la dimetilparatololuidina o ácido sulfúrico (resinas de autopolimerización), o una luz energética como la luz ultravioleta (hoy en día descartada) o la halógena (resinas de fotocurado).

-Períodos de la polimerización.

Sea cual sea el tipo de resina a polimerizar y su activador la polimerización pasa por cuatro etapas bien definidas .

- a)Inducción.
- b)Propagación.
- c)Terminación.
- d)Transferencias de cadenas.

II.3 Fenómeno de microfiltración

3.1 Factores que influyen en la microfiltración de restauraciones en base a resinas compuestas.

- a) Dependientes del diente propiamente tal dependiente de la relación diente-restauración.
- b) Dependientes de la interfase diente-restauración.
- c) Dependientes del biomaterial restaurador.
- d) Dependientes de la técnica de laboratorio.

e) Dependientes del paciente.

Por ser este trabajo relacionado con la adhesión entre el material estético y el metal solo abordaremos algunos de los puntos anteriormente mencionados.

c) Dependientes del biomaterial restaurador.

-Solubilidad: el grado de solubilidad de un biomaterial restaurador es modificado por la acción de alimentos pegajosos, higiene oral deficiente, cantidad, frecuencia y oportunidad de ingesta de carbohidratos y por ende de ataque ácido y por supuesto de las propiedades químicas y físicas del biomaterial restaurador (Alhamadami y Crabb, 1974; Cunningham y William, 1978; Cristen y Mitchel, 1966). Estas condiciones pueden producir una rápida desintegración de ciertas áreas de la restauración especialmente en zonas donde la acumulación de placa bacteriana y restos alimenticios está incrementada, como es el área cervical de la restauración que no es fácilmente limpiada por la acción de la saliva (Cunningham y William 1978).

-Coeficiente variación térmico lineal: este coeficiente tiene un rol muy importante en la microfiltración ya que los tejidos dentarios y los biomateriales restauradores entre sí tienen un cambio volumétrico diferentes frente a una misma variación de temperatura. Esto significa que el material estético se expande al influjo del calor y que al influjo del frío se contrae de forma distinta al material metálico que lo soporta, lo que al cabo del tiempo puede ser causa de tensiones en la interfase resina-metal llevando a un deterioro del margen y consecuentemente, microfiltración. Lo ideal es que el coeficiente de variación térmico lineal sea el mismo para la resina como para el

metal pero esto no es logrado por los materiales actuales (Bauer y Henson ,1984).

Además de esto, se debe considerar el tamaño de la restauración ya que a mayor extensión se incrementará la variación volumétrica por un comportamiento en bloque de la restauración.

Cualquier biomaterial que esté presente como restauración, a través del coeficiente de expansión térmico lineal, contribuirá a la microfiltración de la siguiente manera, en un 90% de la contracción y expansión a diferentes temperaturas de los fluidos orales mismos (Granat, 1967; Nelsen y cols. 1952; Goig, 1972).

-Estabilidad dimensional al endurecer: La estabilidad dimensional al endurecer es, entre otras, una propiedad de gran importancia para los biomateriales dentales. Durante el proceso de endurecimiento los biomateriales sufren cambios volumétricos. Algunos como la amalgama se expanden otros como la resina se contraen.

d) Dependiente de la técnica de laboratorio:

Por ser de técnica altamente sensible hay que manejar el material tal cual lo señala el fabricante para evitar posibles complicaciones.

CAPITULO III : OBJETIVOS

1- General.

Observar y medir el grado de infiltración resina metal teniendo como agente de unión el sistema de adhesión Ivoclar Sr Spectra link.

2- Específicos.

2.1. Observar y medir el grado de infiltración entre metal CrNi-resina .

2.2. Observar y medir el grado de infiltración entre metal CrNi-resina con la técnica del adhesivo Ivoclar Sr Spectra link.

2.3. Observar y medir el grado de infiltración entre metal AgPd-resina .

2.4. Observar y medir el grado de infiltración entre metal AgPd-resina con la técnica del adhesivo Ivoclar Sr Spectra link.

2.5. Comparar el grado de infiltración que se produce entre las distintas aleaciones con o sin el uso del adhesivo.

CAPITULO IV: MATERIALES Y METODOS

IV.1 Características de los materiales utilizados

1.1 Resina Isosit-n de Ivoclar

Descripción del producto:

Es un material compuesto por un reticulante modificado de la formula Bowen, dióxido de silicio obtenido por pirólisis, activadores, colorantes y estabilizadores. Este material no contiene metacrilato de metilo, de ello resulta un compuesto totalmente homogéneo, que presenta en relación a productos convencionales una resistencia a la abrasión dos a tres veces mayor y un pulido más fácil y duradero.

Como las masas de dentina, cuello e incisal tienen diferentes consistencias, pueden dependiendo de la habilidad del operador, realizarse en un solo proceso, y de forma sencilla y segura, trabajos más extensos. Con ello desaparece la polimerización intermedia, así como el repasado de la dentina y del cuello antes de la aplicación incisal.

La resina Sr-Isosit se compone de:

- a)** Opaco: que se presenta como polvo líquido.
- b)** Masa del material: que se presenta como masa de dentina, cuello (de mayor consistencia), incisal y transparente.
- c)** Sr Isosit fluido: material activador que se utiliza antes de cada polimerización y en polimerizaciones intermedias a excepción cuando se utiliza el Sr- Isosit colorante.
- d)** Además el set consta de 10 colores intensivos y 5 colorantes

2.3 Aleaciones Metálicas

a) Plata-Paladio

Las aleaciones de plata paladio contienen en general, un mínimo de 25% de paladio, 65 % de plata, junto con pequeñas cantidades de cobre,zinc,indio y en ocasiones oro.

Estas aleaciones tienen una densidad baja, factor que puede afectar al colado. Para un volumen dado de colado, se genera una fuerza menor por la aleación fundida durante el colado. Hay que tener cuidado en detalles como la temperatura de colado y la temperatura de fusión si se quiere que el molde quede bien lleno de aleación.

Las aleaciones que contienen grandes cantidades de paladio tienen tendencia a disolver oxígeno en estado fundido, lo que puede dar lugar a un colado poroso. Es preciso evitar el sobrecalentamiento u oxidación de la aleación fundida durante el colado. Son aleaciones resistentes a la corrosión si su porcentaje de paladio supera el 25%.

Para este estudio se utilizó una aleación plata paladio SIRIUS PD., de tipo templado de industria nacional, que según el fabricante, presenta excelentes condiciones para su uso para colados dentales. Su composición y sus propiedades se señalan a continuación.

Características de la aleación plata paladio templado utilizada en este estudio.(tabla nºI y tabla nºII).

TABLA Nº I

<u>Composición</u>	
Paladio : 26%	Cobre : 6%
Plata : 65%	Otros : 3%

TABLA N° II

<u>Propiedades</u>	
Tipo	: III A.D.A.
Color	: Platinado
Densidad	: 10.5 Grs./cm.3
Rango de fusión	: 980-1060 ° C
Esfuerzo de fluencia	: 27 Kgrs/mm2
Esfuerzo máximo	: 45 Kgs./mm2
Ductilidad	: 10 %
Dureza Brinell	: 110

b) Cromo- Niquel

Son materiales muy duros y aunque esto hace que el pulido de los colados sea un proceso difícil, la superficie final es muy resistente a la abrasión, además es menos probable que se pierdan los márgenes finos durante el acabado de la aleación. Las aleaciones de Cr/Ni son dúctiles, con elongación en valores de fractura altos, capaces de resistir grandes tensiones sin sufrir deformación permanente, siendo materiales muy rígidos con alto módulo de elasticidad.

Esta aleación varía en composición de un fabricante a otro, pero por lo general suelen tener entre un 70% a 80% de níquel, un 10% a un 25% de cromo y pequeñas cantidades de otros elementos.

Para este estudio se utilizó una aleación níquel-cromo Collon Bium tipo 1, fabricado en Japón por the Hatekey Amamit CO Ltda. Su composición y propiedades se señalan a continuación. (tabla n°III y tabla n°IV).

TABLA N° III

<u>Composición</u>			
Niquel	:	68.1 %	Molibdeno : 6.5 %
Cromo	:	22 %	Otros : 3.4 %

TABLA N° IV

<u>Propiedades.</u>	
Densidad	: 8 Grs/cm ³
Temperatura de fusión	: hasta 1350° C.
Resistencia a la tracción	: 230 (Mpa)
Módulo de elasticidad	: 220 Gpa
Dureza	: 300 Vickers
Ductibilidad y elongación	: hasta 30 %

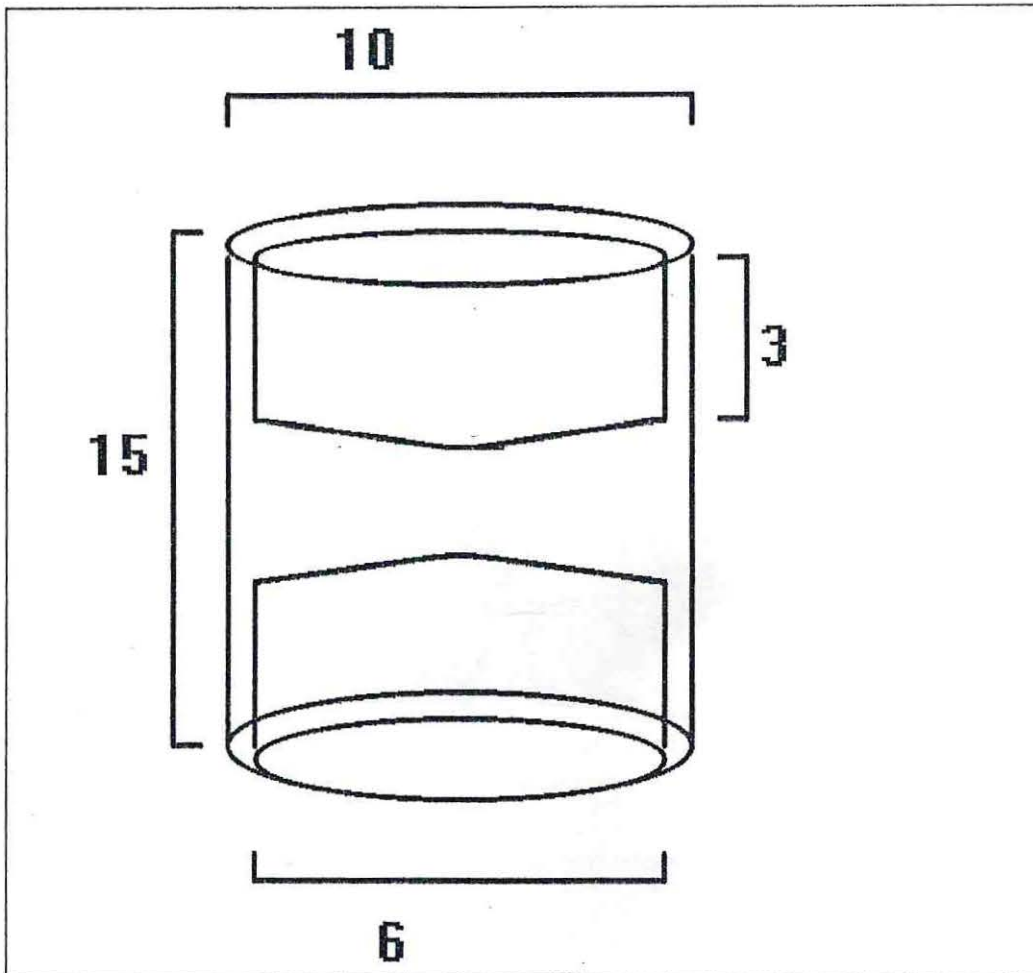
IV.2 METODOLOGIA

2.1 Cuerpos de prueba

En este estudio se emplearon 20 cuerpos de prueba (fig.1) divididos en cuatro grupos, de acuerdo al tipo de aleación utilizada. Los cuerpos de prueba se diseñaron en forma cilíndrica de 1cm. de diámetro y 1.5 cm. de largo a las que se le realizaron 2 perforaciones, una a cada lado conformando cada cilindro 2 cuerpos de prueba.

Posterior a su fabricación los cuerpos de prueba se sometieron a un tratamiento de arenado con óxido de silicio y lavado con alcohol isopropílico.

FIGURA N°1: REPRESENTACIÓN ESQUEMATICA DEL CUERPO DE PRUEBA. En mm.



Se realizó la técnica Sr- Isosit Spectra link procediendo a colocar el material adhesivo en toda la superficie previamente tratada de la cavidad (foto n° 2), realizando primero la maniobra en el fondo de la cavidad, luego en la mitad del diámetro y por último en la mitad restante ; como segundo paso se polimerizó el Spectra link durante 5 minutos en el Spectra mat (máquina de fotopolimerizado, foto n°3), orientando la superficie de la cavidad hacia la fuente.

FOTO N°2. APLICACIÓN DEL ADHESIVO.

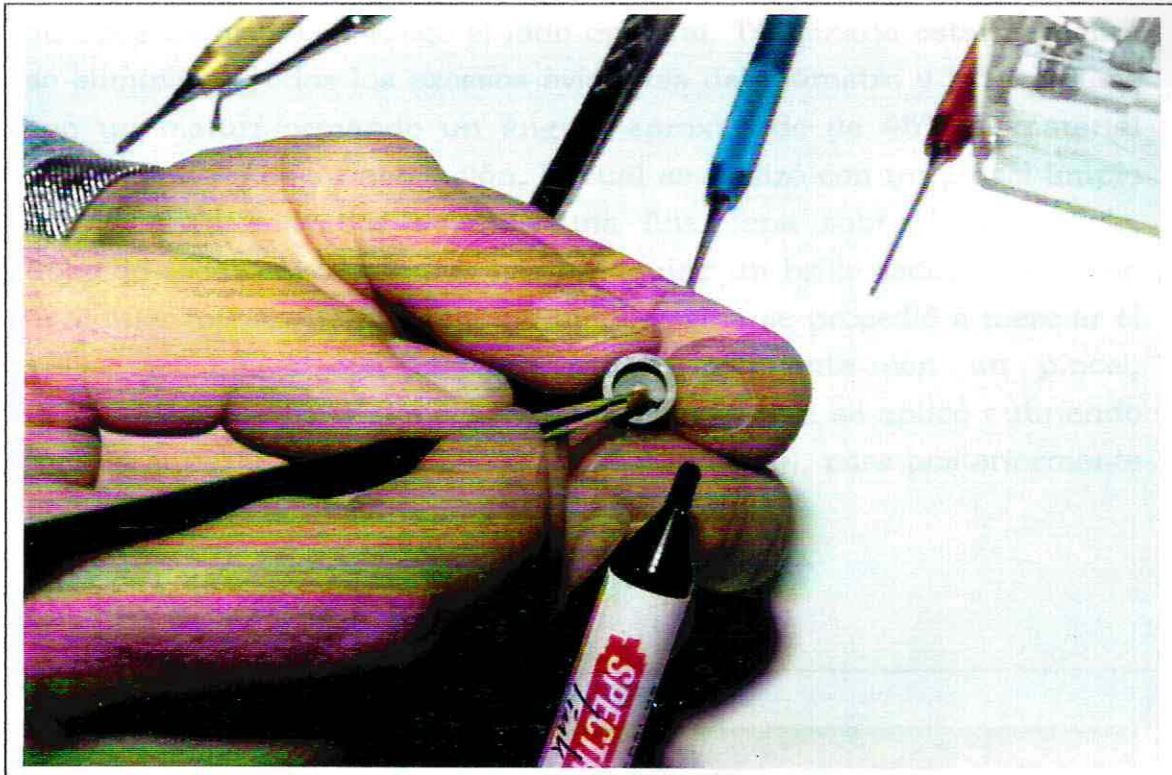


FOTO N°3. FOTOPOLIMERIZACIÓN EN EL SPECTRA MAT.



Para este efecto se preparó primero uno de los lados de todos los cuerpos de prueba y luego el lado opuesto. Terminada esta maniobra se eliminaron todos los excesos evidentes del diámetro y la superficie con un bisturí, formando un ángulo aproximado de 45° . El material requirió ahora de su activación, la cual se realizó con un pincel limpio con Spectra activador dejando una fina capa sobre la superficie, dejando secar por 2 minutos hasta adquirir un brillo sedoso. Como en cualquier técnica de prótesis fija metal-resina se procedió a mezclar el polvo del opaco con el líquido correspondiente con un pincel, lográndose una consistencia fluida. Este material se aplicó cubriendo toda la superficie del cuerpo de prueba (foto n°4), para posteriormente polimerizar en la Spectra mat durante 5 minutos .

FOTO N°4. APLICACION DEL OPACO.



Luego de colocar por capas la masa de resina Isosit N, se prensó de una sola vez sobre la cavidad del cuerpo de prueba con una presión continua para lograr una compactación homogénea, con un cubo de yeso de 3 cm³, aislando del cuerpo de prueba por un film de polietileno.

Una vez completada la compactación se retiró el cubo de escayola y se efectuó la polimerización en la máquina hidroneumática de termocurado Ivomat (foto n°5) por 7 minutos a 120° C y 6 Bar de presión inmediatamente después se retiraron los excesos con discos de diamante y bisturí.

FOTO N° 5. MAQUINA HIDRONEUMATICA DE POLIMERIZACION



Los cuerpos de prueba se subdividieron en cuatro grupos:

a) Grupo A : 5 Cilindros de plata-paladio (10 cuerpos de prueba)

b) Grupo B : 5 cilindros de plata paladio (10 cuerpos de prueba)

A este grupo se le sometió al mismo tratamiento que al grupo anterior pero prescindiendo de la aplicación del adhesivo metal-resina Spectra link. Constituyéndose éste como grupo control.

c) Grupo C : 5 cilindros de cromo niquel (10 cuerpos de prueba)

A este grupo se le sometió a un tratamiento idéntico al grupo n° A.

d) Grupo D : 5 cilindros de cromo niquel (10 cuerpos de prueba)

A este grupo se le sometió a un tratamiento idéntico al grupo n° B. Contituyendo el segundo grupo de control.

Para completar las pruebas los cuerpos fueron sometidos a estrés térmico en la máquina inventada especialmente para el experimento (termociclo). Los cuerpos fueron sometidos a 2500 ciclos entre 10° Y 60° grados celcius, sumergidos en H2O destilada. Luego de terminados los ciclos se mantuvieron los cuerpos de prueba en fucsina básica al 2% por un lapso de 48 hrs. a T° ambiente.

A continuación se seccionaron los cuerpos de prueba en la Universidad Federico Santa María ,con un disco Bulher N° 10-4127de corte fino en sentido sagital, siguiendo la línea media del bloque (foto n° 6 y n° 7), luego se pulieron las superficies del corte con una lija del n°600 (nerton) para eliminar los restos de fucsina básica incorporados durante el corte, que pudieran alterar las observaciones.

FOTO N°6. CUERPOS DE PRUEBA EN DISTINTAS ETAPAS

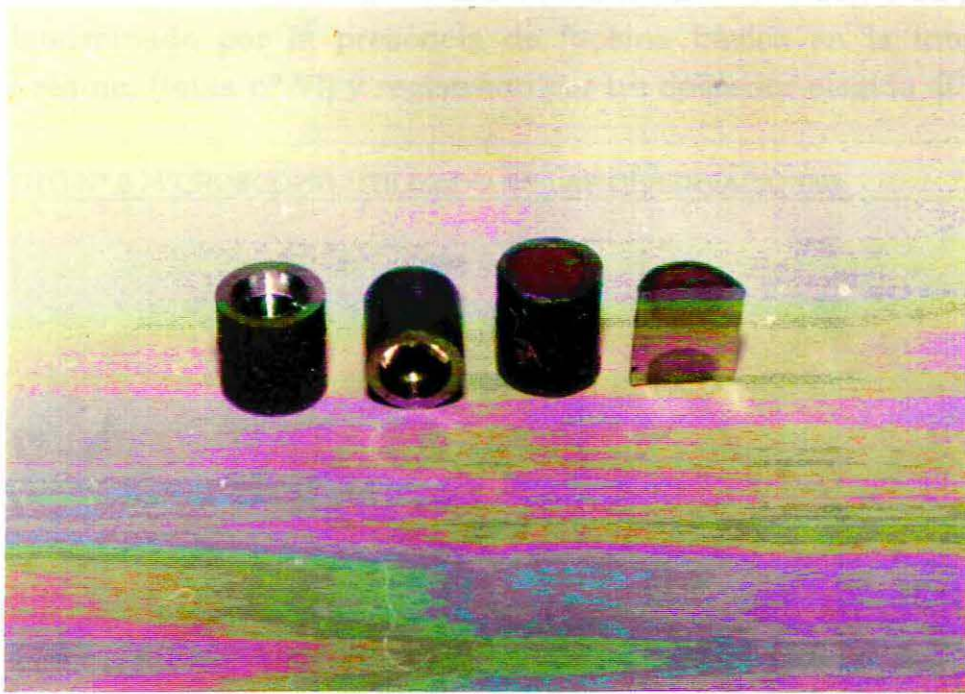


FOTO N°7. CUERPO DE PRUEBA SECCIONADO

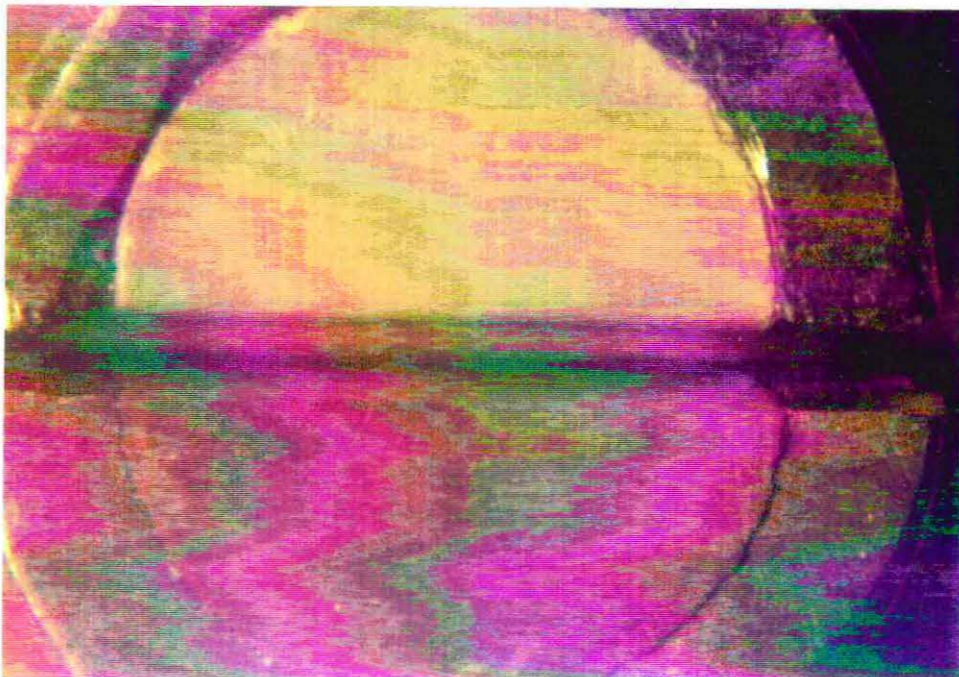


FOTO N°6. CUERPOS DE PRUEBA EN DISTINTAS ETAPAS

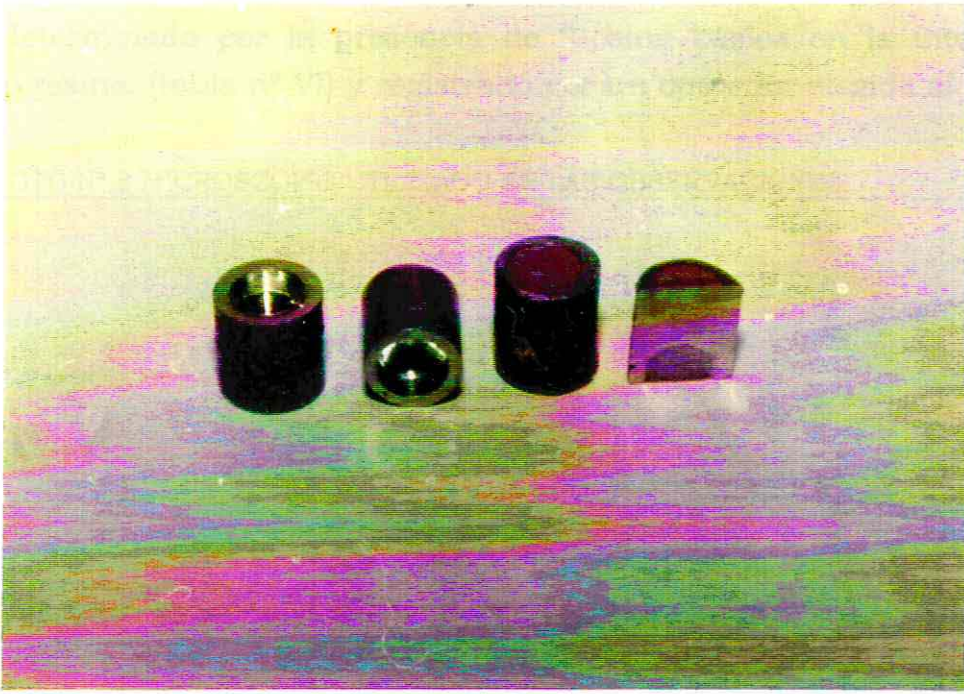
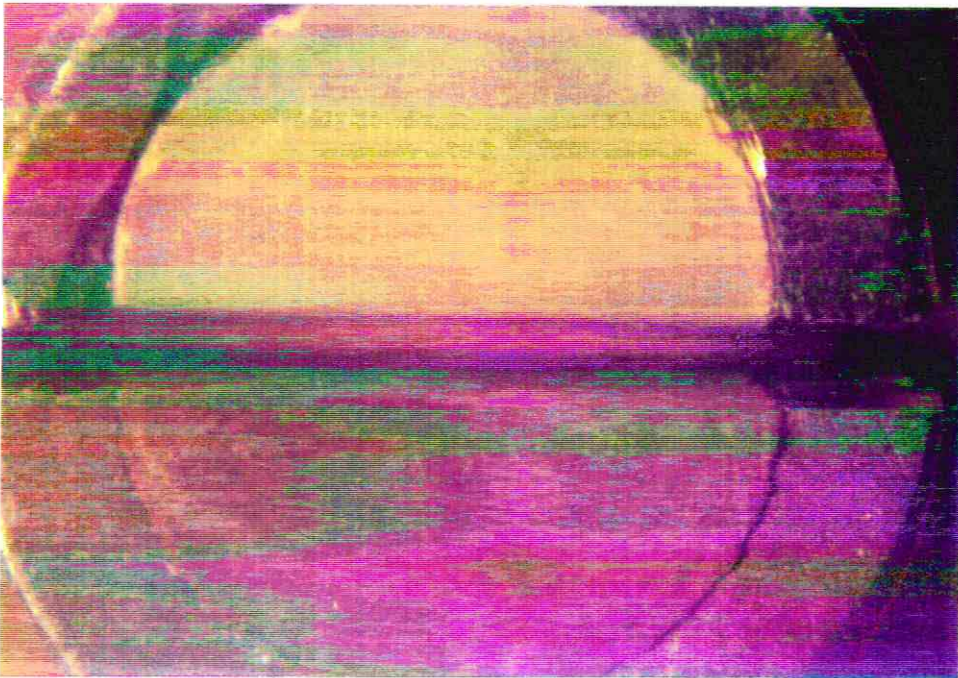


FOTO N°7. CUERPO DE PRUEBA SECCIONADO



La extensión de la infiltración fue observada mediante un microscopio de 50X de magnificación (foto n°8, n°9 y n°10), y su grado fue determinado por la presencia de fucsina básica en la interfase metal resina, (tabla n° VI) y registrado por un operador elegido al azar.

FOTO N° 8 MICROSCOPIO UTILIZADO EN LAS OBSERVACIONES.

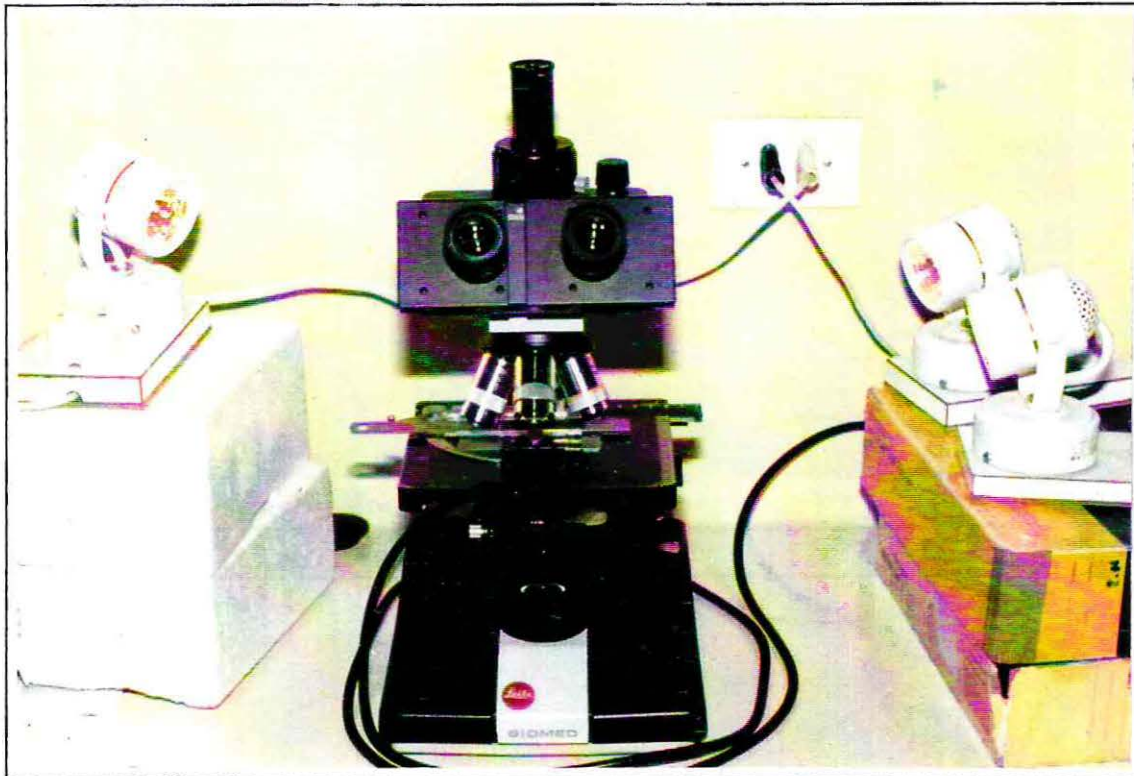


TABLA N° VI

- | |
|---|
| Grado 0 : Ausencia de fucsina básica en la interfase metal resina |
| Grado 1 : Presencia de fucsina básica en la interfase metal resina hasta un milímetro del borde del cuerpo de prueba. |
| Grado 2 : Presencia de fucsina básica en la interfase metal resina hasta dos milímetros del borde del cuerpo de prueba. |
| Grado 3 : Presencia de fucsina básica en la interfase metal resina hasta tres milímetros del borde del cuerpo de prueba. |
| Grado 4 : Presencia de fucsina básica en la interfase metal resina en más de tres milímetros desde el borde del cuerpo de prueba. |

FOTO N° 9. CUERPO DE PRUEBA INFILTRADO

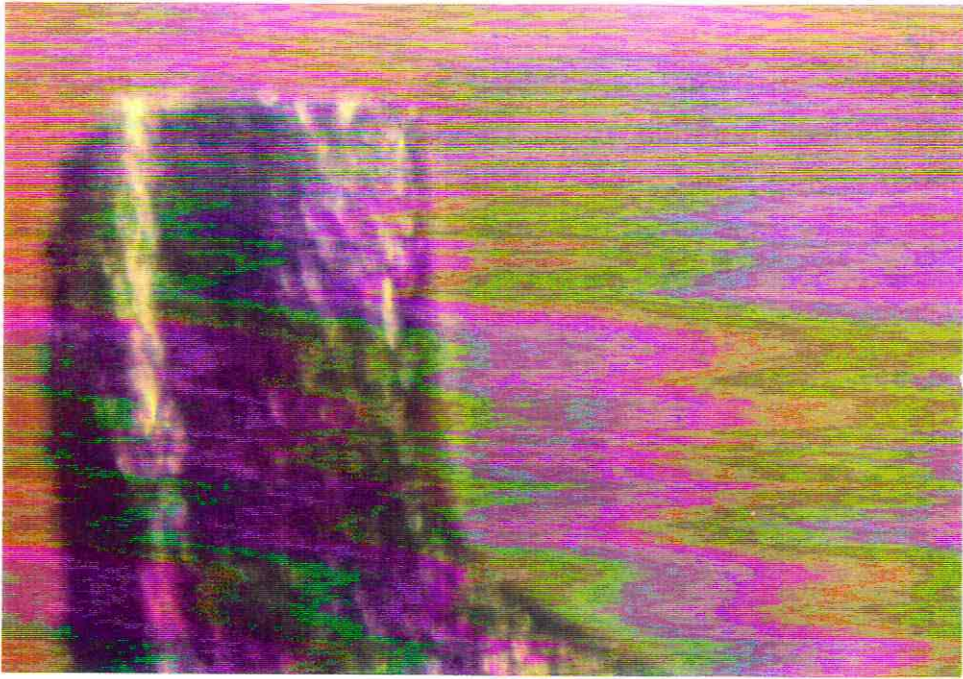
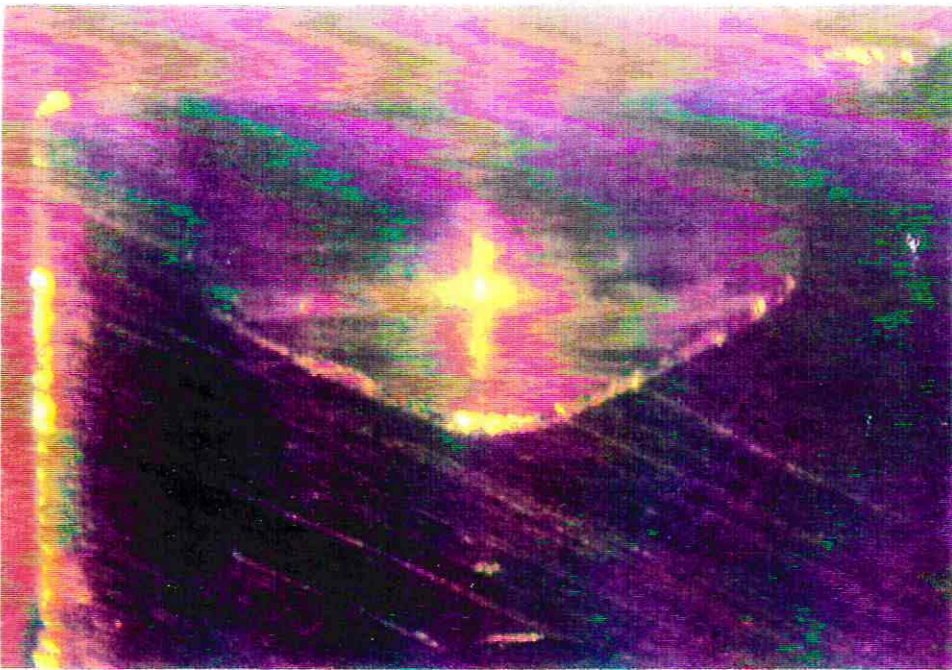


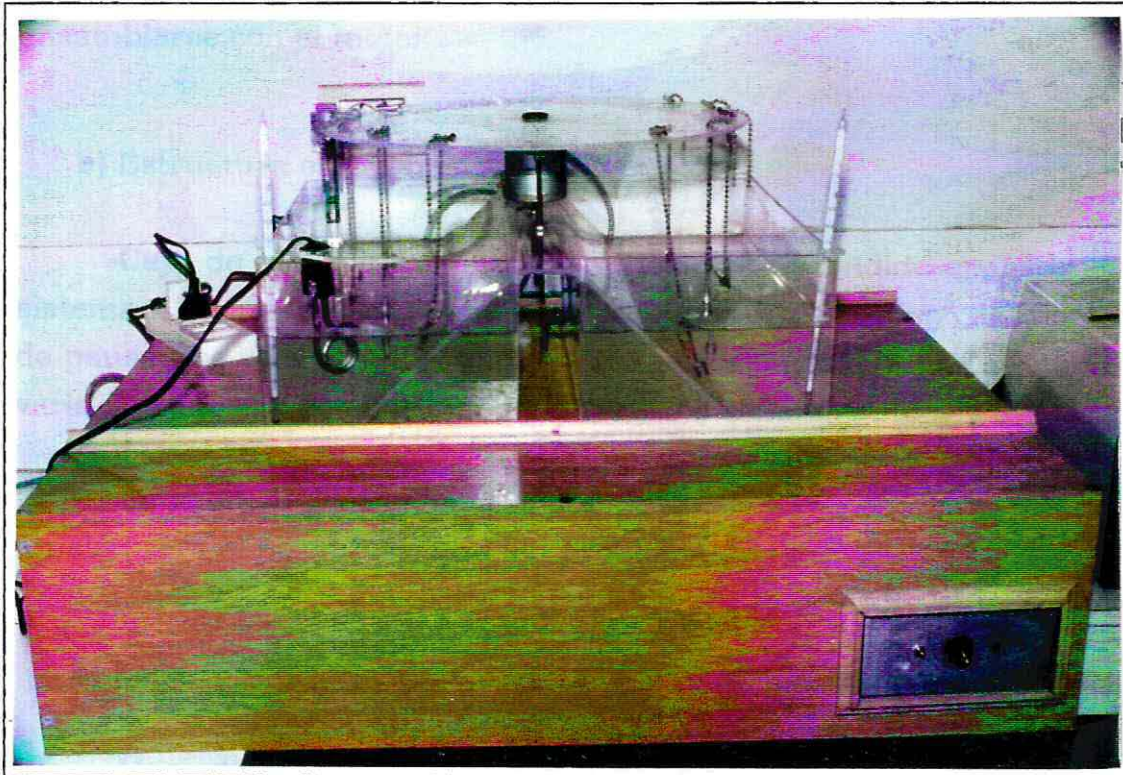
FOTO N° 10. METAL TEÑIDO



2.2 Termociclo

Para realizar este estudio se diseñó y elaboró una máquina de termociclado (foto n° 11). Este consta de un sistema electromecánico que por intermedio de un plato de acrílico adaptado permite trasladar los cuerpos de prueba de un recipiente, con agua destilada a 10°C, a otro recipiente con agua destilada a 60°C generando, por lo tanto un estrés térmico en los componentes del cuerpo de prueba.

FOTO N° 11. TERMOCICLO.



-Componentes del termociclo y sus funciones

a) Estructura acrílica:

-Recipientes. Tiene como función el de contener el agua destilada a la temperatura deseada.

-Puente de acrílico. Su función consiste en que sobre él se deslicen en forma suave y uniforme los cuerpos de prueba que se transportan de un recipiente a otro

-Discos de acrílico con perforaciones. Su función consiste en colgar las cadenas que sostendrán los cuerpos de prueba y ensamblarse con el motor .

b) Estructura electromecánica

-Caja de control. Tiene como función el encendido-apagado del sistema . Consta de un potenciómetro que dará la "orden" del tiempo de pausa que va a efectuar el disco entre cada medio giro. Esta pausa varía entre 5 seg. como mínimo y 5 minutos como máximo.

-Estructura mecánica. Consta de un motor paso a paso y su función será el permitir el giro sin problema de torque.

c) Estructura de soporte y anexas.

-Mesa de soporte. constará de una estructura de melanina roble-blanco, de 80 cm. de largo, por 40 cm. de ancho, por 20 cm. de alto. Este soporte en su parte anterior tendrá el panel de control, en su parte posterior la salida del enchufe y en su parte superior tendrá la salida del cable de alimentación del motor. Además tiene dos rieles de madera que harán el papel de correderas, en caso que se requiera variar la distancia entre los recipientes.

-Termostato eléctrico. Tendrá como función el controlar y mantener uno de los recipientes a 60°C .

-Termómetros. Tendrán un rango de -10° a 100°C , y medirán la temperatura de los recipientes.

-Panel de enchufes: este panel tiene como función conectar todos los sistemas que funcionan con electricidad de la red eléctrica general.

CAPITULO V: RESULTADOS

Los resultados de la prueba de infiltración para los cuatro grupos observados se resumen en la tabla N° VII.

TABLA N° VII

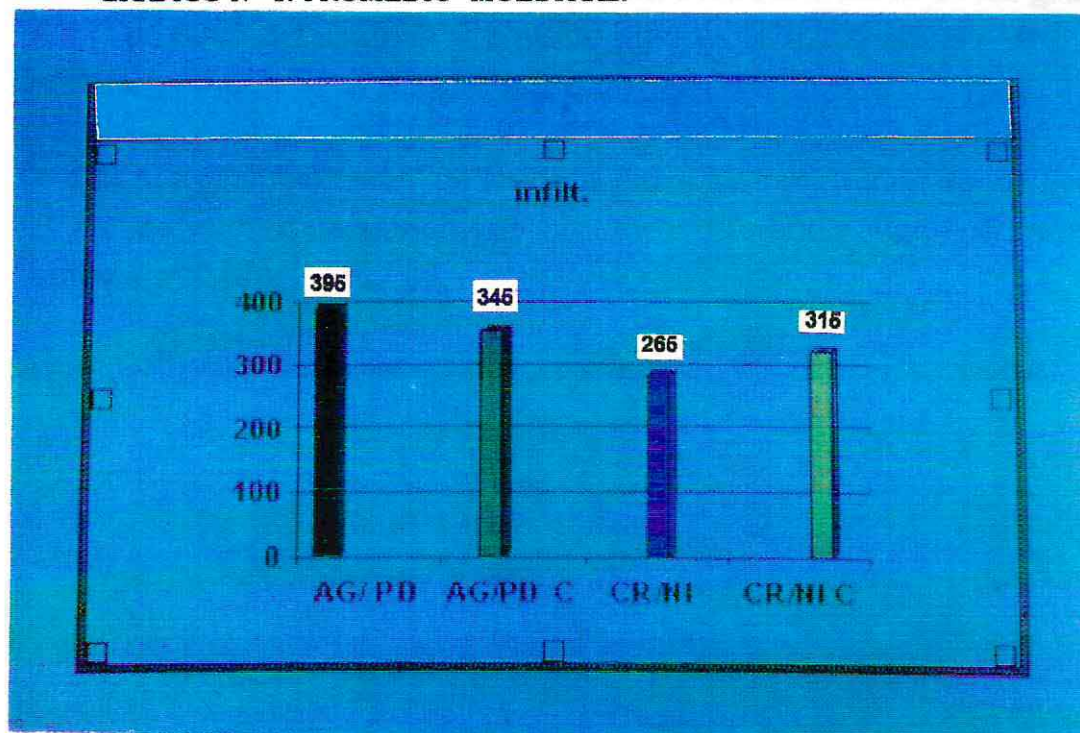
Cuerpo de prueba	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D
1	4	3.5	3	4
2	4	2	2.5	4
3	4	4	2	3
4	4	4	2.5	4
5	4	4	3	3
6	4	4	2.5	2
7	4	4	1.5	2
8	4	2.5	2.5	2
9	3.5	2.5	4	3.5
10	4	4	3	4

Con los datos obtenidos de la tabla se calculó el valor del promedio muestral (\bar{x}), y la desviación standar muestral (s) para cada grupo. Los resultados se muestran en la tabla N°VIII.

TABLA N° VIII

	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D
Promedio Muestral	3,95	3.45	2.65	3,15
Desv. Est. Muestral	0,1581	0,7975	0.6687	0.8834

GRAFICO N° 1. PROMEDIO MUESTRAL.



Se puede observar que las tendencias generales son:

- Una notable diferencia en los promedios entre todos los grupos, especialmente en los grupos con cifras extremas, que corresponden a las columnas A y C respectivamente.

-Una desviación standar marcadamente menor en la columna A.

Test de significancia estadística

a) Al aplicar el test T de student entre los resultados de los grupos A y B se pudo determinar que no existe diferencia significativa entre ambos, ($p= 0,05$).

b) Al aplicar el test T de student entre los resultados de los grupos C y D se pudo determinar que no existe diferencia significativa entre ambos, ($p= 0,05$).

c) Al aplicar el test T de student entre los resultados de los grupos A y C se pudo determinar que existe diferencia significativa entre ambos, ($p=0,05$).

d) Al aplicar el test T de student entre los resultados de los grupos B y D se pudo determinar que no existe diferencia significativa entre ambos, ($p=0,05$).

CAPITULO VI : DISCUSIÓN

Los resultados de este estudio in vitro arrojaron que la única diferencia significativa de grados de infiltración se encontró entre los grupos experimentales. Al comparar estos grupos con sus respectivos controles no se apreciaron diferencias significativas.

Estos resultados no fueron los esperados y es posible que estos datos puedan estar influenciados por ciertos factores. Como es sabido, las resinas sufren contracción hacia la fuente de luz de polimerización o hacia el centro de su masa. En este caso se pudo producir cualquiera de los efectos ya que al utilizar un cilindro con una perforación central, en el que se introdujo la resina, esta gran masa se pudo haber contraído hacia el centro alejándose de la superficie del metal. Esto pudo haber influido en cualquiera de las etapas de polimerización, ya sea durante la fase de polimerización del spectra link, del opaco o de la resina propiamente tal. Esta última posibilidad la encontramos poco probable, ya que en el análisis al microscopio de la zona de infiltración se comprobó que no había pérdida de continuidad entre el opaco y la resina, y que la zona de infiltración se encontraba entre el metal y el spectra link, de lo que se puede deducir que se produjo algún tipo de desunión a este nivel, o que la técnica con spectra link no cumple con lo prometido por el fabricante. En el caso de la fuente de luz, las resinas sufren contracción hacia la fuente, en el horno de fotopolimerizado se deben dirigir los cuerpos hacia la luz lo que también pudo llevar la contracción hacia el centro, de manera cinérgica al fenómeno de contracción intrínseco de la masa de resina.

Resulta interesante observar que el menor grado de infiltración se observó en la combinación de la aleación cromo níquel con el adhesivo sr- spectra link. Según el fabricante la adhesión del sellador

de interfase se produce entre la parte activa de este y la fina capa de óxido de la superficie metálica. La aleación de cromo níquel es de elección en la técnica metal cerámica por su adecuado grado de oxidación, puede ser que esta tendencia se repita con la técnica estudiada en este trabajo.

CAPITULO VII : CONCLUSIONES

De los resultados se pueden deducir las siguientes conclusiones:

- 1.- Los cuatro grupos observados al microscopio y sometidos al termociclado mostraron un alto grado de infiltración .
- 2.- Los grupos experimentales no mostraron diferencias estadísticamente significativas de infiltración con respecto su grupo control .
- 3.- Los grupos experimentales, entre sí, mostraron diferencias estadísticamente significativas de grados de infiltración.
- 4.- La aleación de cromo níquel con el sellador de interfase fue la que obtuvo el menor grado de infiltración.

CAPITULO VIII : SUGERENCIAS

La necesidad de corroborar los datos de este trabajo es indispensable para darle término. Esto implica la necesidad de diseñar un nuevo cuerpo de prueba, ahora con un núcleo metálico central, hacia el cual se produzca la contracción del spectra link, el opaco y la resina . Si en este nuevo estudio variaran los resultados, se debería plantear la posibilidad que el spectra link fuera un sellador de interfase por la gran fuerza de contracción que se produce en la polimerización y estudiar la supuesta unión química que este producto crea entre la superficie metálica y la resina Sr-Isosit N .

Los estudio de microfiltración "in vitro" son muy delicados ya que para que este sea válido, se deben reproducir lo más fielmente posible las condiciones orales. En este estudio se realizó la reproducción del estrés térmico, en el próximo estudio sería ideal someter los cuerpos de prueba a estrés mecánico, químico y pensar en la posibilidad de realizar estos estudios en vivo.

CAPITULO IX : RESUMEN

Desde hace muchos años la infiltración marginal a sido un problema en las restauraciones dentales. En este estudio se midió la infiltración de la técnica metal resina SR-isosit N utilizando un nuevo adhesivo sellador de interfase; el Sr Spectra link. Se confeccionaron 10 cilindros de plata paladio (20 cuerpos de prueba) y 10 cilindros de cromo niquel (20 cuerpos de prueba). los 40 cuerpos de prueba fueron rellenos con resina ;10 conformaron el grupo de prueba (spectra link-sr isosit) y 10 el grupo control (sr isosit) respectivamente. Los cuerpos fueron sometidos a un termociclado (inventado para la investigación) por 2500 ciclos entre 60°C-10°C y posteriormente sumergidos en fuscina básica al 2% por 48 Hrs. Los resultados obtenidos no fueron estadísticamente significativos entre los grupos de estudio y sus controles, encontrándose solo una diferencia significativa entre los grupos experimentales. Son necesarios estudios posteriores para afirmar estos hallazgos.

CAPITULO X : BIBLIOGRAFÍA

-Barrancos J. (1987); Caries. en Operatoria dental Técnica y Clínica, Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S.A.,pp.196-226.

-Bauer, J.G ; and Henson, J.L. (1984): Microleakage: A measure of the performance of direct filling materials. Operative Dentistry 9:2-9.

-Chaves R. H. (1991). Adhesión al metal y a la porcelana, en Restauraciones protéticas adhesivas. S. L. Madrid . Ediciones avances médico dentales, . pp.49-55.

-Ferrari. M; Finger W.; Vichi A.; Yamamoto K.(1994): Clinical and Laboratory evaluation of adhesive restorative systems . Am.J.Dent.7:217-219.

-Ibsen R.L., Neville C. (1977). Prótesis fija unida por medios adhesivos, en Odontología Restauradora Adhesiva. Los Angeles. Editorial Médica Panamericana ,pp. 141-159.

-Hallet K.B.; García Godoy F.(1993): Microleakage of resin-modified glass ionomer cement restorations: an in vitro study. Dent.Mater.Sep. 306-311

-Ivoclar Sr. isosit spectra link. System eine vergleichende unter suchng, Dr. K. Ludwig, Dental Labor, XXXVII, HFFT 5/89, 757-761.

-Janda, R. (1989): Estado evolutivo en el campo de las resinas de obturación dental (I). Quintessence, 2 N°7, 67-71.

-Janda,R. (1989):Estado evolutivo en el campo de las resinas de obturación dental (II).Quitessence, 2 N°8, .54-62

-Macchi, L.(1988), Propiedades de los materiales, en Materiales dentales. Buenos Aires: Editorial Panamericana, pp. 21-46.

-Macchi, L. (1988), Materiales y Adhesión, en Materiales dentales. Buenos Aires: Editorial Panamericana, pp. 47-54.

-Momoi, Y.; Iwase, H.; Nakano, A.; Asanuma, A.; and Yanagisawa, K. (1990): Gradual increases in marginal leakage of resin composite restauration with thermal stress. J.Dent. Res. 69 (10): 1659-1663.

-Roberts,D.H.(1979). Materiales,en Prótesis Fija. A.N. Boyd M.A. Humphrey, L.G. Owens. London, Editorial Médica Panamericana , pp. 49-54.

-Roulet, J.F. (1988): Visión científica de los materiales: Valoración del desgaste e integridad marginal. Quintessence 1 N°7: pp. 23-31.

-Sr. Spectra Link, Sr. isosit-N. Folleto con instrucciones de uso. Ivoclar Comercial Ag.. Liechtenstein (1991).

-Thordrup,M; Isidor F.; Horsted-Bindslev P. (1994): Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. J.Dent.Jun., 22: 147-153