

00789

**TECNOLOGIA AVANZADA EN EQUIPOS Y ADHESIVOS PARA MEJORAR LA
SUPERFICIE DE ADHESION DE LA ESTRUCTURA METALICA AL SUBSTRATO
DENTARIO**

Investigadoras

BASTIDAS NEIRA JEZIKA PAOLA

DIAZ PRIETO LINA DIANA

PUENTES FAJARDO NURY EDITH

TORRES PACHON SONIA PATRICIA

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

SANTAFE DE BOGOTA, D. C.

1999

791

**TECNOLOGIA AVANZADA EN EQUIPOS Y ADHESIVOS PARA MEJORAR LA
SUPERFICIE DE ADHESION DE LA ESTRUCTURA METALICA AL SUBSTRATO
DENTARIO**

Investigadoras

BASTIDAS NEIRA JEZIKA PAOLA

DIAZ PRIETO LINA DIANA

PUENTES FAJARDO NURY EDITH

TORRES PACHON SONIA PATRICIA

Director:

ANDRES FELIPE GUZMAN DURAN

Odontólogo Especialista en Prostodoncia. Magister en Biomateriales.

Asesor Metodológico:

INES AMPARO REVELO MEJIA.

Odontóloga Magister en Administración de Salud.

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO

COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

SANTAFE DE BOGOTA, D. C.

1999

iii

**TECNOLOGIA AVANZADA EN EQUIPOS Y ADHESIVOS PARA MEJORAR LA
SUPERFICIE DE ADHESION DE LA ESTRUCTURA METALICA AL SUBSTRATO
DENTARIO**

**BASTIDAS NEIRA JEZIKA PAOLA
DIAZ PRIETO LINA DIANA
PUENTES FAJARDO NURY EDITH
TORRES PACHON SONIA PATRICIA**

Trabajo de Grado presentado como requisito parcial para optar el Título de Odontólogo

Director:

ANDRES FELIPE GUZMAN DURAN

Odontólogo Especialista en Prostodoncia. Magister en Biomateriales.

Asesor Metodológico:

INES AMPARO REVELO MEJIA.

Odontóloga Magister en Administración de Salud.

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO

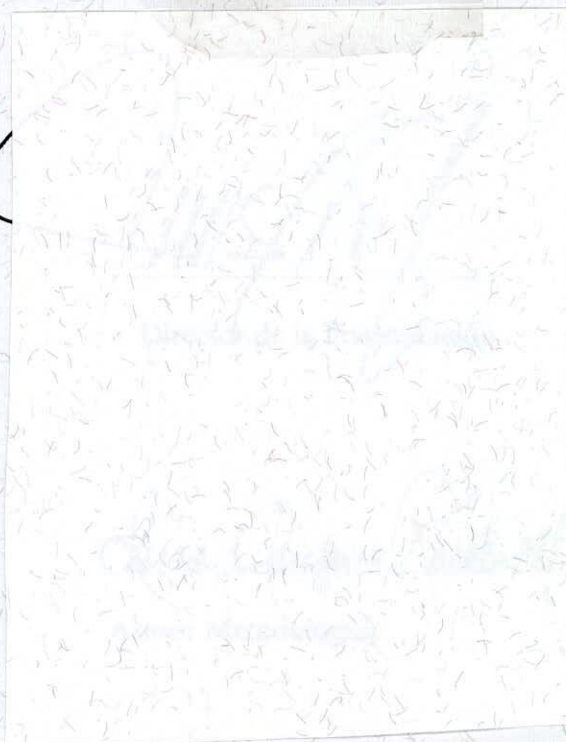
COLEGIO ODONTOLOGICO COLOMBIANO

SANTAFE DE BOGOTA, D. C.

1999

iv

**El trabajo de Grado TECNOLOGIA AVANZADA EN EQUIPOS Y ADHESIVOS PARA
MEJORAR LA SUPERFICIE DE ADHESION DE LA ESTRUCTURA METALICA AL
SUBSTRATO DENTARIO, ha sido aprobado como requisito para optar el Título de
Odontólogo**



**Director del Departamento de
Investigación y Salud Pública**

Santafé de Bogotá, D.C.

AGRADECIMIENTOS

Las investigadoras expresan sus agradecimientos a:

Sr. *Gerardo Akli*. Administrador de Empresas. Representante de Ventas en Colombia de la Casa Comercial Kerr.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCION	1
1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACION	3
1.1. DEFINICION DEL PROBLEMA	3
1.2. JUSTIFICACIÓN	3
1.3. PROPÓSITO	4
1.4. OBJETIVOS	4
1.4.1. General	4
1.4.2. Específicos	4
2. METODO	5
2.1. TIPO DE ESTUDIO	5
2.2. OBJETO DE ESTUDIO	5
2.3. UNIDADES TEMÁTICAS	5
2.4. PROCEDIMIENTO	5
3. RESULTADOS	7
3.1. ASPECTOS GENERALES DE LA ADHESIÓN.	7
3.2. ADHESIÓN A ESTRUCTURA DENTARIA.	15
• Esmalte	15

Composición	15
Estructuras del esmalte.	18
Dentina	20
Composición	20
Estructuras de la dentina	21
Desmineralización del esmalte	30
Desmineralización de la dentina.	32
Hibridización	34
3.3. ADHESIÓN A ESTRUCTURA METÁLICA	36
• Unión Resina – Metal	36
Clasificación:	36
• Mecánica	38
• Química	45
3.4. TECNOLOGIA PARA MEJORAR LA ADHESIÓN A LA SUPERFICIE DE LA ESTRUCTURA DENTARIA	46
• Adhesivos: sistemas de agentes de unión	46
Historia	46
Adhesivos Actuales	51
• Cementos de Resina	55
3.5. TECNOLOGIA EN EQUIPOS PARA MEJORAR ADHESIÓN A ESTRUCTURA METALICA Y PORCELANA	64
• Equipos y mecanismos de unión	64
Silanización Pirogénica (Silicoater)	66

Silicoater MD	69
Rocatec	70
Arenador	76
Estañador	80
3.6. ESTUDIOS DE LABORATORIO	87
4. CONCLUSIONES	110
5. RECOMENDACIONES	115
BIBLIOGRAFIA	

INTRODUCCION

En vista de que los estudiantes de último semestre y los odontólogos recién egresados, no tienen un conocimiento claro sobre los últimos avances tecnológicos en equipos para mejorar la superficie de adhesión de la estructura metálica al substrato dentario, y además no hay una revisión científica clara que oriente al clínico sobre cual es el sistema más eficaz, lo que genera una gran controversia; se consideró importante analizar los aspectos generales de la adhesión, la adhesión a la estructura dentaria con sus substratos (esmalte y dentina) y a la estructura metálica con los respectivos tratamientos de superficie para cada uno de ellas.

En base a estos aspectos se pudo hacer una revisión de la tecnología para mejorar la adhesión a la superficie de la estructura dentaria con los cementos de resina, los equipos y sus procedimientos para alterar las superficies de los substratos antes mencionados. Concluyendo que el tratamiento de superficie tanto del diente como del metal son muy importantes ya que se logra una mayor adhesión entre las interfases metal / resina-cementante / diente usando las diferentes opciones de equipos y procedimientos como son: Silanizado (Silicoater, Silicoated, Silicoated MD), Sistema Rocatec, Arenado (Air Abrasion), Estañado (Tin-Plating), cementos de resina y desmineralización del diente

(esmalte y dentina); para ayudar a aumentar la resistencia a la fractura, ya que se disminuyen las discrepancias formadas en las interfases, que producen una concentración de fuerzas que generan formación de grietas y propagación de fracturas; también se busca con estos métodos disminuir la microfiltración reduciendo el riesgo de recurrencia de caries, daño pulpar y desadaptaciones, más que para aumentar la capacidad de retención de las restauraciones.

1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACION

1.1. DEFINICION DEL PROBLEMA

Los estudiantes de último semestre y los odontólogos recién egresados, no tienen un conocimiento claro sobre los últimos avances tecnológicos en equipos para mejorar la superficie de adhesión de la estructura metálica al substrato dentario.

Finalmente, no existe una revisión científica clara que oriente al clínico sobre cual es el sistema más eficaz, lo que genera una gran controversia.

1.2. JUSTIFICACION

Es importante actualizarse en los avances tecnológicos, con respecto a los equipos y adhesivos usados para mejorar la adhesión de la estructura metálica al substrato dentario, con el fin de aumentar la resistencia a la fractura, disminuir la microfiltración y aumentar la longevidad de las prótesis, además de conservar la mayor cantidad de tejido dentario.

Sin embargo, lo más importante es usar tecnología que haya mostrado científicamente mejorar la eficacia de la adhesión dentaria, para esto es muy importante realizar una revisión de los estudios tanto de laboratorio como clínicos en el área, para desarrollar así una guía adecuada y objetiva del sistema más indicado para mejorar la adhesión a nivel clínico.

1.3. PROPOSITO

La investigación pretende ilustrar a estudiantes y docentes del C.U.C., sobre la tecnología avanzada que existe actualmente en equipos y adhesivos para mejorar la superficie de adhesión de la estructura metálica al substrato dentario.

1.4. OBJETIVOS

1.4.1. General

Determinar los avances tecnológicos en equipos y adhesivos para mejorar la superficie de adhesión de la estructura metálica al substrato dentario.

1.4.2. Específicos

- Establecer los aspectos generales sobre adhesión dentaria.
- Identificar las estructuras a nivel dentario que intervienen en la adhesión teniendo en cuenta su composición y tratamiento.
- Identificar los mecanismos de unión a la estructura metálica y su clasificación.
- Determinar los avances tecnológicos que se han logrado para mejorar la adhesión a la estructura dental con respecto a los sistemas adhesivos.
- Determinar cual es la tecnología en equipos que se ha implementado durante los últimos años para mejorar la superficie de adhesión de la estructura metálica y porcelana al substrato dentario.
- Identificar algunos de los estudios de laboratorio que se han realizado para mejorar la adhesión de los diferentes tipos de aleaciones metálicas al substrato dentario.

2. METODO

2.1. TIPO DE ESTUDIO

Revisión bibliográfica.

2.2. OBJETO DE ESTUDIO

Equipos usados para mejorar la superficie de adhesión de la estructura metálica al substrato dentario.

2.3. UNIDADES TEMATICAS

2.3.1. Aspectos generales de la adhesión.

2.3.2. Adhesión a estructura dentaria.

2.3.3. Adhesión a estructura metálica.

2.3.4. Tecnología en adhesivos para mejorar adhesión a la superficie de la estructura dentaria y metálica.

2.3.5. Tecnología en equipos para mejorar la adhesión de estructuras metálicas al substrato dentario

2.3.6. Estudios de laboratorio.

2.4. PROCEDIMIENTO

Para el desarrollo de la monografía, se tuvo en cuenta fuentes bibliográficas como: libros,

artículos de revistas ubicados en Med-Line; Internet, catálogos, se visitaron casas comerciales, bibliotecas de diferentes universidades, se contó además con la asesoría científica y metodológica de odontólogos especialistas.

3. RESULTADOS

UNIDAD TEMATICA I

3.1. ASPECTOS GENERALES DE LA ADHESION

Adhesión

Mecanismo que une dos materiales de diferente naturaleza en íntimo contacto, a través de una interfase. (Davidson CL., 1996).

Mecanismos de Adhesión

Adhesión Química: - Primaria
 - Secundaria

Adhesión Química :

Enlaces interatómicos: Se define como la mutua atracción existente entre los diversos átomos que mantienen la cohesión entre moléculas y por ende, la cohesión en la materia.

Estos enlaces, de naturaleza química o electrostática son de gran fuerza y se derivan de las fuerzas de valencia (capacidad de enlace de los elementos) Los enlaces interatómicos se clasifican en *Enlaces Primarios, enlaces Secundarios o Combinados.*

Adhesión Química Primaria

Se reconocen tres tipos de enlaces de naturaleza *primaria*:

- Enlace Iónico: Se origina cuando uno o más electrones de un átomo se transfieren completamente al otro, convirtiendo así los átomos neutros en iones cargados que se atraen mutuamente por ser cargas eléctricas de signo contrario.

Ejemplo: El Na^+Cl^- / sal.

- Enlace Covalente: Es la unión de dos o más átomos que comparten uno o más pares de electrones.

Ejemplo: Todos los hidrocarburos. Metano CH_4 .

- Enlace Metálico: este tercer tipo de enlace interatómico *primario*, es característico de los elementos policristalinos o metales, gracias a la capa o nube de electrones, que al ser removida deja el núcleo actuando como un ión positivo con una gran carga de atracción positiva. Se debe a que los metales ceden fácilmente la última órbita de electrones los cuales viajan rápidamente a través de la estructura.

Adhesión Química Secundaria

Está dada por fuerzas de valencia secundaria (enlaces secundarios), se caracterizan por ser relativamente débiles, pero de significativa importancia en la química de los fluidos y en la de los polímeros. Existen tres tipos de fuerzas:

- Enlaces intermoleculares o fuerzas de Van Der Waals: Son fuerzas débiles de atracción intermolecular que se presentan por atracción de dos moléculas ente cargas eléctricas diferentes que se encuentran en una ubicación espacial diferente, formando dos polos de atracción. Ejemplo: H_2O .
- Interacción de dipolos inducidos o Fuerzas de London: El dipolo eléctrico o de polarización existe en las moléculas que poseen un desequilibrio eléctrico, teniendo un centro de carga positiva y otra de carga negativa. Sí esta situación es producida o inducida por condiciones específicas del medio en que se encuentran, se habla de dipolo inducido.
- Puente de Hidrógeno: Es la unión de dos moléculas por medio del hidrógeno. Específicamente grupos hidroxilo (OH). El Agua.
- Fuerzas de Dispersión: Son producidas por la ocurrencia de una polarización momentánea por movimiento de electrones. Este tipo de enlace es de naturaleza fluctuante.

Adhesión Mecánica o Física:

- Macromecánica: visual al ojo humano.
- Micromecánica: Se requiere de microscopio para observar las microretenciones.

También llamada *traba mecánica o retención* que explica los fenómenos de dificultad de desplazamiento entre dos componentes.

El caso específico de traba-mecánica se puede ilustrar entre las superficies de una restauración metálica colada, las paredes cavitarias y el denominado agente cementante, fosfato de Zinc. Las paredes cavitarias presentan pequeñas irregularidades, lo mismo que

las caras nobles de la restauración colada.

En el proceso de cementación, el cemento de fosfato de Zinc fluye entre las irregularidades de una y otra superficie; al cristalizar crea una traba-mecánica que impide el desplazamiento.

Principios de la adhesión:

Adhesivo: Fluido de gran capacidad de humectación o mojado que produce la formación de una capa muy delgada que permite la adhesión.

Energía superficial: Es la mayor energía que tiene un cuerpo en su superficie con respecto a su interior por falta de equilibrio energético de los átomos de la superficie con respecto a los del interior que tienen átomos en todos sus extremos.

A mayor tensión o energía superficial mayor capacidad de adhesión.

Coefficiente de expansión térmica: se define como el cambio de longitud por unidad de longitud que experimenta un cuerpo al variar su temperatura 1°C . Un cuerpo sometido al calor se dilata y, por el contrario, al enfriarse se contrae.

Humectación: Es la característica que presentan dos superficies no rugosas (lisas) cuando se usa un líquido que fluye entre estas y penetra en las micro-irregularidades para producir el contacto de la mayor parte de las superficies. Por lo tanto a mayor humectación mayor adhesión.

Por ejemplo cuando se colocan dos placas de vidrio pulido una sobre otra y se presionan,

muestran poca tendencia a adherirse; sin embargo si se introduce una capa de agua entre ellas, será bastante difícil separarlas. La energía de superficie es lo suficientemente grande como para atraer las moléculas de agua.

Si el líquido no moja la superficie del adherente, la adhesión entre líquido y adherente puede ser imperceptible o inexistente. **(Kenneth J.A., 1998).**

Angulo de Contacto: Es el ángulo que se forma por el adhesivo con el diente y su interfase. **(Kenneth J.A., 1988).** Se mide por medio de una línea tangente entre el contacto con la superficie y la periferia de la partícula. A menor ángulo de contacto mayor adhesión.

Componentes que intervienen en la adhesión Mecánica

- **Substrato.**
- **Adhesivo.**

Factores que influyen en la adhesión a nivel del substrato:

- *Tratamiento de superficie:* Uno de los avances de gran importancia para obtener adhesión, ha sido el de la modificación del substrato dentario, mediante el uso de soluciones ácidas preconizadas por Buonocuore en 1955 para ser utilizadas sobre la superficie del esmalte formando microporosidades, además de un efecto limpiador, remoción de películas y agentes contaminantes; el efecto del ácido produce una ampliación del túbulo dentinal, dándole forma como de embudo aumentado la permeabilidad y la capacidad de ser penetrado fácilmente por microorganismos y por el mismo ácido, con los efectos consiguientes de irritación pulpar en algunas ocasiones. **(Guzmán H., 1990).**

- *Composición Química:* La dentina posee grandes obstáculos para la adhesión más que el esmalte, porque la dentina es un tejido vivo. Es heterogénea y consiste en 50% en volumen de material inorgánico (hidroxiapatita) 30% material orgánico (colágeno tipo I) y 20% en volumen de fluido. Su alto volumen de fluidos impone notables requerimientos de materiales que puedan ser efectivos agentes de adhesión entre la dentina y el material de restauración. Su naturaleza tubular produce un área variable a través de la cual el fluido dentinario emerge a la superficie afectando adversamente la adhesión. Los túbulos y sus canales ramificados pueden ser usados para aumentar mecánicamente la retención. Otros desafíos que involucran a la adhesión son la presencia de la capa de residuos de la superficie dentinaria preparada y el potencial biológico de efectos colaterales que los diferentes químicos pueden causar en la pulpa. Por estas razones, el desarrollo de los agentes de enlace de dentina se ha demorado, en comparación con los agentes de enlace del esmalte.

Algunos años atrás la creencia era que el enlace de la dentina podía alcanzarse con la formación de enlace químico entre un sistema de resina y el componente orgánico e inorgánico de la dentina. Los componentes más usados son colágeno o iones de Calcio e hidroxiapatita (Keneth J., 1998).

- *Coefficiente de expansión térmica:* El coeficiente de expansión térmica del tejido dentario es de $11.4\text{mm/mm} \times ^\circ\text{C} \times 10^{-6}$ por lo tanto cualquier material que se coloque sobre dicho tejido, idealmente debe ser proporcional a este valor, para evitar desadaptación, y el paso de infiltrado o percolación marginal.

- *Presencia de impurezas:* La presencia de una película constituida por saliva y proteínas (placa dental poblada) además de microorganismos hacen que la superficie del esmalte sea poco reactiva y de baja energía por consiguiente poco apta a la adhesión. Mientras no se modifique esta situación no habrá posibilidad de lograr unión por medio de un adhesivo **(Guzmán H., 1990).**

El esmalte grabado pierde el nivel de energía superficial por contaminación. La potencial reducción en la superficie de energía hace más difícil humedecer la superficie con la resina interfiriendo con el proceso de adhesión.

Otro contaminante puede ser el aceite desprendido del compresor de aire que está saliendo por la jeringa de agua. Si ocurre esta contaminación, debe ser lavada y el esmalte secado y grabado durante 10 segundos **(Kenneth J., 1998).**

Adhesivo

- *Viscosidad:* El adhesivo debe fluir en todas las rugosidades creando una capa delgada y continua, fundamental para poder lograr la adhesión. Por el contrario un líquido viscoso no tendrá posibilidad de humectar la superficie y, si lo hace, lo cubrirá pobremente, dejando una gran cantidad de vacíos y atrapamientos de aire en las irregularidades superficiales, que favorecerán posteriormente el desprendimiento.

- *Coefficiente de Expansión térmica:* en el caso de las resinas acrílicas de polimetacrilato de metilo sufren hasta 7 veces más, cambio de volumen por cada grado centígrado. El significado clínico de esta propiedad es de gran importancia. Las diferencias térmicas que

se presentan en el medio oral, desde la bebida helada, hasta la ingestión de un té o café caliente inducirá tales cambios en los materiales restauradores de alto coeficiente.

- *Contracción de polimerización:* Cuando una sustancia de consistencia plástica o fluida endurece alrededor de una proyección, al solidificar sufre una contracción. Las resinas acrílicas, por su parte, en la etapa de polimerización, sufren una contracción de gran magnitud que dependiendo de la relación monómero/polímero pueden alcanzar un 7%. Las resinas acrílicas muestran quizás, el mayor grado de percolación marginal, inducido por la falta de sellado. Indudablemente la contracción de polimerización inicial y el subsiguiente cambio volumétrico ocasionado por su alto coeficiente de expansión térmica son las causas fundamentales de la falta de sellado. El uso de condicionadores ácidos, imprimadores y agentes de unión permiten el logro de una restauración que desafía la percolación marginal, obteniéndose un sellado propio del fenómeno adhesivo.

UNIDAD TEMATICA II

3.2 ADHESION A LA ESTRUCTURA DENTARIA

Esmalte

El 96 a 99% es material inorgánico, principalmente fosfato de Calcio en forma de cristales de apatita, en este aspecto lo hace semejante a los otros tejidos calcificados, como hueso, dentina y cemento; y de 1 a 4% es matriz orgánica que no contiene colágeno, sino una proteína llamada amielina, que contiene ácido aspártico, glicina, prolina y ácido glutámico. Esta proteína del esmalte maduro contiene péptidos más pequeños que pueden haberse formado por la fragmentación de las proteínas mayores. También pueden encontrarse azúcares libres, glucoproteínas y fosfoproteínas **(Leeson P., 1994)**.

Desarrollo del Esmalte

El esmalte es único entre los tejidos calcificados por desarrollarse del ectodermo bucal. El desarrollo y morfogénesis del órgano del esmalte de origen ectodérmico incluye una repetida proliferación celular (mitosis) combinada con cito, histo y morfo diferenciación, así como diferenciación bioquímica y activación y expresión genéticas específicas.

La formación de un órgano del esmalte completo y funcional depende de la presencia de la matriz intercelular, así como del ectomesénquima de la papila dental. **(Davis W., 1990)**

Matriz del esmalte

- Orgánica
- Inorgánica

Matriz orgánica

A diferencia de la matriz orgánica de otros tejidos calcificados, en que predomina la presencia de colágeno (por lo general tipo I), la matriz orgánica del esmalte está compuesta de proteínas no colágenas llamadas en conjunto proteínas del esmalte.

Ultimos avances en los procedimientos de extracción bioquímica han identificado dos clases diferentes de proteínas en la matriz del esmalte: enamelinas y amelogeninas.

Las enamelinas parecen ser glucoproteínas ácidas de alto peso molecular. Por su parte, las amelogeninas son glucoproteínas hidrofílicas, ricas en prolina. Las enamelinas también se caracterizan por la presencia de cantidades enriquecidas de glicina, ácido aspártico, serina y ácido glutámico. Se ha encontrado que las enamelinas poseen una gran afinidad por los cristales de hidroxiapatita de calcio. Además de la prolina, se ha demostrado que las amelogeninas son ricas en ácido glutámico, leucina e histidina.

En la matriz orgánica del esmalte se encuentran glucosaminoglicanos, proteoglicanos y diversas clases de lípidos. Estas moléculas orgánicas pueden desempeñar un papel en la calcificación de las proteínas del esmalte.

Matriz Inorgánica

Los cristales del esmalte, a diferencia de los otros tejidos calcificados, son extremadamente grandes y se asemejan a placas en forma hexagonal; mientras que los cristales del hueso y la dentina son pequeños, aplanados y en forma de aguja.

La unidad celular del cristal de hidroxiapatita contiene otros componentes además de calcio, fosfatos y residuos de hidroxilo. Por ejemplo, cuando se analiza, el esmalte de la unión dentina - esmalte (UDE) contiene altas concentraciones de sodio, magnesio y carbonato.

La concentración de estos mismos materiales está muy reducida en la superficie del esmalte. Por otro lado, se han encontrado altas concentraciones como Flúor, Plomo y Zinc en las capas superficiales del esmalte, pero se reduce en las capas profundas del tejido maduro; cuando estos elementos se incorporan a la hidroxiapatita del esmalte, hacen que los cristales sean extremadamente duros y resistentes a la disolución por ácidos.

Por ello, este esmalte es más resistente a la caries, ya que hay una notable disminución de la solubilidad del esmalte de la superficie.

Los iones relacionados con los cristales de hidroxiapatita del esmalte hacen que las estructuras más profundas sean más solubles en agua y ácidos es probable que a causa de esto el esmalte sea menos quebradizo y más resistente a la fractura a lo largo de la UDE.

Otros elementos de los cuales se encuentran huellas en el esmalte humano son aluminio, bario, molibdeno, cobre, estroncio, azufre, estaño y titanio (Davis W., 1990).

Estructuras del Esmalte

Prisma: Es la unidad estructural del esmalte. Cada prisma se sitúa perpendicular a la superficie de la dentina, y se extiende desde la unión dentina esmalte a la superficie del diente, pero en la parte central se dobla algo en espiral. Cada prisma está formado por un solo ameloblasto, en corte transversal se parece a una escama básicamente hexagonal. Durante la amelogénesis, la prolongación de Tomes es la encargada de los cambios en la orientación de los cristales de hidroxipatita que dan origen al esmalte prismático e interprismático, así como a la vaina del prisma. Por ello, los polos secretores de los ameloblastos dan origen al esmalte prismático. Adoptan una orientación vertical respecto a la superficie del diente. Por otro lado, en el esmalte cervical los prismas siguen un trayecto más o menos perpendicular al eje mayor del diente.

Clínicamente, la organización de los prismas en hileras es de extrema importancia, ya que éste tiende a fracturarse a lo largo de las interfases de grupos adyacentes de prismas.

A semejanza de la dentina el esmalte se deposita de forma rítmica y los cortes transversales de la corona del diente muestran líneas de incremento (de Retzius) concéntricas y paralelas.

Los odontoblastos vistos en un corte transversal se parecen a una escama básicamente hexagonal (Leeson P., 1994).

Líneas de incremento: Igual que en la dentina el esmalte maduro se caracteriza por la presencia de dos diferentes líneas de incremento. Ambas demuestran que el esmalte durante la amelogénesis, crece por un proceso de aposición que se caracteriza por períodos alternos de crecimiento y reposo, característico de todos los tejidos duros.

La primera línea de incremento del esmalte, o la principal es la estría de Retzius. La segunda línea menor, es la estriación transversal.

Estrías de Retzius: En general, estas estrías aparecen como una serie de líneas o bandas de color pardo oscuro en cortes esmerilados (este color indica su naturaleza, por lo general hipomineralizada, y refleja una íntima relación con algunas alteraciones sistémicas). En los cortes transversales aparecen como anillos de crecimiento concéntricos. Estas líneas de incremento reflejan de manera adicional la naturaleza física de la amelogenésis. Son de color oscuro.

Estriaciones transversales: Representan líneas de incremento que indican el crecimiento por aposición del esmalte. A diferencia de las estrías de Retzius estas reflejan los incrementos diarios de la amelogenésis.

Bandas de Hunter-Schreger: Solo son fenómenos ópticos. Son señal de que los prismas del esmalte siguen un trayecto horizontal ondulado.

Esmalte Nudoso: Es originado por ondulaciones de los prismas en donde aparecen torcidos y contorneados uno alrededor del otro en las caras cuspideas en la unión dentina - esmalte.

Penachos del esmalte: Representan grupos o cúmulos de primas hipomineralizados. Los penachos que son estructuras ramificadas, incluyen mas de un prisma. Son ricos en matriz

orgánica y muy permeables. Estas regiones son de tejido hipomineralizados o “fallas geológicas” en el tejido maduro. Clínicamente los penachos no parecen representar lugares potenciales para la caries.

Laminillas del esmalte: Una segunda “falla geológica” que se encuentra normalmente en el esmalte maduro es la laminilla. Se caracterizan por ser orgánicas o hipocalcificadas; incluyen más de un prisma. No tienen mayor importancia clínica especialmente en la evolución de las caries.

Husos del esmalte: Estas estructuras son túbulos dentinales que han cruzado la cara de la unión dentina esmalte. En el diente maduro es probable que los husos representen un vacío, y que por lo tanto no contenga estructura alguna además de líquido extracelular.

Dentina

Composición Química

La composición química del volumen de la dentina es cerca de un 50% mineral, 20% agua y un 30% de matriz orgánica, (LeGeroz Rz., 1991; Marshall y colbs. 1997) aunque la composición puede cambiar con la posición del diente e incluso dentro del mismo (Panighi y G'Sell., 1993).

La materia orgánica está constituida por colágeno tipo I que junto a los cristales de hidroxiapatita delimitan los túbulos dentinarios por los que circula un fluido responsable de la permeabilidad dentinaria (Butler W., 1995).

La dentina se ha caracterizado además por ser un compuesto biológico con una matriz de colágeno rellena por cristales pobres en calcio y ricos en carbonato, dispersos entre cilindros huecos paralelos, pobres en colágeno e hipermineralizados (los túbulos dentinales contienen dentina peritubular). **(Marshall GW y colbs. 1997).**

El porque de una fracción significativa del agua total contenida en la dentina es confinada a los túbulos dentinales **(Van Der Graf y Ten Bosh., 1990, 1993)**, y porque la densidad de los túbulos varía con la profundidad dentinal **(Garberoglio y Brännstöm., 1976)**, el agua contenida dentro de la dentina es baja en la dentina superficial y en mayor cantidad en la dentina profunda **(Pashley DH., 1991).**

La permeabilidad dentinaria se puede definir como el tránsito de fluido a través de los túbulos dentinarios existentes en la dentina, procedentes de los vasos de la pulpa y es responsable de la sensibilidad dentinal o dolor (Teoría hidrodinámica) **(Bränström., 1986, 1992).**

La difusión de sustancia a través de los túbulos llenos de fluido dentinal llega hasta la pulpa y es otro ejemplo de permeabilidad dentinal tubular **(Hansen S. y colbs. 1992; Hanks CT. y colbs. 1994).**

Estructura de la dentina madura

Líneas de incremento:

La dentina es un tejido mineralizado, que crece continuamente toda la vida por un proceso de aposición; el proceso ocasiona la formación de líneas de crecimiento irregulares. Estas

líneas se conocen como líneas de incremento. La distancia entre dos líneas de incremento refleja la cantidad de matriz calcificada producida durante cierto intervalo.

Las líneas de incremento representan zonas de matriz poco calcificada o hipocalcificada.

Las líneas de incremento también se conocen como líneas de “reposo”, para hacer referencia al hecho de que las células formadoras (y calcificadoras), de la matriz están sintetizando y secretando matriz orgánica, pero no la están mineralizando por completo.

Este periodo de reposo puede deberse a varios factores fisiológicos, también tiene que ver la ritmicidad diurna en los niveles de calcio, o sea que el calcio disponible para el crecimiento por aposición este limitado en ciertos momentos. Hay dos grupos de líneas de incremento: mayores y menores.

Las líneas mayores o líneas de incremento de Owen, se orientan mas o menos perpendiculares al trayecto de los túbulos dentinales estas líneas indican alteraciones en el proceso de calcificación de la dentina.

Las líneas menores son líneas de incremento de Von Ebner, son hipocalcificadas, regulares y más pequeñas.

Túbulos dentinales:

Son conductos que recorren la totalidad de la dentina desde la cámara pulpar hasta el límite amelodentinario. En su interior están las prolongaciones de los dentinoblastos, fibras colágenas, fibras nerviosas amielínicas y un transudado (flujo dentinario procedente de la pulpa). En ocasiones estas prolongaciones de los dentinoblastos sobrepasan el límite

amelodentinario y se introducen en el esmalte, constituyendo los husos que facilitan el paso del fluido dentinario hacia el esmalte.

Aproximadamente el 45% del agua existente en la dentina se encuentra a nivel de los túbulos dentinarios principales, mientras que el 55% restante se localiza en las ramificaciones laterales y en la dentina intertubular. Las características morfológicas de los túbulos dentinarios permiten el tránsito rápido del fluido, lo que facilita la permeabilidad de la dentina **(Marshall GW. y cols. 1995).**

Según su localización los túbulos dentinales presentan algunos o todos de los siguientes elementos:

- Prolongaciones odontoblásticas.
- Fibras nerviosas amielínicas.
- Un líquido extracelular circulante.
- Fibrillas de colágeno.
- Cristales de Hidroxiapatita.

Algunos participan en la función sensitiva y otros en la remodelación de la dentina.

La presencia de túbulos dentinales abiertos hace que sea muy permeable. Los túbulos dentinales no solo alojan estructuras mencionadas, sino que a causa de su permeabilidad pueden actuar como conductos para:

- Microorganismos y sus productos.
- Restos celulares de odontoblastos en degeneración.
- Diversos materiales para la restauración del diente.

Dentina del manto:

Es la dentina que se produce primero por los recién diferenciados odontoblastos, por lo tanto se localiza más cerca de la unión dentina-esmalte.

Esta dentina esta formada por fibrillas gruesas de colágeno producidas por los odontoblastos.

La matriz orgánica de la dentina del manto esta formada por fibras colágenas gruesas, es rica en sustancia fundamental esto es, mucopolisacaridos ácidos (glucosaminoglicanos) también contiene proteínas no colágenas, como proteoglicanos, glucoproteínas, fosfoproteínas, etc.

La matriz inorgánica es fosfato de calcio en forma de hidroxiapatita cristalina.

Esta dentina no esta tan bien calcificada como la mayor parte de la dentina restante (dentina circumpulpar).

Dentina Circumpulpar:

Constituye la mayor parte de la dentina y se extiende de los odontoblastos. Se llama dentina circumpulpar porque rodea a la pulpa.

Toda la matriz circumpulpar es producto de los odontoblastos que han terminado de diferenciarse. Aunque el componente principal de la matriz de la dentina circumpulpar sea la colágena (al igual que en la dentina del manto), las fibrillas y haces de fibras de la dentina circumpulpar tienen un diámetro mucho menor que las del manto.

Los haces de fibras colágenas circumpulparestán mal organizados y entretnejidos en forma de malla, rodeando los túbulos dentinales.

Dentina intertubular:

Es la matriz de dentina situada entre los túbulos dentinales. En la dentina circumpulpar, la dentina intertubular puede estar calcificada o no.

Dentina peritubular:

Es aquella que rodea de manera inmediata los túbulos dentinales de la dentina circumpulpar en gran parte de su longitud. Sin embargo, la dentina peritubular no se encuentra a lo largo de todo el trayecto de cualquier túbulo dentinal dado que contiene:

- Fibras nerviosas amielínicas.
- Fibrillas colágenas.
- Líquido extracelular.

La dentina peritubular es la mejor calcificada de todos los componentes mineralizados de la dentina.

La dentina peritubular se produce por un proceso lento de crecimiento por aposición durante toda la vida. Este proceso con frecuencia invade la luz de los túbulos llenándolos por completo. Los túbulos llenos son notables en la dentina de la raíz donde se conoce como *dentina esclerótica*.

Dentina globular:

Como ya se describió antes en la dentina circumpulpar, la dentina globular es resultado de la adhesión de las calcosferitas de fosfato de calcio dispersas, las cuales forman finalmente

esferoides o glóbulos de hidroxiapatita cristalina.

Cuando estas esferitas crecen y se fusionan completan la dentina intertubular de la dentina circumpulpar.

Dentina interglobular:

Son zonas irregulares de matriz de dentina hipocalcificadas o no calcificadas situada entre los glóbulos calcificados en porciones externas de la dentina circumpulpar.

Dentina primaria:

Constituye la mayor parte de la dentina. Se encuentra tanto en la corona como en la raíz del diente. En un diente maduro comprende la dentina del manto de la corona y la raíz, así como la mayor parte de la dentina circumpulpar de las mismas regiones.

Dentina secundaria:

Su formación empieza después de completarse la formación del diente, incluso las raíces. Cuando el diente esta en función (oclusión), se inicia este proceso. La dentina secundaria reviste por completo la interfase dentina-pulpa, como resultado de este proceso ininterrumpido de aposición, la dentina circumpulpar aumenta de tamaño, para hacer disminuir el tamaño, forma, volumen, de la cámara pulpar. Este proceso normal se conoce como resorción de la pulpa.

Esta dentina también se forma a lo largo de la superficie de los túbulos para obliterar a veces por completo la luz de los túbulos afectados.

Dentina terciaria o reparadora:

La formación de esta dentina es inducida por ciertos estímulos como:

- Temperatura (calor y frío extremos).
- Lesiones de caries.
- Agentes químicos (hidróxido de calcio y fluoruro de sodio).
- Matriz dentinal desmineralizada.

La formación de dentina reparadora solo se efectúa en ciertos lugares específicamente los que responden a estímulos nocivos.

Esta dentina es semejante al hueso y con frecuencia se le llama osteodentina.

La principal función de la dentina reparadora es proteger la pulpa de la propagación hacia adentro y a lo largo de los túbulos dentinales de materiales nocivos, como bacterias, toxinas, etc. Esta protección se logra por el "sellamiento" de los túbulos dentinales afectados.

Otras estructuras características de la dentina:

Unión dentina-esmalte (UDE):

La UDE madura esta formada por cristales de hidroxiapatita del esmalte y de dentina del manto.

Es evidente que esta unión (UDE), esta caracterizada por su aspecto festoneado.

A causa de que un tejido muy duro (esmalte), se encuentra sobre un tejido algo mas blando (dentina), es probable que la composición y morfología de la UDE sean instrumentos para la absorción y disipación lateral de las fuerzas de masticación y que funcionen en la unión de estos tejidos.

Capa granulosa de Tomes:

Esta región sólo se encuentra en la dentina de la raíz en su parte más periférica, subyacente al cemento. Se dice que la capa granulosa de Tomes es una serie de pequeños espacios aéreos producidos probablemente por curvatura de los túbulos dentinales, para formar asas en esta región.

Propiedades Mecánicas de la Dentina

Resistencia a la Fatiga:

Los dientes son relativamente fuertes, aunque estos órganos pueden fracturarse bajo trauma severo, pero generalmente resisten microchoques mediante el desgaste diente-diente y diente -comida. Esto es porque el esmalte se desgasta a niveles microscópicos, debido en parte, al desarrollo de grietas microscópicas que se producen entre los prismas del esmalte o de igual forma en el grosor de cada prisma, durante la abrasión, o en la carga cíclica (desgaste por fatiga) más allá del límite elástico del diente.

La dentina siendo menos frágil que el esmalte, proporciona un soporte completo para la sobrecarga en el esmalte. Si el desgaste del esmalte es severo, la dentina puede llegar a ser parte de la superficie oclusal del diente y se desgastaría de una manera rápida porque es mucho menos resistente (**Marshall GW. y cols. 1997a**). Aunque muchos clínicos son conscientes de los peligros del excesivo desgaste del esmalte por restauraciones antagonistas en porcelana, el desgaste del esmalte también puede deberse a restauraciones en resina del diente opuesto (**Suzuki S. y cols. 1996**).

Generalmente los dientes que se fracturan han perdido cantidades significativas de estructura dental debido a caries, procedimientos restaurativos o terapia endodóntica, y todos estos han debilitado la estructura dental. Bajo estas condiciones de debilitamiento, es probable que la dentina empiece a resistir microtensiones significativas de una manera cíclica que va a concluir en la fatiga de la dentina, aunque pequeña se conoce como fatiga dentinal.

En la dentina se dispone de procesos no biológicos para reparar la dentina lesionada porque esta normalmente no se vuelca metabólicamente.

Esto es teóricamente posible, sin embargo, las microfracturas pueden formarse en la dentina, **(Ziaspur y Cumey, 1996)** e inducir cambios alrededor de la dentina durante la deformación o microestiramiento que puede estimular los odontoblastos dentro de la pulpa para estimular más dentina (dentina terciarias o reaccionaria).

Elasticidad:

La dentina mineralizada es relativamente rígida, el módulo de elasticidad es de 14 a 19 GPa y tiene una fuerza máxima de 230 a 370 MPa (compresiva) o 45 a 138 MPa (al corte), las que varían con la profundidad dentinal **(Smith y Cooper, 1971)** y la orientación del túbulo **(Watanabe y col, 1996)**.

El módulo de elasticidad de la dentina peritubular e intertubular se ha medido recientemente como 29.8 y 17.7 a 21.1 GPa, respectivamente, por **Kinney y colbs. 1996a** usando un AFM modificado y ha sido confirmado por **Akimoto y colbs. 1996**.

El módulo de elasticidad de la matriz dentinal desmineralizada es solo cercana a los 5 Mpa **(Mariel LG. y colbs. 1996)**, siendo esta mil veces menor que la dentina mineralizada. Las

implicaciones clínicas de esta disminución en la rigidez radican en que la cadena de fibrillas pueden colapsarse fácilmente cuando son resecadas con aire, de este modo interfieren con la manipulación de los monómeros adhesivos.

Desmineralización del esmalte:

Como se había mencionado anteriormente en el tratamiento de superficie, se han empleado numerosos ácidos para producir los microporos requeridos, pero universalmente se ha usado el ácido fosfórico en concentración entre 30 y 50%; la concentración más común es de 37%. Aunque se dispone de soluciones acuosas, en general los grabadores se presentan en forma de gel con el propósito de tener un mejor control de la colocación de la superficie. A estos geles se les ha agregado sílice coloidal (igual a las partículas finas utilizadas en los compuestos de microrelleno) o esferas de polímero al ácido. Durante la colocación es importante evitar el riesgo de tener burbujas de aire que puedan introducirse en la interfase. Si se encuentran estos vacíos, las regiones no serán grabadas.

En la actualidad, el tiempo de aplicación del grabador es de 15 segundos, que es tiempo suficiente para alcanzar el enlace. La ventaja del tiempo corto de grabado es que produce aceptable resistencia de enlace y también conserva el esmalte por mayor tiempo.

Una vez que se ha grabado el diente, se lava el ácido con chorro de agua durante 30 segundos y el esmalte se seca completamente. Cuando el esmalte se ha secado debe tener aspecto blanquecino, con apariencia de tiza o gris, indicativo de que ha ocurrido el grabado. El esmalte grabado pierde la energía de superficie del esmalte y puede ocurrir rápida contaminación por la tendencia a disminuir el nivel de energía de la superficie grabada.

La resistencia de enlace del esmalte grabado oscila entre 15 y 25 MPa, dependiendo de la resina y el método de prueba usado.

Existen unos ácidos fuertes que producen desmineralización total, tanto de la dentina como del esmalte:

- Ácido fosfórico
- Ácido nítrico
- Ácido cítrico

Agentes de Unión del Esmalte:

Debido a que las resinas compuestas son más viscosas que las resinas acrílicas sin relleno, los agentes de enlace del esmalte se desarrollan para mejorar el mojado del esmalte grabado. En general, la viscosidad de estos materiales se deriva de la matriz de resina que es diluida por otros monómeros con baja viscosidad y la mejora de la humectación. Estos agentes no tienen potencial para adherirse pero tienden a proporcionar enlace mecánico por una formación óptima de prolongaciones de resina dentro del esmalte. Estos materiales ahora han sido reemplazados por algunos agentes designados para proporcionar adhesión a la dentina.

Química. Tradicionalmente los agentes de unión al esmalte tienen la misma composición de la resina pero sin material de relleno. Estos son una combinación de diferentes dimetacrilatos, como el Bis-GMA y el TEGDMA. El esmalte puede conservarse seco y estas resinas hidrófobas trabajan muy bien y son restringidas al esmalte. La remoción del material de relleno se utiliza para aumentar la humectación del adhesivo disminuyendo la

viscosidad.

Durante los últimos años estos agentes han sido modificados con pequeñas cantidades de relleno inorgánico para mejorar sus propiedades físicas y disminuir las fallas adhesivas de la resina. Los agentes de unión actuales son los mismos para esmalte y para dentina. Ejemplo Scotchbond Multipropósito Plus (3M).

Grabado Acido de la Dentina:

Debido al éxito clínico en la adhesión de las resinas al esmalte por medio del grabado ácido **(Buonocore MG., 1955)**, Fusayama incita al grabado de la cavidad entera con ácido fosfórico para remover toda la capa de barro dentinario **(Fusayama T. y colbs. 1979; 1993; Inokoshi S. y colbs. 1982)**.

Con la formulación de nuevos agentes de adhesión y mejorando el tratamiento de la dentina, las fuerzas de adhesión resina-dentina son mucho más altas que en los años anteriores ofreciendo fuerzas que se exceden en la adhesión resina-esmalte **(Yoshiyama y colbs. 1995; 1996a)**. Estos avances también han generado mejoras en la hibridización de la dentina y la creación de tags de resina hibridizada. Esto desemboca en una mayor producción de microporosidades e irritación pulpar **(Harnirattisai y Hosoda.1991; Pameijer CH. y Stanley HR., 1995; Cox y colbs. 1994 y 1996a)** la hibridización es efectiva en la prevención de invasión bacteriana a la pulpa.

El grabado ácido de la dentina es necesario para incrementar la porosidad de la dentina intertubular para la infiltración del monómero. Marshall y col en 1995 reportaron que la desmineralización de la dentina intertubular condujo a la contracción o colapso de 0.3 a 0.5 micrómetros de la matriz, con respecto a la profundidad total de la desmineralización o

al tipo de agente usado para causar la desmineralización (por ejemplo ácidos vs. EDTA neutral).

Para la formación de la capa híbrida, la dentina intertubular debe ser desmineralizada hasta exponer las fibrillas de colágeno de la matriz dentinal y crear vías de difusión para la infiltración del monómero. Estas fibrillas están separadas por espacios entre 15-20nm de ancho (**Van Meerbeek y cols. 1993a, 1996; Watanabe y cols. 1994a**) que estaban previamente ocupados por cristales de apatita. Después que la superficie es grabada con ácido y lavada con agua, estos espacios se rellenan de agua y se presume que representan cerca de 15-20nm de ancho (**Van Meerbeek., 1996**). Es a través de estos espacios que los monómeros adhesivos se pueden difundir si se infiltra dentro de la matriz dentinal desmineralizada.

El grabado ácido de la dentina ocasiona un aumento en la permeabilidad transdental debido a la remoción del barro dentinario y tapones de barro de los túbulos, también remueve contenido mineral de la dentina intertubular profunda de aproximadamente 2-7 micrómetros.

Ácidos débiles que producen desmineralización parcial, solo de la dentina:

- Ácido maléico.
- Ácido poliacrílico.
- Ácido oxálico.
- Ácido itacónico.
- EDTA
- Glutaraldehído.

Remoción del barro dentinario:

Como se ha visto en la practica es importante remover la capa superficial de restos dentinales que quedan después de la acción rotatoria de la fresa con los ácidos mencionados anteriormente puesto que esta capa no es homogénea, no está adherida a la dentina, y no presenta ningún tipo de resistencia cohesiva. Sin embargo existe gran controversia con respecto a si se remueve con ácidos o se trata directamente con el primer. A pesar de ello algunos estudios recientes han indicado que no es necesario remover totalmente el barro dentinario pues esto expone demasiado los túbulos dentinales produciendo irritación del tejido pulpar por el efecto del ácido, lo más aconsejable, cuando la capa de dentina es menor a 1mm, es aplicar el primer adhesivo directamente, fotopolimerizarlo por 20 seg. y después seguir con el proceso adhesivo. Realizando esto el primer adhesivo que tiene un pH ácido por los ácidos poliacrílicos producen desmineralización del colágeno y atraviesa el barro para retenerse en los túbulos y el enmarañado de colágeno formando una zona híbrida que da la misma retención y microfiltración sin riesgo de irritación pulpar.

Formación de la capa híbrida:

La capa híbrida es esmalte, dentina o cemento infiltrado con resina. Las propiedades físicas y químicas de estas zonas son muy diferentes de la estructura original del diente, debido a que ha sido parcialmente desmineralizado y luego infiltrado con resina. La estructura resultante no es resina ni diente, es un híbrido entre los dos.

No se localiza en la superficie sino que es creada dentro del sustrato. La hibridización cambia completamente las propiedades fisico-químicas del diente, su superficie y se puede

considerar como una forma de ingeniería del tejido.

Las capas híbridas de alta calidad resisten el ataque ácido.

El éxito clínico de sellantes de fosetas y fisuras en esmalte, indican que tan resistente al ácido son estas hibridizaciones de esmalte-resina a través de los años. La resina infiltrante en realidad envuelve cristales de apatita al esmalte para hacerlo resistente al ácido.

Esto es posible para la penetración del esmalte con ácido, el cual incrementa la porosidad del esmalte a una escala microscópica, de hecho, el esmalte unido con resina contiene microtags de resinas más pequeños que 0,05 micrones de diámetro.

La interacción de tejidos y biomateriales en la interfase biológica es extremadamente importante, pero es muy difícil conectar tejido natural con material artificial.

La unión de resina a tejido mineralizado provee un buen ejemplo de tal interfase.

Esta nueva tecnología previene las microfracturas y es uno de los méritos más importantes de la formación de la dentina hibridizada. Ejemplos de este tipo de sistemas de adhesión son Super-Bond en Japón y Metabond en Norteamérica.

Este sistema adhesivo (4-META/MMA-TBB) era un avance en su tiempo, por que era un sistema “*sin primer*”.

UNIDAD TEMATICA III

3.3. ADHESION A ESTRUCTURA METALICA

- Unión resina – metal

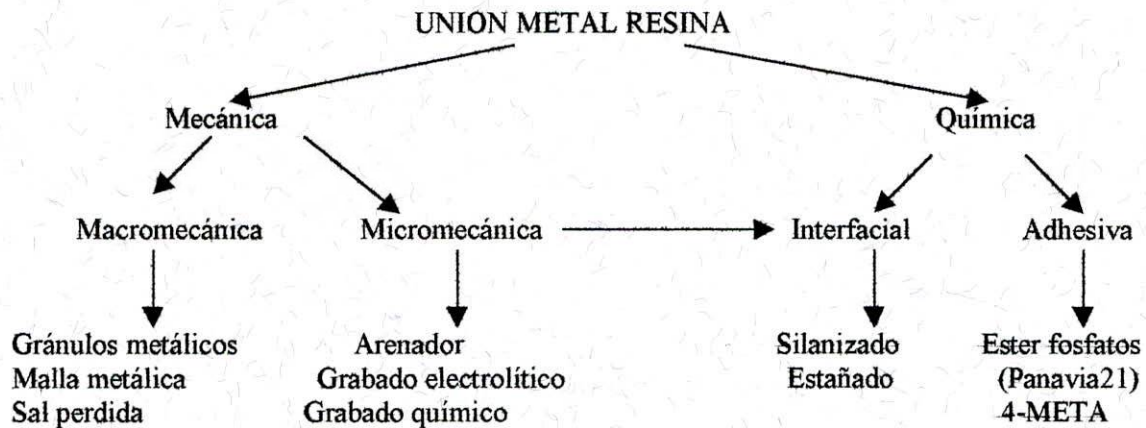


Figura 1. Esquema de la unión metal-resina.
Fuente: ADEPT-Report. 1991

Clasificación:

La unión resina-metal puede ser clasificada tanto mecánica como química. (Fig. 1)

La unión mecánica se subdivide en retención macromecánica, que cuenta con un socavado visible, usualmente un metal perforado, con gránulos metálicos o una red de alambre y retención micromecánica que emplea microporosidades con arenado, grabado electrolítico y grabado químico.

De igual manera hay dos tipos de unión química semejantes que son: interfacial que usa una interfase media como estañado o revestido cerámico (ej: Silicoating y Rocatec) fundidos a la superficie metálica (esta a su vez es micromecánica) y adhesivo que emplea unión química (ej: Super-bond, Panavia), conteniendo agentes que se acoplan a la unión resina-metal.

La adhesión química es un fenómeno complejo que muchas veces depende de las condiciones específicas. Estos sistemas pueden ser combinados para aumentar la retención, por ejemplo: 1. Estañado de la superficie metálica (unión interfacial) con ranuras paralelas (unión macromecánica) y cementación con Panavia (adhesivo de unión) ó 2. Silanización (unión interfacial) y grabado de la superficie metálica (unión micromecánica).

Usos clínicos:

La unión resina-metal es principalmente usada para dos propósitos:

Primero, por el laboratorio para retener la porcelana de las carillas a la subestructura metálica. Esto permite:

1. Reducir la filtración y pigmentación entre la unión resina y metal.
2. Mejorar la retención de la resina y la resistencia a la fractura.

El segundo uso dado por los odontólogos es para retener restauraciones con menos reducción de tejido dentario y mayor retención micromecánica. Esto permite:

1. Preparaciones más conservadoras con menos compromiso gingival y pulpar.
2. Aumenta retención y selle con diseños de preparación convencional.

3. Mejorar la longevidad de las prótesis.
4. Permitir más libertad para adaptar preparaciones según la necesidad individual de los dientes.

Unión Mecánica:

Se divide en:

- Macromecánica
- Micromecánica

Unión Macromecánica:

La unión macromecánica a metal incluye perforaciones, gránulos metálicos para retención (beads), método de la partícula rugosa o pérdida de sal (pitting) y redecillas, son entre otros los métodos más antiguos de unión de resinas a metal.

La retención macro-mecánica disminuye la contracción de polimerización de la interfase metal-resina, redistribuye fuerzas tangenciales y mejora la unión. Sin embargo el estrés de polimerización de las resinas contra la interfase mecánica puede causar microgrietas en la superficie. Las grietas pueden propagar y acelerar el fracaso de fatiga de la interfase metal-resina **(Thompson VP.)**.

Ventajas de la unión macromecánica:

- Fácil de usar.
- Puede ser usada con cualquier metal.
- Tiene consistente fuerza de unión.
- No requiere un gran capital de inversión.

- No requiere labor intensiva.
- Basado sobre tecnología establecida.

Desventajas de la unión macromecánica:

- Requiere espesor.
- Restauraciones sobrecontorneadas.
- Menor resistencia de unión que otros sistemas.
- No previene la microfiltración.
- Requiere tiempo extra en el laboratorio.

Metal Perforado:

Un metal perforado que permita que el cemento selle dentro del metal, es uno de los métodos más antiguos de conservación de las restauraciones metálicas. Este uso fue publicado por primera vez en 1973 por **A. Rochette** para conservar la unión de puentes.

Ventajas:

- Diseño simple.
- Fiable resistencia de unión.
- Puede ser usado con cualquier metal.

Desventajas:

- La estructura susceptible a la fractura o al rompimiento por fatiga metálica.
- La resina es expuesta o sujeta a la propagación de fracturas.

- La filtración entre resina y metal puede retener placa.
- El metal requiere grosor para reducir la deformación que puede resultar en sobrecontorno.

Retención mecánica con gránulos metálicos:

Es uno de los más antiguos y simples métodos para lograr retención mecánica con cualquier aleación.

La principal desventaja es el espesor considerable agregado a la restauración. Los gránulos (beads) no deben pasar su diámetro dentro de la cera o la retención considerable es perdida, algunas casa comerciales (ejemplo: Gránulos de Micro-Retención de Ivoclar, Vision-Gem adhesivos de retención fotocurables y gránulos de Espe/Premier) tienen productos especializados para reducir este problema.

Malla Metálica:

G. Shen usó una malla de metal como retención en estructuras metálicas enceradas, esto da una buena resistencia adhesiva metal-resina y ha sido usada satisfactoriamente por muchos clínicos con éxito. Sistemas comerciales de mallas disponibles en el mercado son: Duralingual por UNITEK.

Estos patrones de malla se pueden usar con cualquier aleación, la principal desventaja es el incremento del grosor de la restauración, aunque propiamente la malla requiere un pequeño espacio para dar mayor retención.

Método de rugosidad de la partícula o sal perdida:

Esta técnica de retención metálica incluye la técnica de sal perdida desarrollada por **P.**

Moon y F. Knap, creando vacíos en el patrón de resinas acrílicas de autopolimerización.

La pérdida de sal o método de partículas rugosas (**Hudgins JL. Y cols. 1985**) produce poros cúbicos de retención en la superficie por disolución de cristales incluidas en la superficie del patrón de resina y creando en el una estructura metálica durante el revestido y colado.

La superficie de metal a unir es desprovista por arenado con partículas de 50 μ m de alúmina (también llamado chorro de alumina).

Partículas de sal entre 150 y 250 μ m dan la mejor resistencia. Un patrón de resina de cianocrilato es recomendado por **Moon P.C. 1987**.

La resistencia adhesiva es menor con el grabado electrolítico del metal, pero el grado de fatiga de la resina es similar a este.

Ventajas:

- Es de uso simple.
- Fiable resistencia adhesiva.
- Se puede usar con cualquier metal.

Desventajas

- Baja resistencia adhesiva comparada con otras técnicas.
- El metal debe ser grueso lo que puede resultar en sobrecontorno.

Unión micromecánica:

Dos métodos de unión micromecánica son el electrolítico y el grabado ácido químico.

En el grabado químico el ácido es aplicado al metal.

Aunque este generalmente ofrece baja resistencia adhesiva en comparación al grabado electrolítico, es fácil para el laboratorio hacerlo.

Grabado electrolítico:

Consiste en un proceso de desmineralización de la superficie metálica en el que se remueve material inorgánico a través de ácido y corrientes eléctricas.

Procedimiento

1. Arenar las superficies a ser grabadas con óxido de aluminio de 50 μm . Proteger la superficie glaseada alrededor de las áreas que serán grabadas.
2. Montar en el puente un electrodo sobre la superficie donde no se va a hacer adhesión, usar un conductor para asegurar la conductividad eléctrica.
3. Enmascarar todas las áreas que no van a ser grabadas con cualquier tipo de cera.
4. Montar el electrodo y el puente opuesto al electrodo (acero inoxidable y sumergirlo apropiadamente en el ácido para metal siguiendo las instrucciones del fabricante).
5. Insertar el puente en el ánodo y analice la densidad específica y el tiempo requerido para cada aleación (seguir instrucciones del fabricante del metal). Un típico tratamiento para las aleaciones de Ni-Cr-Mo-Al-Be es 10% de ácido sulfúrico a 300 miliamperios por centímetro cuadrado sobre la superficie por 3 min.
6. Limpiar la superficie grabada que ahora se tornara negra en ultrasonido con ácido

hidroclorhídrico al 18% por 15 min. Luego de limpiada la superficie finalmente se tornará gris mate.

7. Verificar el grabado bajo lentes de 60-80x en el estereomicroscopio.

Esta técnica trabaja bien solo sobre metales seleccionados.

Ventajas

- Alta resistencia adhesiva.
- Elimina resina expuesta.
- Puede ser más delgado reduciendo el sobrecontorno.
- Investigaciones sobre durabilidad son aceptables.

Desventajas:

- Dificultad para evaluar una superficie propiamente grabada.
- No es óptimo sobre metales preciosos.
- Manejo sensible.
- Requiere equipo costoso y suministros.
- Requiere cuidadoso control de la técnica.

Problemas con la desmineralización o grabado electrolítico:

Esta es una técnica sensitiva debido a que el patrón debe estar adecuadamente grabado, de lo contrario un grabado inadecuado puede ocasionar la separación de la resina al metal en la interfase resina-metal.

Cementos usados después de desmineralizar el metal:

Cementos de resina de autopolimerización: Muchos metales grabados son cementados con cementos de resina de autopolimerización. Algunos tienen resistencia adhesiva alta y una película delgada.

Agentes de unión: Los cementos de resina para cementar prótesis fijas son relativamente fluidos. Ellos usan materiales o agentes de unión sin relleno antes de la cementación, pero esto no mejora significativamente la resistencia adhesiva.

Desmineralización Química:

El uso de un agua regia (Tres partes de ácido clorhídrico por una de ácido nítrico; se usa para limpiar metales.) basada en gel, es una alternativa de grabado electrolítico para retención metálica, pero estos grabadores químicos producen poca profundidad en los patrones comparados con los que han sido grabados electrolíticamente.

Ventajas del grabado químico de los metales:

- Fácil manejo en el laboratorio o consultorio.
- Usualmente suministra aceptable fuerza adhesiva.
- Requiere labor mínima.
- Relativamente bajo costo de los materiales.
- No requiere de equipo especializado.

(Adept Report., 1991)

Unión Química:

Unión Interfacial (metal y revestido cerámico):

Una forma importante para lograr la unión química resina metal, es uniendo una interfase secundaria, una interzona de material sobre la superficie del metal para que un cemento de resina pueda unirse. El metal y los revestidos cerámicos han sido usados en un gran número de los sistemas adhesivos a metal en años recientes.

UNIDAD TEMATICA IV

3.4. TECNOLOGIA EN ADHESIVOS PARA MEJORAR ADHESIÓN A LA SUPERFICIE DE LA ESTRUCTURA DENTARIA Y METALICA

Adhesivos (Sistemas de agentes de unión)

Historia de los adhesivos:

Los adhesivos de *Primera Generación* son aquellos que se desarrollaron antes del decenio de 1980. Sistemas adhesivos sin primer, la unión está dada básicamente al esmalte no a la dentina. Los materiales de la *segunda generación* gozan del éxito comercial en la primera parte de la década. Aparecen los sistemas adhesivos de fotopolimerización con otros compuestos. Posteriormente aparecen los la *tercera generación* y por último los de *cuarta generación* que comprende los materiales de desarrollo más reciente.

Para cada grupo se propone un mecanismo de adhesión primaria.

Primera generación:

La vía más frecuente fue el uso de dimetacrilato ácido glicerofosfórico que proporciona una molécula biofuncional con el grupo de fosfato hidrofílico que se cree interactúa con los iones de calcio de la hidroxiapatita. Los grupos metacrilato son capaces de unirse a una resina restaurativa acrílica. Se obtienen resistencias de adhesión bastante bajas que disminuyen ante la presencia de agua.

Otro sistema incluye el uso de un comonomero de superficie activa, también usado con las resinas acrílicas. Se basa en la reacción por adición del producto N-fenilglicina y metacrilato de glicidil (NPG-GMA). Se propuso un mecanismo de unión por quelación con el calcio por parte de NPG.

Segunda generación:

Se obtuvieron resultados importantes en el desarrollo de agentes adhesivos para resinas compuestas, que para este tiempo ya reemplazaban a las restauraciones acrílicas. Surgieron muchos artículos comerciales acompañando estos avances, con resistencias de unión tres veces mayores que los primeros agentes. Algunos tenían resistencias de unión de 30 a 50% al esmalte. La mayor parte de los productos comerciales sustituían con cloro los ésteres de fosfato de varios monómeros. Además de su aplicación a dentina, servían como resinas de unión para el esmalte grabado.

Se presumió que el mecanismo de adhesión es un enlace iónico del calcio por el grupo de clorofosfato, aunque no se obtuvieron datos que sustentaran esta hipótesis. La inquietud fue que la unión de fosfato al calcio está sujeta a hidrólisis final, lo que da origen a una desunión posterior. Así las investigaciones se concentraron en los sistemas de adhesión a largo plazo más confiables.

Tercera generación:

Los agentes de unión capaces de generar resistencias de adhesión casi comparables con la resina al esmalte grabado aparecieron en una forma comercial durante los últimos años. Sin embargo, la mejoría en la resistencia de cohesión se acompaña de un aumento en la

complejidad de uso, con dos o tres pasos de aplicación requeridos. La química varía con cada producto, pero lo común para todos es un tratamiento con ácido de la dentina como primer paso en el procedimiento de adhesión. Uno de los primeros agentes dentinarios fue el sistema de NPG-GMA: en el desarrollo de este material, se encontró que al tratar la superficie dentinaria con un ácido débil se mejora la adhesión al quelarse con los iones de calcio. Después se emplearon iones de metal cáustico que favorecen la quelación. Se utilizó una solución de ácido de octalato férrico para combinar las funciones de limpieza y causticidad. Este tratamiento siguió la aplicación del NPA-GMA.

Como el octalato férrico produce un pigmento negro, se sustituyó por el oxalato de aluminio. Mientras se consideró que los iones cáusticos, férrico o de aluminio, eran importantes como sitios de quelación, esto desapareció con el hallazgo de que el ácido nítrico, presente como contaminante en el reactivo de oxalato, sirve como acondicionador dentinario. En algún producto se utiliza el oxalato de aluminio y el nitrato de aluminio. En otro, se aplica una solución acuosa de ácido nítrico y NPG como acondicionador, y después el agente de adhesión para la resina.

Los aldehídos se utilizan como un método potencial para la cohesión con la colágena; en algún material se utiliza una solución acuosa de glutaraldehído e hidroxietilmetacrilato (HEMA), y después un pretratamiento con ácido etileno-diamino-tetra-cético (EDTA).

En un sistema similar se utiliza el ácido maléico en lugar del EDTA, como agente de desmineralización incorporado a una solución de HEMA. A esto le sigue la aplicación de un monómero polimerizante compuesto de BIS-GMA y HEMA.

Otros materiales incluyen el uso de 4-META (4-metiloxietiltrimelítico) como agente potencial de unión a la colágena.

Es evidente que en estos materiales comerciales se utiliza una variedad de productos químicos en un esfuerzo para unir los componentes inorgánicos y orgánicos en dentina, con la publicidad consiguiente al respecto. Sin embargo, aunque se proponen esquemas de adhesión química, con frecuencia hay muy poca o ninguna evidencia directa que los apoye. Es más probable que la unión sea micromecánica. La naturaleza ácida del acondicionador o primer (ej. Ácido nítrico, ácido maléico, EDTA) en esencia remueve la capa superficial de partículas residuales. Cuando se utiliza el acondicionador por el tiempo prescrito, hay una apertura delicada de túbulos dentinarios, así como un grabado ligero de la dentina intertubular. Esto permite la penetración del monómero polimerizante (Ej. HEMA) en la dentina con textura adecuada para proporcionar una excelente adhesión mecánica.

Después de la segunda guerra mundial, el Dr. Oscar Magger, un suizo químico trabajó en la compañía Dental Amalgamated en Inglaterra, desarrolló un ácido glicerofosfórico, ácido dimetacrilato que permitía la adhesión de resina a dentina (**Hagger 1951**). El primer reporte de uso clínico de este, fue un producto lanzado al mercado como Sevitrón (de la compañía Dental Amalgamated Lta London Uk), fue hecha por Kramer McLean (1952). Ellos examinaron la unión a dentina por medio del microscopio de luz y notaron que la unión subsuperficie tomo una coloración hematoxialina. Especularon que esta reacción de coloración inusual indicó que el Primer de la resina había modificado la dentina.

Un número de esteres fosfatos de ácido metacrílico fueron posteriormente desarrollados por varias fábricas de adhesivos a dentina. Muchos de ellos fueron designados para ser colocados directamente sobre el barro dentinario (Scotch-bond 3M).

Estos monómeros no penetraron la capa de barro completamente. La mayoría de fuerzas de unión producidas por esos agentes fue tan solo alrededor de 5Mpa. Exámenes de ambos

márgenes de las uniones fallidas (dentina y márgenes de resina) por medición de microscopio electrónico mostraron estar cubiertos por partículas de la capa de barro (**Tao L. y colbs. 1988**).

Esto significó que 5Mpa y las fuerzas de unión fueron en realidad medidas de las fuerzas cohesivas que sostienen las partículas de la capa de barro juntas, las verdaderas fuerzas de pegado interfaciales entre la resina y la parte alta de la capa de barro fue mayor de 5 Mpa en una cantidad desconocida debido a que ella no falló.

Fue claro, que si se debían alcanzar las fuerzas de unión más altas, la capa de barro debería ser modificada o removida debido a que esos agentes de unión primarios no pudieron penetrar a través de la capa de barro. (**Eick y colbs. 1970, 1991, 1992; Watanabe y colbs. 1990; Eick. 1992; Watanabe y Nakabayashi N., 1993.**)

Watanabe y colbs. mostraron una relación entre las fuerzas de unión de tensión de las resinas a las capas de barro y la manera en las cuales ellas fueron creadas. (**Mowery y colbs. 1987; McInnes y colbs. 1990; Wahle y Wendt. 1993**).

Cuando las capas de barro fueron removidas mediante grabado ácido no existieron diferencias entre las resistencia adhesivas de resina-dentina de las distintas superficies preparadas. (**Toida y col. 1995**).

Los autores concluyeron que podría ser mejor remover la capa de barro para obtener resistencia adhesiva más confiables.

En Japón Masuhara fue el primero en usar tri-n-butil borano (TBB) como iniciador de la polimerización de metil metacrilato (MMA) para humedecer el marfil terrestre (**Masuhara y colbs. 1963; Masuhara E., 1969.**) que fue usado como modelo de dentina.

El adhesivo debe ser hidrofílico a fin de que desplace el agua y, por tanto, la superficie

húmeda que le permite penetrar en las porosidades de la dentina o reaccionar con los componentes orgánicos o inorgánicos.

Como la mayor parte de las resinas restaurativas son hidrofóbicas, el agente debe contener materiales hidrofílicos y no de naturaleza que rechacen el agua. La parte compatible con el agua está diseñada con un grupo activo del que se espera unión del calcio de los cristales de hidroxiapatita o con la colágena. La parte hidrofóbica se adhiere a la restauración de resina.

Cuarta generación (Sistema adhesivo-Primer. Nakabayashi N. Y Pashley D., 1998):

Recientemente, muchas industrias han iniciado la publicidad llamada *“un solo paso”*, sistema adhesivo sin primer.

Esto en verdad no es un sistema de un solo paso, porque todos ellos requieren de un paso que es el grabado ácido, seguido de muchas aplicaciones del agente de unión.

Ejemplo de estos sistemas adhesivos son: One-step (Bisco), Tenure Quik-F (Den-Mat), Syntac Single-Component (Vivadent), OptiBond Solo (Kerr), Primer & Bond 2.1 (Caulk/Dentsply), Bond 1 (Jeneric/Pentron), y Single Bond (3M).

Primers:

- Son moléculas bifuncionales que tiene un extremo hidrofóbico que se une al agente de unión y otro extremo hidrofílico que permite interdifusión de la molécula en el enmarañado de colágeno, es el encargado principalmente de la unión micromecánica de la resina.

- Si hay alguna unión química, se ha presentado entre los grupos carboxilos y la hidroxiapatita.

- La unión del primer a la dentina es en 95% micromecánica.

Las presentaciones son: soluciones con etanol, soluciones con acetona; encontrándose que está tiene mejor comportamiento en presencia de agua y unido al agente de unión.

Uso de Primers a Base de Agua:

La primera aproximación a la creación de la capa híbrida en la dentina húmeda fue con el uso de primer solubles en agua que contuvieran HEMA. Ejemplos de estos tipos de primers son Scotchbond 2 y Scotchbond Multi-Purpose (3M). Después de aplicar la mezcla de agua-HEMA (Más de 55% de HEMA en 45% de agua), la superficie se seca con aire para evaporar el agua. Como la concentración de agua de HEMA sube, hasta que teóricamente, podría llegar a ser cero la del agua y 100% la del HEMA sobre la superficie.

Idealmente, la misma situación se presentaría en la subsuperficie, hasta lo más profundo de la capa desmineralizada.

Sin embargo, actualmente lo que ocurre es desconocido. Este principio de volatilidad diferencial del solvente con el soluto es muy importante. El agua tiene una presión de vapor más alta que la del HEMA. De hecho, la presión atmosférica, en HEMA puede considerarse casi no volátil. Esto permite su retención, y como es solvente, el agua se evapora durante el secado con aire (**Pashley y cols. 1997**).

Este principio puede ser el responsable del incremento al doble de 4.5 en el ácido 4-metacrililoxietil trimetílico (4-MET) en la capa híbrida donde se mezclan las resinas 4-

META/MMA-TBB, reportado por Suzuki y col (1991) usando la espectroscopía de Raman. Estos autores hallaron que la concentración de 4-MET fue copolimerizada con MMA en la capa híbrida, fue 4.5 veces más alta que en la mezcla original de monómeros. Aun cuando algunos han interpretado este resultado como evidencia de la unión del 4-MET es mucho menos volátil que el MMA, por presentar una presión de vapor de 56.3mmHg a 34°C (Weast, 1971). Si el MMA se evapora 4.5 veces más de la superficie desmineralizada que el 4-MET, entonces este último podría aumentar su concentración en 4.5.

El uso de Primers Solubles en agua:

El segundo método de generar capas Híbridas en esta categoría de adhesión es que secuencialmente al grabado ácido, el lavado y la humedad se aplique Primer y después se adhiera.

El HEMA y los primers a base de agua son de dos tipos: HEMA al 35% en agua (SuperBond D Liner, Sun Medical; Amalgambond Plus, Parkell; o OptiBond, Kerr o 13 % del ácido polialquénico como copolímero en 50% de HEMA (ScotchBond Multi-Purpose Plus, 3M). Aquellos sistemas que usan Primers a base de agua se benefician de la adhesión en presencia de humedad porque tienden a dejar la matriz dentinal desmineralizada e imprimida en presencia de humedad, en una configuración de expansión en un porcentaje que al secarlo, la configuración se colapsa.

El problema con la adhesión en presencia de humedad es para determinar que tan húmedo se deja la superficie. La condición de secado es fácilmente reconocida y adquirida, pero cuando la condición de humedad se excede esto se complica por el hecho de que la humedad intrínseca de la dentina varía cerca de 1% en la dentina superficial (Pashley,

1991; Prati y colbs. 1991) y cerca de 22% en la dentina profunda.

La consecuencia de aplicar Primer a base de cetona (como el All bond2, Bisco; Tenure; Dent-Mat) que sobre humedezca la dentina han sido descritos por Tay y colbs. en 1994 / 96 . Usando All bond2, Bisco; los autores hallaron que pequeños glóbulos de resina se forman dentro de los túbulos dentinales tanto in vivo como in vitro.

Posiblemente se formaron cuando se aplico la primera o las 2 primeras capas de Primer. Esto indica que en los túbulos sellados con fluidos dentinales aún había agua disponible para que diluya la acetona lo que hacía que el monómero saliera de la solución era un solvente (agua) en el que no es soluble.

Como se formaron muchos glóbulos, se acumularon sobre las paredes de los túbulos, permitiendo sucesivas aplicaciones de Primer, para deshidratar los túbulos suficiente para formar tags normales de resina **(Tai y colbs. 1994, 1996)** la dentina intertubular desmineralizada, tiene muy bajo contenido intrínseco de agua y es más fácil deshidratarla con Primer a base de acetona cuyo valor es más extenso que la del agua dentro de los espacios fibrilares. La infiltración de monómero del Primer dentro de la dentina intertubular desmineralizada ocurre sin separación de las fases.

Los glóbulos de monómero en los túbulos si se aplica demasiado en la dentina profunda, pueden alcanzar la cavidad pulpar en donde se pueden adherir a las fibras de colágeno o quedar libres, sueltos dentro de los espacios tisulares **(Tai y colbs. 1994)** los dientes que se han extraído semanas después tienen muy pocos glóbulos de resina tal vez debido a la fagocitosis de los macrófagos.

Estos glóbulos de resina en la pulpa no provocan una reacción inflamatoria.

Si el agua extrínseca excesiva se desplaza sobre la superficie antes de la aplicación del

Primer All Bond2, los Primers tienden a crear puentes y formar delgadas ampollas (Tai FR., 1996) esto previene la formación del tag de resina en aquellos túbulos por debajo de las gotas de agua, se ven texturas rugosas sobre la superficie imprimida que podrían ser originadas por este fenómeno, y pueden destruir aquellas gotas con el pincel usado para aplicar más primer. El peligro es que esto puede ocurrir en alguna parte de alguna cavidad compleja de difícil visualización. Esto puede resultar en una región sin adhesión, cambiando las dimensiones bajo estrés térmico u oclusal y produciendo suficiente fluido en la superficie que causa sensibilidad dentinal (Brännström, 1992).

El objetivo del uso del primer es reemplazar toda el agua o las mezclas de monómero de acetona en los espacios interfibrilares por monómero polimerizables.

En el futuro las investigaciones pueden estar encaminadas a cuantificar la cantidad de agua residual o la acetona en los monómeros infiltrados bajo la dentina desmineralizada en un ambiente de presión y con cierto grado de conversión de los monómeros a polímeros de primer en la capa híbrida en presencia de estos solventes residuales, que se sabe interfieren en la polimerización (Jacobson y Soderholm 1995)

Cementos de resinas:

En el periodo de 1920 y 1960, muchas preparaciones en coronas completas presentaron una excelente porción de esmalte remanente sobre la dentina. Este efectivo selle de dentina y protección de ambos tejidos dentinal y pulpar.

Con la llegada de la pieza de mano con turbina de aire y alta velocidad de corte, más estructura dental fue rutinariamente removida durante la preparación del diente, exponiendo más dentina.

Los cementos de resina son teóricamente más deseables que los cementos convencionales, porque ellos son insolubles en fluidos orales y producen altas fuerzas de unión a esmalte y dentina. Los cementos de resina de unión a esmalte o dentina deben penetrar en estos tejidos duros y polimerizar. Ellos pueden unirse a la dentina continuándose en el diente con el material restaurador, sellando la dentina, previniendo caries recurrente y protegiendo la pulpa de agentes irritantes. Si el esmalte y la dentina son grabados antes de usar el cemento de resina, esos monómeros pueden infiltrar estos tejidos duros formando una capa híbrida.

Los materiales especiales para la adhesión del metal son *Panavia*, *C & B Metabond*, *All Bond2*, *Temure*, *Geristore* e *Infinity*. Estos materiales, utilizados en combinación con los métodos de grabado o de estañado, o de ambos, proporcionan una adherencia micromecánica-química de extraordinaria firmeza, similar a la que se consigue con la adhesión de las resinas compuestas al esmalte grabado con ácido fosfórico (**Barkmeier, Suh y Cooley, 1991; Cooley, Burger y Chan, 1991; Nakabayashi, Nakamura y Yasuda, 1991; Roeder, DeShepper y Powers, 1991; Suh, 1999**).

El micrograbado de las superficies metálicas se logra con un microarenador (microetcher), instrumento que se conecta a una línea de aire de la unidad dental y que proyecta partículas abrasivas de óxido de aluminio de 50 μ m contra la superficie del metal, durante 12 a 15Seg. consiguiendo una topografía de la superficie muy microporosa. Con dicho micrograbado se logra una capacidad de retención sustancialmente mayor (por ejemplo 10 veces mayor), ya que garantiza una fuerte adherencia micromecánica, independiente si se destina a una estructura de prótesis fija, una corona, a un núcleo o a un inlay (**Lorey, Nykamp y Meyers, 1984**). Por tanto, sus aplicaciones clínicas son puentes tipo Maryland, núcleo, coronas, cementaciones nuevas de núcleos cortos y restauraciones de amalgama de plata,

todos ellos adhesivos (**Jordan, R 1994**).

Los cementos resina son básicamente compuestos modificados que son usados principalmente para cerámica y restauraciones de resina indirecta.

Tipos de cementos de resina e indicaciones para su uso:

1. Fotopolimerización.

- Carillas (veneers) en porcelana menores a 1,5 mm (grosor).
- Retenedores ortodónticos que no contienen metal.
- Tablillas periodontales que no contienen metal.

Aunque el grosor de esas restauraciones es menor que 1,5 mm, algunos materiales de fotopolimerización no tienen la cualidad de polimerizar si la luz no es suficientemente poderosa y su tiempo de curado no se extiende hasta dos minutos. Sin embargo los materiales de Fotopolimerización son mucho más convenientes que los que están mezclados y están listos para usar. Sencillamente, los componentes de los materiales también llevan a un color más estable.

2. Fotopolimerización: (foto activado y polimerizado químico):

- Porcelana o inlays de resinas indirectas.
- Porcelana u onlay de resinas indirectas.
- Porcelana o coronas de resinas indirectas.
- Porcelana o puentes de resinas indirectas.

3. Autopolimerización (curado químico):

- Base metálica inlays.
- Base metálica onlays
- Coronas ceramometálicas y puentes.
- Coronas totalmente cerámicas y puentes.
- Postes endodónticos
- Bases metálicas.
- Amalgamas.

Clasificación de productos:

Se han dividido las categorías de los productos en tres secciones:

1. Fotopolimerización/Dual: Es un producto versátil que permite cementar casi todos los tipos de restauraciones excepto los de Metales Bases (aunque algunos de los cementos duales tienen un mecanismo lo suficientemente fuerte para cementar las restauraciones de metales bases.
2. Polimerización Dual únicamente: Solo para porcelanas, resinas, inlays, onlays y coronas.
3. Autopolimerización: Reacción química únicamente y se usan para cementar carillas, coronas completamente metálicas y coronas metal-cerámica.

Productos comerciales

Fotopolimerización/ polimerizado Dual:

1. Insure e Insure Life (Cosmodent).
2. Variolink II (Ivoclar – Vivadent).
3. Nexus (Kerr).
4. Choice (Bisco).
5. Lute it! (Jeneric-Pentron).

Polimerización Dual Unicamente:

1. Dual cement (Ivoclar de vivadent).
2. Duo-link (Bisco).
3. Duo-cement (Coltene/Whaledent).
4. Twinlook (Heraeus Kulzer).

Autopolimerización:

1. Panvia 21 (kuraray/ J. Morita USA).
2. C & B Luting composite (Bisco).
3. Cement-It! (Jeneric/pentron)
4. Flexi-flow (EDS).
5. C & B Metabond (Parkell)

PANAVIA 21

Descripción: 77% de relleno por peso, la presentación pasta- pasta es la versión más popular, otra presentación es polvo-líquido, muchas veces mal usada. Este producto tiene mecanismos de fraguado anaerobios básicos de la formula original, lo cual significa que se puede excluir el O₂ de los márgenes con el suplemento Oxiguard II (nota: el Oxiguard II evita la inhibición de la capa más superficial del cemento por el oxígeno. Este compuesto aísla el cemento del medio oral y esto ayuda a una polimerización más completa del cemento en esta zona).

Panavia 21 contiene un monómero adhesivo MDP (10-matacriloiloxidecil) el cuál facilita la unión de aleaciones no preciosas arenadas sin fomentar otro mecanismo para aumentar la adhesión (metales preciosos y no preciosos necesitan ser Estañados).

El primer ED contiene MDP plus HEMA y 5 NMSA (N-metacriloil-5-ácido aminosalicílico). De acuerdo a los fabricantes este Primer se une al Panavia 21 en la preparación de toda la estructura dental sin cualquier grabado adicional.

Se mezcla el A y B por unos pocos segundos y aplique a la estructura dental preparada por 60 segundos; se seca suavemente, no se enjuaga y se coloca la restauración. Si el esmalte esta sin preparar, este aún necesita ser grabado con el suplemento de ácido Fosfórico ya que el Primer es únicamente aplicado al diente no al metal y el Panavia 21 se aplica directamente al metal.

Los autores se reservan la dependencia del primer para el esmalte grabado, y aconsejan el uso de ácido fosfórico sobre el esmalte, indiferente a si ha sido preparado o no.

Consistencia y manipulación:

Baja viscosidad, fácil mezcla, fácil colocación, se limpia rápidamente.

Grosor de la película: 19 micrones.

Tiempo de trabajo extraoral: Casi sin límite si el cemento esta separado del block de mezcla.

Fue introducido en 1983, desde entonces numerosos estudios clínicos muestran que es uno de los materiales de gran éxito en adhesión a la estructura dentaria.

Química:

El Panavia es un agente de resina cementante líquido-polvo con una resina de Pfosfonato.

El líquido contiene aromáticos y metacrilatos alifáticos activadores, estabilizadores y un monómero de Ester Fosfato para aumentar la humedad y la unión de metales y porcelana a la estructura dental.

El Fosfato adhesivo del Panavia esta formado por 10-metacriloiloxidecil-Dihidrogen-fosfato o MDP. El material tiene una excelente estabilidad y provee una activación flexible final para permitir una mejor adaptación en el sitio de unión.

El polvo contiene aceleradores, relleno de cuarzo y relleno de metal pesado que lo hace radiopaco y menos insoluble en fluidos orales.

El Panavia tiene una buena resistencia adhesiva a metales no preciosos arenados 21,6 MPa y aún mas alta a metales preciosos estañados 34,5 MPa. Con metales preciosos solo arenados suministra una buena resistencia adhesiva 26,2 MPa pero en boca esta unión se

deteriora con el tiempo.

En aleaciones preciosas el estañado es el tratamiento que más se prefiere ya que se logra una unión más estable y fuerte. Algunos estudios señalan que las restauraciones inlays en oro estañadas cementadas con Panavia aumentan la resistencia a la fractura de los dientes alrededor de 30% más que en inlays cementadas con Fosfato de Zinc.

Adicionalmente es el agente adhesivo menos susceptible a la fatiga que el grabado electrolítico o la retención micromecánica creada por la técnica de sal perdida.

La toxicidad pulpar es baja al igual que el grosor de la película (20 micrones), cumple con las especificaciones de la ADA.

La unión a dentina es aproximadamente de 3,24-7,93 MPa.

Propiedades clínicas:

El Panavia inhibe fuertemente la presencia de Oxígeno más que otros cementos convencionales. La casa comercial provee Oxiguard, un gel de Polietilenglicol que contiene un tinte orgánico azul que debería ser colocado alrededor de los márgenes de la resina expuesta después de cementada la estructura.

Efectos del Arenado:

El Panavia sobre metal arenado con óxido de aluminio forma una fuerte y más estable unión; sin esta, la unión sería débil debido a la hidrólisis en los fluidos orales.

Estañado y Panavia:

El estañado proporciona una alta resistencia adhesiva con Panavia especialmente cuando son metales no reactivos como Oro tipo III con el estañado el cual los hace aumentar sus reactivos. Con el arenado y estañado se estabiliza la unión.

Ventajas del Panavia:

- Excelente unión en superficies de aleaciones no preciosas arenadas y estañadas.
- Buenas propiedades físicas.
- La unión es resistente al agua.
- Larga experiencia clínica.

Desventajas del Panavia:

- Unión débil a dentina.
- Técnica altamente sensitiva.
- Alta inhibición del aire.
- Dispone de matices limitados.
- Poca vida de almacenamiento (relativo).

UNIDAD TEMATICA V

3.5. TECNOLOGÍA AVANZADA EN EQUIPOS PARA MEJORAR LA ADHESION DE ESTRUCTURAS METALICAS AL SUBSTRATO DENTARIO

Equipos y Mecanismos de Unión:

Musil y Weiskopf idearon en 1982 una técnica para evitar el agrietamiento en las superficies de unión, consiguiendo una adhesión molecular entre el metal y la resina. Esta técnica fue elaborada por la empresa Kulzer en forma de procedimiento *Silicoater*, siguiendo el método de Musil y Tiller, como autores científicos, y que permitía por primera vez una unión verdadera y sin grietas entre los polímeros dentales y las estructuras metálicas.

Posteriormente se introdujeron diversos sistemas de unión entre resina y metal en la odontología, en particular el procedimiento *Silanit* (*Vivadent* 1987), el sistema *Sebond-MKV* (*Schütz-Dental* 1987) y el procedimiento 4-META (Mushara, 1982; Marx y Dziadeck, 1986). Numerosas indicaciones in-vitro han podido demostrar que los diferentes sistemas, junto a las resinas específicas de cada fabricante (resinas PMMA y BIS-GMA), por un lado, y los diversos tipos de aleaciones utilizadas, por otro, presentan notables diferencias de calidad en lo referente a la adhesión. Las aleaciones de metales nobles son menos adecuadas para la unión química entre la resina y el metal, en términos generales, en tanto que las aleaciones sin presencia de metales nobles, con una base de cobalto o níquel,

proporcionan unos resultados satisfactorios y duraderos. Este hecho puede atribuirse principalmente al elevado contenido en cromo de ambos tipos de aleaciones.

En el caso del procedimiento *Silicoater*, se añade una capa de óxido de silicio adherida mediante pirólisis al fuego. Este paso del procedimiento mediante tratamiento térmico conlleva, sin embargo, el riesgo de que la estructura metalográfica sufra unas alteraciones de su superficie, de modo que todavía disminuya más su resistencia a la corrosión, en particular en el caso de las aleaciones bajas en oro.

No obstante el desarrollo de nuevos procedimientos de *silanizado* y de unión resina-metal no se detuvo. De este modo, en 1989, apareció un procedimiento totalmente nuevo basado en el llamado acondicionamiento triboquímico de superficies (*Rocatec**, Espe 1989), junto con dos sistemas modificados (*Silicoater MD**, Kulzer 1989 y *SR-Isosit-Spectra-Link**, Ivoclar 1989) (Wirz, J. 1992).

Indicaciones

Las indicaciones para la aplicación clínica de la unión química resina-metal son extraordinariamente numerosas y diversas, en particular en el caso de aquellos sistemas que proporcionan resultados de carácter constante, en combinación con todos los tipos de aleaciones.

1. Frentes estéticos de coronas y puentes.
2. Acondicionamiento de puentes adhesivos.
3. Acondicionamiento de anclajes de prótesis parciales.
4. Adhesión de bases protésicas y estructuras metálicas (prótesis parciales y telescópicas)
5. Reparaciones de bases protésicas con refuerzo de metal.

6. Acondicionamiento de brackets y guías.
7. Reparaciones metal-cerámicas.
8. Camuflaje de ganchos protésicos.

(Wirz, J. 1992)

Silanizado

Silicoater (kulzer)

En el revestido de sílice una delgada capa de vidrio en la interfase es fusionada al calor sobre cualquier superficie metálica incluyendo oro tipo III que es unido al silano y revestido de resina. El revestido de Sílice suministra una resistencia adhesiva inicial de un 25% más alta que el grabado metálico. Este puede ser usado para unir tanto cementos como acrílicos a cualquier superficie metálica. **(GJ. Kaiser D.A y cols. 1988).**

Aunque algunos estudios muestran que varias de estas uniones han perdido humedad y ciclo térmico, muchos concluyeron que este aumento de estabilidad y longevidad de todos los metales unidos a casi todos los sistemas de resina. Kulzer introdujo el primer sistema, de revestido de sílice (Silicoater) en 1985. **(Adept Report 1991).**

Ventajas del revestido de sílice (Silicoating) para uso en el consultorio:

- El revestido de sílice proporciona una alta resistencia adhesiva a cualquier metal.
- La unión es libre de espacios.
- Suministra consistente fuerza de unión.
- La longevidad es favorable.

Desventajas del revestido de sílice (silicoating) para uso en el consultorio:

- El revestido de resina requiere espesor.
- La interfase de resina interna no puede ser alterada durante en el momento de trabajo.
- El equipo inicial es relativamente costoso.

Desventajas del revestido de sílice (silicoating) para uso en el laboratorio:

- Requiere gran capital de inversión
- El procedimiento requiere atención cuidadosa.
- Requiere arenado agresivo con óxido de aluminio de 250 μ m a alta presión para mejores resultados.

Ventajas del revestido de sílice (silicoating) para uso en el laboratorio:

- Requiere mínimo grosor cuando la resina final es aplicada inmediatamente después del revestido de sílice.
- No requiere de una labor intensa.
- El tratamiento del metal es menos sensitivo

Proceso del Revestido de Sílice:

Paso 1. Arenar la superficie metálica a ser tratada para remover los contaminantes, esto provee una retención micromecánica por las microrugosidades e incrementa el área de superficie de 1.5-2.5 veces utilizando óxido de aluminio de 250 μ m.

Paso 2. Limpiar la superficie metálica con Siliclean o un solvente orgánico para remover cualquier película de la superficie.

Paso 3. Colocar el metal en el Silicoater y recubrir con el Siliflam que es una cerámica suspendida en un solvente inflamable. Este viene en un frasco que debe ser usado dentro de las 24 horas después de abierto.

El revestido de sílice (Silicoater) se mezcla usando aire filtrado, gas propano, Siliflam vaporizado, se calienta y se coloca sobre el metal por ciclos intermitentes a través de una llama de 100 RPM encendida sobre un disco.

Controlar la llama en el Silicoater es crítico; es importante ajustar lo necesario para asegurar la presión de todos los tres componentes de la flama.

Se completa la capa de Siliflam que es menor a $0.5\mu\text{m}$ de espesor. 0.1%- 1 de las irregularidades mejoran desde la superficie arenada.

Paso 4. Adicionar el Silicoup. Remover el Silicoater y tratar el metal con silano Silicoup, lo más pronto posible después del siliflam; luego de haber sido horneado colocandolo sin demora para no romper la resistencia adhesiva.

Paso 5. Adicionar una capa de resina sin relleno a la superficie tratada con Silicoup de 30-60mn para mejorar la humectación de la resina (esto da un ángulo de contacto pequeño a la resina con la superficie cubierta) mejorando notablemente la adhesión.

Silicoated MD (Kulzer):

Esta técnica consiste en aplicar una capa de revestimiento de sílice en el metal oxidado (colocado con la unidad tradicional de Silicoater) y lo quema sobre la superficie de la aleación (con la nueva unidad de Silicoater MD). Siliseal es un nuevo silano que se usa en la técnica. Diferente al sistema previo esta nueva técnica forma una nueva capa de adherencia visible. El nuevo sistema también usa un nuevo primer Sililink, una capa elástica de SiO_2 (óxido de sílice) que es reconstruido durante la cocción.

Proceso de Silicoated MD:

Paso 1. Arenar la superficie metálica con óxido de aluminio de $250\mu\text{m}$ a 58PSI.

Paso 2. Limpiar la superficie del metal con Siliclean.

Paso 3. Colocar la capa de sílice pincelada con el Sililink sobre la superficie que se va a adherir.

Paso 4. Colocar en la unidad de Silicoater donde este es horneado con 1 ó 2 tiempos programados de temperatura dependiendo de si la aleación es preciosa o no. Cuando el ciclo se complete se remueve de la unidad dentro de los 60 seg. siguientes y se deja enfriar a temperatura ambiente por 2 minutos en especial cuando se necesita una capa seca dentro de la unidad de Silicoater MD.

Paso 5: Aplicación de Silano. Remover el Silicoater MD de los depósitos e

inmediatamente tratar el metal con el silano Sililink, siempre debe ser lo mas pronto posible para que no pierda la resistencia adhesiva.

Nota: El Sililink tiene dos años de almacenamiento, luego de ser abierto, solo tiene 14 días de vida útil.

Paso 6. Adicionar una capa de resina sin relleno de Sililink en la superficie tratada dentro de los 30-60min. para mejorar la humectación de la resina. El cual brinda un pequeño ángulo de contacto con la resina en la superficie cubierta.

Sistema Rocatec (Espe/Premier):

Este sistema al igual que el Siliocater adiciona una capa microscópica de sílice cerámico al metal y se adhiere a la resina con un silano. (Fig. 2.)



Figura 2. Sistema Rocatec (Espe Products).

Fuente: http://www.espe.de/english/produkte/zahntech/sinf_rock.htm.

Mecanismos de unión:

El sistema involucra el arenado con Rocatec-Plus, un material especial de partículas de sílice cerámico que une las partículas de sílice a la superficie del metal por impacto.

El proceso es técnicamente revestido triboquímico que significa unión química por energía mecánica en este caso por arenado para formar una película cerámica sobre la superficie del metal tratado.

Un silano, Rocatec-Sil es adicionado para formar una unión química copolimerizada entre la capa de sílice cerámico y la resina cementante.

La unión Rocatec es igual para metales preciosos, semipreciosos y no preciosos. Sin embargo esta unión puede ser debilitada por gran sobrecalentamiento.

Finalmente se deben evitar altas temperaturas. Los mejores resultados se logran sacando el metal en primera instancia y revistiéndolo con puntas de silicona antes de usar el sistema Rocatec.

Estudios de laboratorio muestran que el Rocatec tiene gran resistencia adhesiva tensil al acrílico, más que la retención mecánica dada por los gránulos o malla de retención, luego del proceso de termociclado e inmersión por un año. La resistencia adhesiva típica con Rocatec es de 1860 PSI (12.9 MPa) comparado con 42 PSI (2.9 MPa) para todas las muestras que fueron arenadas solamente. Todos los adhesivos fracasaron cohesivamente.

Al cabo de un año el ciclo no redujo la resistencia adhesiva.

Ventajas:

- Simple de usar.
- Requiere labor mínima

- Trata superficies que se pueden examinar visualmente.
- No requiere calor.
- Suministra consistencia y resistencia adhesiva estable.
- Menos costo en los equipos comparado con el Silicoating (revestido de sílice).

Desventajas:

- Por el oscurecimiento del metal se requiere una capa más gruesa de opacador.
- No puede ser usado en superficies grabadas.
- No puede ser usado en coronas completas porque se necesita un ángulo de impacto de 90° .
- Los materiales son relativamente costosos.
- Requiere un arenado agresivo con 10 μ de corindón (piedra fina - alumina cristalizada) a alta presión (ligeramente menor presión que en silicoater.
- Se requiere detallada atención para que los resultados sean contundentes.
- Nunca se debe tocar la superficie arenada con los dedos.

Procedimiento:

Las estructuras metálicas para Rocatec son tratadas como restauraciones de porcelana fusionadas al metal. Todas las áreas del metal deben tener fácil acceso a los materiales del arenado.

El sistema Rocatec trae una unidad de arenado Rocatector que tiene un cuarto separado para retener el Rocatec-Prep con el polvo Rocatec-Plus.

La presión es cuidadosamente controlada a 36 PSI (2.5 bar). El tratamiento del ciclo es de 13 seg. para el paso de revestido con Rocatrec-Plus.

Paso1. Limpiar con prearenado.

El sistema Rocatec requiere arenar con Rocatec-Pre, a 110u de material de corindón abrasivo de 1 cm (1/2 pulgada) dirigido a 90° a la superficie. Esta limpieza del metal proporciona algún alivio micromecánico y activa la superficie.

La unidad de Rocatec cronometra el prearenado (10 segundos para cada unidad a ser tratada) y controla la presión 36.3 PSI (2.5 bar).

Paso2. Colocar la capa de cerámica.

Después de arenar con Rocatec-Pre, se coloca Rocatec-Plus sobre la superficie metálica a 90° a 1 cm de distancia un mínimo de 13Seg. por unidad. El resultado es una superficie oscura.

Paso 3. Agregar el silano, Rocatec-Sil, inmediatamente con un pincelado especial y secar con aire por 5seg.

Paso 4. Agregar cemento de resina.

Inmediatamente agregar la resina sin relleno que reacciona y se une covalentemente con el grupo libre no reactivo de metacrilato en el Rocatec-Sil.

El agente de unión también puede copolimerizarse con el cemento de resina.

Rocatec comparado con Silicoating para uso de Laboratorio

Al igual que el Silicoating, el Rocatec puede ser usado sobre cualquier metal no grabado o porcelana con igual éxito. Solo el revestido de sílice puede ser usado sobre metales grabados.

Aunque no ha sido estudiado completamente, la experiencia clínica ha mostrado reducción de las fallas del grabado del Silicoater (revestido de sílice).

Sin embargo la combinación tecnológica de estos dos procesos no justifica el costo de acuerdo con su resultado.

Sin embargo la combinación de retención química y micromecánica sobre una sola superficie ha sido popular entre algunos clínicos.

El revestido de sílice no decolora la superficie de porcelana si hablamos de estética.

El nuevo sistema Silicoater MD permite una verificación visual de la superficie tratada.

El Rocatec es rápido y cada paso puede ser verificado visualmente mejorando la precisión en consistencia.

A diferencia del Silicoating, el Rocatec no necesita de ciclo térmico para el metal. Este es particularmente útil en la reparación.

Con Rocatec todos los materiales tienen vida de almacenamiento de dos años .

Ambas técnicas requieren arenado agresivo. Las altas fuerzas pueden destruir fatalmente copias delicadas pero usando bajas fuerzas pueden resultar en retención reducidas. Ambos

sistemas suministran una capa adhesiva con solo unas micras de grosor. (**Adept Report, 1991**).

Combinación de Revestimiento de Sílice y Rocatec para cementación de restauraciones

Estos sistemas fueron desarrollados primero por el laboratorio industrial para unir una capa estética de resina a las estructuras metálicas. Algunos los han introducido para poder unir restauraciones a esmalte preparado, esto puede ser utilizado para la adhesión de inlays, onlays y retenedores metálicos de preparaciones conservadoras o preparaciones mixtas.

La principal ventaja es que puede ser utilizado en cualquier metal incluyendo las aleaciones de alto contenido de oro, el mayor problema de estos sistemas es que requieren de un arenado con alúmina que puede ocasionar un ligero daño a los márgenes de la restauración, también la resina o el cubrimiento de resina sin relleno puede ser colocada para sellar la superficie adhesiva pero inmediatamente cementada el cual no es el caso usual.

El revestido de resina adiciona un espesor que puede interferir con el asentamiento de la restauración, estos problemas deben ser tratados con una técnica sensitiva aunque estas técnicas requieren de mayor experiencia.

Procedimientos de Acondicionado del Metal:

Muchos de los procedimientos son usualmente utilizados para preparar el metal, para hacer adhesión a resina, estos son: *Arenado y *Estañado. (Fig. 3.)

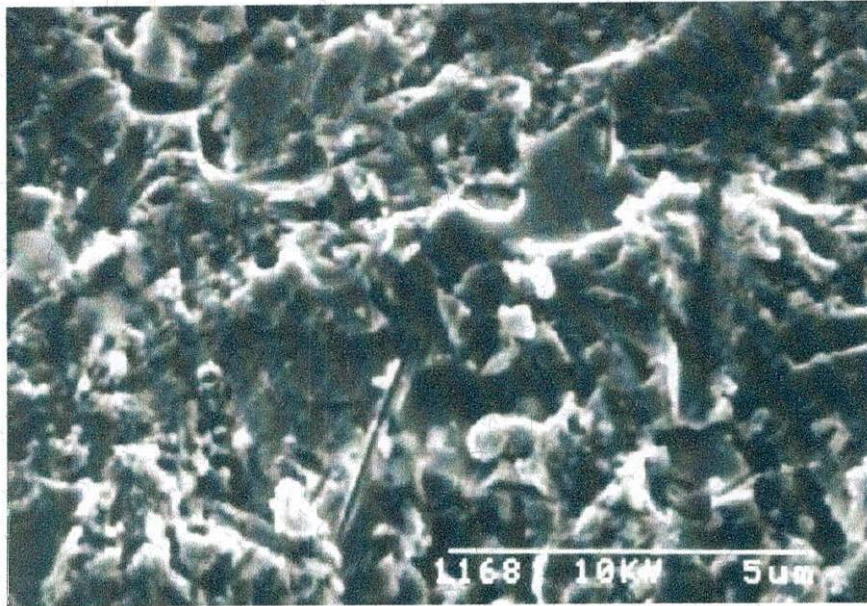


Figura 3. Superficie pulida con tela de 3 μ m, no arenada, no estañada. X11300
Fuente: Casa Comercial Kerr.

*** Arenador (Sandblaster o Air Abrasion):**

El arenado debe ser una parte esencial en el procedimiento de cementación realizado por el odontólogo. Esto remueve las capas de óxido y hace rugosidades en la superficie de muchos metales para mejorar la adhesión, cuando se van a desarrollar sistemas adhesivos de metal a resina el arenador mejora la adhesión química entre el metal y la resina, ya que la superficie arenada contaminada por saliva la reduce.

Algunas veces el arenado debe hacerse antes y debe ser limpiado por unidades ultrasónicas en agua estéril durante un minuto.

Se debe tener cuidado con el arenado sobre todo en el margen porque en esta parte se puede llegar a alterar la adaptación.

Materiales utilizados en el arenado:

El más común es el óxido de aluminio para arenado porque provee una alta resistencia adhesiva. La razón no es totalmente conocida, pero el aluminio aparentemente incrementa la reactividad de la superficie del metal.

Los gránulos de vidrio aplicados pueden dar una superficie mate o satinada que no es parecida a ninguna preparación, esta superficie mejora mínimamente la adhesión.

El óxido de aluminio puede venir en dos grados: blanco y mediano ellos contienen de 1-3% de dióxido de Titanio y generalmente son los utilizados para uso dental.

El tan es un gris que puede colocarse pero se dificulta la remoción y la decoloración sobre la porcelana utilizada después del glaseado final.

El óxido de aluminio blanco no decolora la superficie y es igualmente efectivo.

El óxido de aluminio de 50 μ m es el ideal para la adhesión, este limpia la superficie y no remueve mucho metal, limitando el daño al margen.

El de 250 μ m es muy grueso y remueve mucho metal, aunque mejora la retención micromecánica; este es usado más para el revestido de sílice que para otros sistemas de laboratorio.

Para los arenadores la presión recomendada originalmente fue de 60 – 100 PSI, actualmente con la línea de pieza de mano con aire adaptable, el chorro de arena se puede llevar a cabo a presiones bajas como 35-40 PSI y esto genera la presión adecuada para que el arenado funcione efectivamente. **(Michael B. Miller, Reality, 1998)**. La entrada de aire debe tener un filtro para remover cualquier residuo o aspereza.

En el mercado podemos encontrar arenadores como el micro-etcher que es elaborado en un modelo específico para consultorios que realmente brinda una superficie abrasiva, esto mejora visiblemente aunque utilizado en boca es necesario el uso del aislamiento absoluto, una de las ventajas es su angulación de 45°. **(Adept Report, 1991).**

Usos clínicos:

Berttolotti y cols recomiendan incluir las siguientes aplicaciones intraorales y extraorales.

- Por medio del arenado crea una superficie rugosa en la parte noble de la porcelana de estructuras como coronas convencionales, inlays, etc. Previa a la cementación para mejorar la resistencia adhesiva.
- Unión de resina a puentes de maryland:

Arenado de la superficie metálica. Se refuerza el grabado electrolítico o ácido. El adhesivo usado para unir metal a esmalte mejora la fuerza de unión y es una técnica menos sensible que el método de grabado ácido.

- Reparaciones de Porcelana:

Las superficies metálicas son preparadas como si se fuera a cementar una prótesis fija. La superficie de porcelana que es arenada se unirá mejor a los primer del silano. Posteriormente se aplica la resina en la zona a restaurar siguiendo las indicaciones de la casa comercial.

- Postes cortos y coronas:

La retención de postes y coronas puede mejorarse con el arenado de la parte noble del metal y unirse con la resina cementante.

- Cementación y recementación de coronas:

Retirar los residuos de cemento viejo de las coronas con el arenado. La superficie recién arenada mejorará la fuerza de unión con el nuevo cemento de resina.

- Aleaciones preciosas y semipreciosa.
- Unión a brackets y bandas ortodónticas:

Mediante el arenado rápido se pueden limpiar residuos de material cementante.

- Ajustes oclusales:

El ajuste de oclusión es facilitado con el arenado en la superficie oclusal de metal ya que cuando se presentan contactos prematuros son fácilmente detectados como una zona brillante.

- Arenado de cofías metálicas antes de colocar la porcelana.
- Estructuras para implantes:

El arenar la estructura del implante facilita la unión de la estructura protésica.

- Unión de onlays e inlays:

El arenado ofrece mejor adhesión de restauraciones onlays e inlays en oro sin considerar la forma de retención. El arenado es un medio efectivo y simple de unión.

<http://ddsnet.com/danville/home.html> 1999

Descripción del equipo:

El cuerpo es de forma cilíndrica se asemeja a un lápiz y en él se encuentran los botones de válvulas de control, presenta una cabeza acompañada de una boquilla de carburo removible y de tipos disponibles que permite giros a 90° para facilitar el arenado en todas las áreas de la boca, adicionalmente trae dos reservorios cada uno con óxido de aluminio, estos deben

contener una reserva de no menos de $\frac{1}{2}$ cm. (Para mayor comodidad las boquillas son esterilizables). (Fig. 4.)

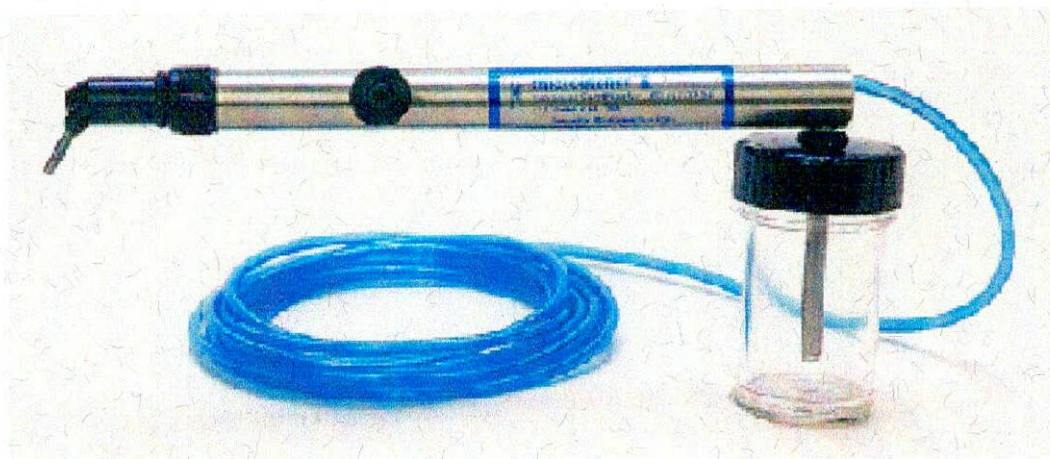


Figura 4. Microetcher II. (Danville Engineering)
Fuente: <http://ddsnet.com/danville/home.html>.

*** Estañador:**

El estañado es un proceso de corrosión que consiste en la deposición de partículas de estaño microcristalinas a través de un proceso de galvanización mediante una solución electrolítica para estructuras metálicas previamente arenadas.

Técnicamente es una adhesión interfacial, es un procedimiento que se usa antes de la cementación adhesiva, la forma de estaño, es un complejo orgánico para cualquier metal y puede aumentar la resistencia de unión con algunos adhesivos.

Una superficie de metal preciosa estañada después de las formas de arenado, forma cristales que mejoran la adhesión micromecánica dentro del arenado y mejora la retención micromecánica al cemento resinoso. (Fig. 5a, 5b y 5c).

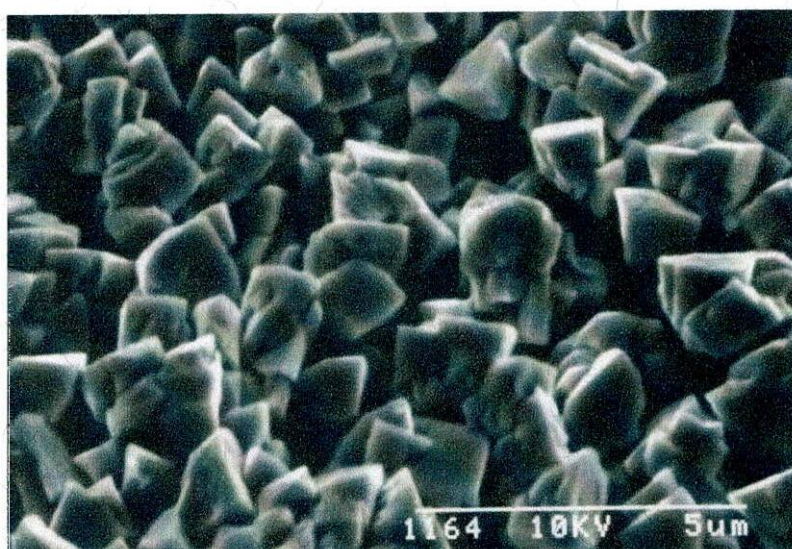


Figura 5a. Partículas de Estaño sobre aleación de Paladio arenada, (varias capas) Sn: 1 μm . X11300.
Fuente: Casa Comercial Kerr.

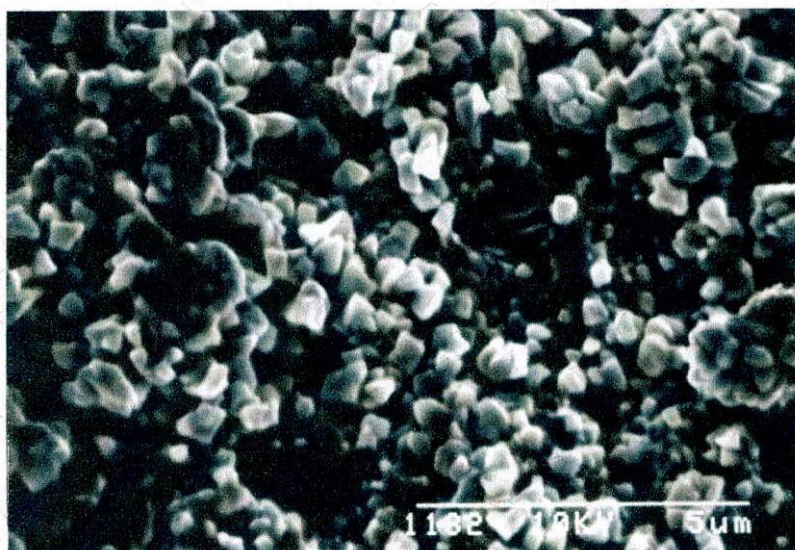


Figura 5b. Partículas de estaño sobre aleación de Pd arenada. Sn: 0.4 μm . X 5800.
Fuente: Casa Comercial Kerr.

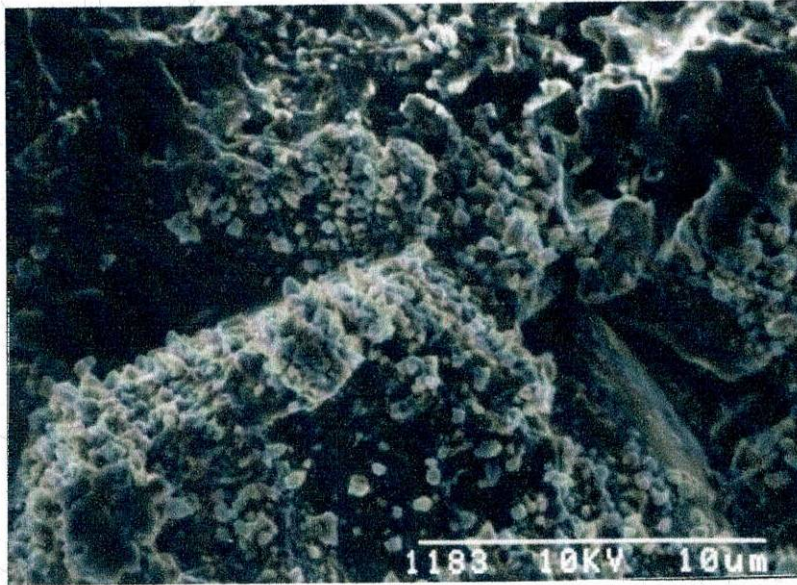


Figura 5c. Partículas de estaño sobre aleación de Pd arenada. Sn: 0.4 μm . X560.
Fuente: Casa Comercial Kerr.

El estañado puede ser adherido por calentamiento o por soldadura al metal, el más común es el de deposición electrolítica.

Descripción del equipo:

La unidad especializada usada para el estañado (tin plating) es en forma de lápiz, operada por baterías y viene con una solución que es electrodepositada.

Esto incluye un aplicador que consiste en un cátodo y un ánodo unidos a la unidad que es de 4.5 voltios de fuerza, la fuente esta provista por 3 baterías. (Fig. 6.)



Figura 6. Microestañador. (Danville Engineering).
Fuente: <http://ddsnet.com/danville/home.html>

Proceso de Estañado:

1. Arenar la estructura metálica con óxido de aluminio de 50 μ a una presión de 30-40PSI.
2. Limpiar ultrasónicamente por 2 min.
3. Secar completamente.
4. Estañar propiamente la superficie:

El uso adecuado es fijando el cátodo, dirigiendo el alambre a la electrolámina fundida que va a ser estañada. Se une una pequeña (alrededor de 1 mm) mota de algodón, remojada con la solución electrodepositada en la punta del instrumento, se gira con fuerza y despacio el algodón empapado en la punta y se pincela el área a ser estañada.

Estos depósitos dan una capa estañada de color gris, donde la punta del ánodo contacta con la estructura metálica.

Cuando la electrodeposición es completada hay un indicador sonoro.

5. Limpiar la estructura con un detergente suave y un rinse disuelto en agua.

6. Secar la superficie oxidada con aire libre de aceite. El estañado final es de 0.2- 1.0 μm de espesor.

Este no tiene electrones y tiene un filtro tipo ánodo. El operador simplemente detiene el estañado cuando aparece el color característico del estaño normalmente 4 seg. o menos.

7. Completar el proceso de adhesión con un cemento de resina (ej. Panavia 21)

Recubrimiento de estaño con Calor:

Un recubrimiento de estaño puede ser colocado con calor sobre una superficie metálica preciosa o no preciosa.

Se cepilla una capa delgada de polvo de estaño y se solda con pasta fluida sobre la superficie que va a ser tratada, calentar con una microantorcha para oxidarse a 700° C por 5 minutos, refrescar y lavar con ultrasonido y un detergente suave.

Sin embargo investigaciones muestran que es una forma útil de revestido de estaño a una superficie de metal, la mayoría de clínicos afirman que este es un método menos controlable y requiere de tiempo intensivo.

Datos de seguridad sobre la solución del estañador (Tin Plating):

<i>Información sobre la composición:</i>			%
Ingredientes Nocivos:	Acido Sulfúrico	(1mg/m3).	- 5
Otros componentes:	Sulfato Estañoso		- 5
	Dietilenetriamina		1 - 2
	Agua		85 - 90

Propiedades físicas y químicas:

Punto de Ebullición: ND.

Gravedad Específica (H₂O = 1): 1.17 – 1.20.

Presión de vapor (mmHg): N/D.

Densidad de vapor (AIR = 1): N/D.

Punto de fusión: No aplicable.

Solubilidad en agua: Completa.

Apariencia y olor: Incoloro, pero a la luz se torna amarillento. Presenta olor amoniacal.

Precauciones:

Este líquido es inflamable y explosivo por lo tanto requiere manejo cuidadoso.

Datos de reactividad:

Estabilidad: Es estable.

Incompatibilidad (Materiales que se deben evitar): Ácidos fuertes, óxidos, componentes orgánicos halogenados.

Productos de descomposición peligrosa: Óxidos de Nitrógeno, Dióxido de Carbono.

Polimerización peligrosa: No ocurre.

Peligros para la salud:

Vías de exposición:

Contacto con los ojos: Puede causar enrojecimiento, dolor y quemaduras oculares.

Contacto con la piel: Puede causar enrojecimiento, dolor y quemaduras de piel.

Inhalación: La inhalación no es peligrosa a menos de que se caliente a altas temperaturas.

Ingestión: Puede ocasionar quemaduras en boca y garganta.

No es carcinogénico.

Está regulado por la OSHA

En caso de emergencia los primeros auxilios son:

Ojos: Lavar rápidamente con agua por 15 minutos. Consultar al médico.

Piel: Lave con agua y jabón.

Inhalación: Remover aire fresco, si la irritación persiste consulte al médico.

Ingestión: Consultar al médico.

Precauciones:

Mantener el equipo en un lugar ventilado y seco. Después de ser utilizado debe ser lavado.

Medidas de seguridad:

Usar guantes (preferiblemente de vinilo, nitrilo), tapabocas, gafas con protección lateral.

UNIDAD TEMATICA VI

3.6. ESTUDIOS DE LABORATORIO

Efecto del estañado en la unión de cuatro aleaciones dentales a un cemento de resina: estudio in vitro

José H. Rubo, Luiz F. Pegoraro, Fernanda Marolato y Marcia Helena M. Rubio

J. Prosthet Dent. 1998; 80:27-31.

En este estudio se investigó el efecto del estañado sobre la resistencia adhesiva tensil de cuatro aleaciones de metales nobles y bases, unidos con un cemento de resina. Los tratamientos de superficie de las aleaciones fueron: arenado con óxido de aluminio de 50 μm solamente y luego combinación de arenado y estañado.

Para ello se tomaron como patrones de estudio 4 tipos de aleaciones que fueron:

Durabond	NiCr
Duracast	CuAl
Wilkinson	AuAgCu
Degudent-U	AuPdPt

Cada uno con 10 especímenes. Se realizó el procedimiento de revestido y colado para cada uno. Luego de recuperados fueron puestos en un cilindro metálico para alinear dichos discos durante la cementación, después de polimerizada la resina acrílica se retiraron del disco y fueron arenados con óxido de aluminio de 50 μ m (para ello se utilizó la unidad de Microetcher, Danville Engineering) para retirar los residuos de adhesivo y crear microirregularidades (retención mecánica).

Los discos fueron cementados con Panavia Ex cement siguiendo las instrucciones del fabricante y nuevamente colocadas en el cilindro bajo una fuerza de 5 Kg y polimerizados. Se llevaron a pruebas de termociclado durante 2 semanas, las pruebas tensiles fueron medidas con un dinamómetro.

Se recuperaron los discos y fueron nuevamente arenados para remover toda la resina de la superficie pero esta vez fueron adicionalmente estañados.

Finalmente la unión de cuatro aleaciones y dos superficies tratadas (arenadas y arenado con estañado) resultaron en la formación de siete grupos.

Resultados: Para el análisis de datos se utilizó el sistema de varianza ANOVA.

Hubo diferencia significativa en la resistencia adhesiva entre las aleaciones nobles (degudent U y Wilkinson) estañadas y no estañadas. No hubo diferencia significativa en el efecto del tratamiento estañado sobre las aleación (Duracast CuAl) .

Se obtuvo además que el estañado aumento significativamente la resistencia adhesiva de la aleación de oro (Degudent-U AuPdPt) a un nivel comparable con aleaciones de níquel-cromo (Durabond), pero no tuvo igual efecto sobre las aleaciones de oro tipo IV (Wilkinson).

Conclusión: La técnica de estañado aumento la resistencia adhesiva de la aleación Degudent U mientras que tuvo diferencia estadísticamente significativa en el efecto sobre la aleación Duracast y fue desfavorable en la aleación Wilkinson.

Los resultados sugieren que el procedimiento de estañado no debe ser universalmente usado para todas las aleaciones nobles ya que el efecto no es igual en todas.

Resistencia adhesiva de silicoated y sistemas de unión de resinas acrílicas a metal.

Denis Vojvodic, Vjecoslav Jerolimov, Asja Celebic, Adnan Catovic.

J Prosthet Dent 1999;81:1-6 .

Esta investigación examina la resistencia adhesiva valorando el sistema de unión Kevloc que está basado en la unión de resinas acrílicas sobre aleaciones de plata-paladio y cromo-cobalto. Con el sistema silicoater que recubre la superficie metálica con una capa de óxido de sílice. Las uniones previenen la presencia de espacio marginales entre el metal y la resina, las cuales causan resistencia adhesiva débil y decoloración.

Se usaron aleaciones de metal base plata-paldio y cromo-cobalto en combinación con dos sistemas de unión con resinas recomendadas y producidas por el mismo fabricante.

Un total de 132 modelos de polimetacrilato con superficies pulidas (sin gránulos) fueron divididos en dos grupos: la mitad de la muestra fue puesta con Aurowest para las aleaciones de plata-paldio y la otra mitad en Basowest para las aleaciones de cromo-cobalto de acuerdo con las instrucciones de los fabricantes.

Todas las muestras fueron puestas en la centrífuga para colados, las partículas que quedaron del revestimiento fueron removidas con arenador (tamaño del grano: 250 μ m). Posteriormente las muestras fueron arenadas con el microarenador de lápiz (Ivoclar) cuyo grano de arena fue de 110 μ m por 15 segundos para las aleaciones plata-paladio y 30 segundos para las aleaciones cromo-cobalto.

Estas muestras se dividieron en dos grupos cada uno de 66 especímenes (33 plata-paladio y 33 cromo-cobalto).

Técnica silicoater: Después de arenadas las muestras fueron limpiadas con Siliclean, se secaron y se montaron en el aparato silicoated, se flamearon por 5 minutos y se refrescaron. Después se aplicó silicoup en las superficies, se secaron por 3 minutos y se colocó una capa delgada de opacador Dentacolor XS en las superficies del metal y se polimerizó por 90 segundos.

Técnica Kevloc: Después de arenadas las muestras se cepillaron y se secaron. Posteriormente se aplicó sobre la superficie metálica una capa delgada de primer que se secó por 2 minutos, 30 segundos después se activó la máquina Kevloc y los especímenes fueron tratados con aire caliente por 15 segundos, se aplicó opacador Artglass en la superficie metálica y se polimerizó 90 segundos este paso se repitió para una segunda capa de opacador. Para las pruebas se usaron tubos plásticos que fueron colocados sobre los especímenes tratados. Luego se siguieron las recomendaciones de fotopolimerización de resinas de acuerdo a la casa comercial (Dentacolor XS o Artglass).

Los 66 especímenes (33 Ag-Pd y 33 Cr-Co; cada uno con un sistema de unión) se separaron en tres grupos de 11 especímenes se experimentaron por 24 horas después de 4 semanas de inmersión en agua destilada a temperatura constante de 37°C y cambiando el ciclo de temperatura.

Resultados: En ninguna de las técnicas se observaron espacios marginales. La técnica Kevloc suministró mejores resultados que el Silicoater sin tener en cuenta las aleaciones usadas. Inmersión en agua (7.64 a 8.05 Mpa) y termociclado (6.12 a 6.95 MPa) redujeron los valores iniciales de la resistencia adhesiva (12.52 a 12.94 Mpa), pero el fracaso ocurrió entre las capas de opacador o entre el opacador y la resina, de esta manera se presentó un fracaso de tipo cohesivo.

Conclusiones: Los sistemas adhesivos investigados proveen igual resistencia de unión en las aleaciones investigadas.

Después del tratamiento de envejecimiento, ambos sistemas de unión mostraron una reducción en la resistencia de unión.

El sistema de unión Kevloc provee mayor resistencia de unión en comparación con la técnica Silicoater.

El análisis microscópico mostró que no existen espacios marginales en los dos sistemas investigados, sin tener en cuenta el envejecimiento del procedimiento realizado.

Las aleaciones dentales usadas no afectaron la resistencia de unión y el envejecimiento artificial causó reducción en la resistencia de unión.

Efecto del Estaño sobre la resistencia adhesiva en aleaciones de metales bases unidos a cerámica.

Sabire Degêr., M. Babür Caniklioglu. Int J Prosthodont 1998; 11:165-172.

El propósito fue estañar aleaciones de metales bases para determinar:

- * Densidad y difusión del estaño dentro de la aleación y el componente del polvo cerámico.
- * El efecto del estañado y preparaciones térmicas de las aleaciones sobre la resistencia adhesiva metal-cerámica.

El estudio se desarrolló en dos partes:

En la primera parte se evaluó la profundidad de la difusión del estaño en la superficie de las aleaciones de metales bases estañados, para ello se tomaron 18 patrones de cera divididos en dos grupos cada uno colado con diferente tipo de aleación de metal base: 9 patrones se colaron con Wiron 99 (Bego) Ni-Cr y 9 con Bondi loy (Krupp) Cr-Co luego de recuperados fueron arenados con óxido de aluminio de 125 μm y limpiados en ultrasonido por 10 minutos; posteriormente se estañaron usando una unidad electroquímica de estañado que formó una capa de 1 μm de grosor.

Cada grupo se subdividió en tres; se sometieron a proceso de cocción a 1.000°C por 15, 30 y 60 minutos (tiempo de difusión del estaño) en un medio de argón cada uno de los subgrupos. Las superficies fueron medidas usando un espectrómetro de energía dispersa obteniendo como resultado en el grupo uno (wiron 99) a los 15 min. la profundidad de la capa de estaño que se difundió fue de 30 μm ; a los 30 min. fue de 70 μm y a los 60 minutos el nivel de profundidad fue de 75 μm .

En el grupo 2 (Bondi loy) a los 15 min. la profundidad fue de 45 μm , a los 30 fue de 75 μm y a los 60 fue de 55 μm .

El polvo cerámico usado para evaluar la función del estaño en la unión metal-cerámica fue el VMK 68 (Vita Metal Keramik).

La difusión del estaño dentro de dos aleaciones de metal base y la resistencia adhesiva de las muestras estañadas de tres aleaciones de metal base fueron investigadas. Tres aleaciones se prepararon bajo cinco condiciones y se unieron al opaco y al cuerpo de porcelana (dentina) las condiciones fueron las siguientes:

- Estañado
- Estañado y difusión.
- Estañado, difusión y preoxidación en vacío.
- Estañado, difusión y preoxidación a presión atmosférica.
- Método convencional.

Resultados: La aleación (Bondi loy) Cr-Co tuvo la más alta resistencia adhesiva con el VMK 68 (polvo Vita Metal Keramik) cuando se estaño y se difundió en un ambiente de argón.

La aleación wirolloy tuvo alta resistencia con el polvo cuando se preparó usando el método convencional.

Una unión débil fue observada en el grupo directamente estañado, una unión fuerte metal cerámica fue mantenida en el grupo con estañado difuso.

Una oxidación controlada produjo una gran resistencia adhesiva.

Conclusión: Los factores que afectan la transición de la capa entre la cerámica y el metal son el grado de óxido, el grado de vitrificación de la cerámica y el grado de difusión de los iones en el metal.

El grado de oxidación de las aleaciones metálicas debería ser aproximado al grado de vitrificación de la cerámica y el grado de difusión de los iones del metal debería ser menor o igual al grado de vitrificación para obtener una óptima unión metal cerámica.

Efecto del tratamiento de superficie sobre la resistencia adhesiva tangencial de metales bases y nobles unidos a esmalte

Larry C. Breeding y Donna L. Dixon., J Prosthet Dent 1996; 76:390-3

En este estudio se quiso medir el efecto de los tratamientos de las superficies de las aleaciones metálicas que producirían diferentes texturas y capas de óxido sobre la resistencia adhesiva tangencial de tres aleaciones cementadas a esmalte grabado con un agente de resina cementante (Panavia). Después de simulada la secuencia de bizcochado de la porcelana a metales altamente nobles (Olympia), nobles (Jelstar) y metales bases (Rexilium III).

Las muestras de aleaciones fueron sujetas a los siguientes tratamientos:

- Arenado y simulación de glaseado
- Glaseado
- Simulación de glaseado y arenado
- Simulación de glaseado, arenado y estañado

Los especímenes fueron unidos a dientes extraídos previamente y sujetos a pruebas tangenciales después de haber sido almacenados en agua por dos semanas, termociclado a 500 ciclos y adicionalmente almacenados en agua por dos semanas.

Resultados: Los grupos de aleaciones se les hizo una comparación con el análisis de varianza two-way ($\alpha = 0.05$). Los resultados indicaron una diferencia significativa en la resistencia adhesiva tangencial existente entre la aleación metálica y los grupos tratados. Para determinar donde existían las diferencias entre aleaciones se completó con el test Scheffe's S. Porque el análisis de varianza y el test post hoc combinaron las muestras de Olympia y Jelstar estañadas con las otras tres superficies de los grupos tratados, una comparación directa de la resistencia adhesiva de las muestras de Rexillum III para las muestras estañadas no fueron llevadas a cabo. Por lo tanto un análisis separado de varianza ($\alpha = 0.05$) fue completado.

El análisis reveló que la resistencia de unión del Olympia estañado y los grupos Jelstar fueron significativamente similares a los grupos de Rexillum III.

Las fallas de todos los grupos con baja resistencia adhesiva tangencial ocurrió en la interfase metal – agente cementante. Los grupos de aleaciones estañadas y las muestras de Rexillum III exhibieron 30 a 40% de combinación de fallas en la interfase metal agente cementante y la interfase agente cementante-diente. Las muestras de Rexillum III que fueron sujetas a la simulación de glaseado y entonces arenadas exhibieron 50% mezcla de fallas en estos tipos de especímenes restantes fallaron únicamente en la interfase metal resina cementante.

Conclusiones: El estañado en aleaciones nobles y altamente nobles unidas a preparaciones de esmalte humano con una resina cementante exhibieron mala resistencia adhesiva tangencial similar a aquellas aleaciones de metal base.

Las muestras de aleaciones nobles y altamente nobles arenadas antes pero no después de simular el ciclo de glaseado exhibieron no significancia estadística del aumento de la resistencia adhesiva tangencial del esmalte humano comparado con las muestras que fueron arenadas después de simulado el ciclo de glaseado.

Resistencia adhesiva tensil de un cemento de resina en aleaciones níquel-cromo modificadas con cinco tratamientos de superficie.

Claudia Mendoza Pinto Colco, DDS, José Henrique Rubo, DDS, y Luiz Fernando Pegoraro, DDS. J Prosthet Dent 1996; 76 :246-9

Uno de los problemas que se asocian a la unión- resina en prótesis parcial fija es el desalojo inadvertido de la interfase metal / cemento. Se sugiere que el cemento de resina Panavia Ex requiere únicamente arenado de la aleación con 50 μ m de partículas de óxido de aluminio, ya que los valores que se tienen en cuanto a la resistencia adhesiva son confiables.

El propósito de este estudio fue discutir las consecuencias de los cambios en el tipo de arenado y la superficie oxidada de la aleación. Para esto se tomaron cincuenta pares de discos de aleación níquel-cromo, se dividieron en grupos de diez y a cada grupo se le realizó un tratamiento de superficie diferente:

(1) arenado con 50 μ m de óxido de aluminio (grupo control); (2) arenado con 50 μ m de gránulos de vidrio; (3) arenado con una mezcla de óxido de aluminio y gránulos de vidrio (proporción 1:1); (4) arenado con óxido de aluminio e inmerso en solución ácida de permanganato de potasio; y (5) arenado con óxido de aluminio e inmerso en solución acuosa de permanganato de potasio.

Posteriormente los discos fueron cementados por parejas con resina cementante Panavia EX, probando la tensión de cada grupo en una máquina universal de pruebas, con una velocidad de cabeza de 0.5mm/minuto. Se encontró que no hubo diferencia estadística significativa entre las muestras excepto en el arenado con gránulos de vidrio, que exhibió la resistencia adhesiva más baja anotada.

Se indicó que una mezcla (1:1) de partículas de óxido de aluminio con gránulos de vidrio no produjo diferencias en la resistencia adhesiva que cuando se usó únicamente óxido de aluminio.

También se señaló que el tratamiento de superficie con gránulos de vidrio disminuyeron la resistencia adhesiva en más o menos 50% comparado con los otros tratamientos, ya que los gránulos de vidrio son menos abrasivos que las partículas de óxido de aluminio, que por el contrario de los gránulos no alisan la superficie sino que produce rugosidades en esta. El óxido de aluminio por su parte aumenta la reacción de los cementos de resina que también crean retenciones micromecánicas que mejoran la resistencia adhesiva.

Resultados: Los grupos fueron comparados por un análisis one-way (ANOVA) para verificar las diferencias entre los tratamientos de superficie en un nivel de significancia del 5%. El estudio Tukey tuvo múltiples variaciones en la comparación del procedimiento revelando que el tratamiento con gránulos de vidrio produce una baja resistencia adhesiva que fue significativamente diferente comparada con los otros tratamientos. No se indicaron otras diferencias.

Conclusión: Un inadecuado tratamiento de las superficies de las aleaciones han sido responsables de los fracasos en la interfase metal y agente cementante, por lo tanto es preciso usar polvo abrasivo (arenar) en el laboratorio dental para mejorar considerablemente la resistencia adhesiva en las interfaces metal / cementante / esmalte.

Resistencia adhesiva tangencial de un sistema de doble pasta usado como agente de resina cementante para adhesión de aleaciones a esmalte.

Donna L Dixon y Larry C. Breeding. J Prosthet Dent 1997; 78: 132-5

El propósito de este estudio fue medir la resistencia adhesiva tangencial de dos tipos de aleaciones Olympia (metal noble), y Rexillum III (metal base) y unidos a esmalte humano desmineralizado y no desmineralizado.

Para esto se tomaron como muestra 40 dientes humanos los cuales fueron preparados y colocados en una superficie especial para facilitar los procedimientos.

Se realizaron 40 patrones de cera los cuales fueron colados con un metal altamente noble Olympia el cual contiene 51.5% Au, y 38.5Pd.

Los 20 restantes recibieron el mismo procedimiento de colado pero con metal base Rexillum III que contiene 74.78% Ni, 12-14 Cr, 4% Mb, 2.5 Al, 1.8 Be. Después de recuperados fueron arenados con óxido de Aluminio de 50 μ m para retirar los restos de revestido. Luego todos los especímenes fueron sometidos a un proceso de simulación de porcelana bizcochada.

Los dos grupos fueron subdivididos en grupos de 10, a cada grupo se le realizaron los procesos de arenado con óxido de aluminio, lavadas con agua destilada y estañadas.

Dos subgrupos de especímenes fueron unidos usando una resina cementante (Panavia 21) a la superficie del diente no desmineralizada y siguiendo las instrucciones de la casa comercial, se aplicó el primer e la superficie no grabada y el sistema de pasta fue aplicado sobre la superficie metálica y unido al diente ejerciendo presión durante 5 mn, posteriormente se retiraron los excesos.

Los restantes grupos fueron unidos a una superficie previamente desmineralizada con ácido fosfórico al 40% posteriormente se almacenó por 2 semanas, se la hizo termociclado 500 veces y se almacenó en agua durante 2 semanas más.

Los datos obtenidos fueron comparados con el análisis two-way o ANOVA, los resultados de los análisis indicaron una diferencia significativa en la resistencia adhesiva tangencial existente entre los grupos tratados.

Resultados: Se compararon los datos con el análisis de variación two- way (ANOVA) ($\alpha = 0.05$). Los resultados de los análisis indicaron una diferencia significativa en la resistencia adhesiva tangencial del metal base existente entre los dos grupos tratados.

El fracaso de las muestras cementadas a esmalte sin grabar con agente cementante Panavia 21 ocurrió en la interfase diente cementante con todos los remanentes de cemento en la superficie metálica.

Los fracasos ocurrieron en las dos interfases diente-cementante y metal-cementante en los especímenes cementados con Panavia 21a esmalte grabado, esto fue una amplia variación de espécimen en espécimen en la distribución del cementante remanente entre la superficie metálica y la superficie de esmalte grabado.

Conclusión: Las muestras unidas a esmalte no desmineralizado con agente cementante Panavia 21 mostraron significativamente resistencia adhesiva más baja en comparación con las superficies desmineralizadas, también el estudio comprobó que la resistencia adhesiva tangencial fue más alta en metales nobles que en metales base.

Resistencia adhesiva en los sistemas de unión resina-metal

Stefanos G.Kourtis, DDS, Dr Dent. J Prosthet Dent 1997; 78: 136-45

Se compara la resistencia adhesiva de materiales resinosos a subestructuras metálicas con el uso de 6 sistemas corrientes de resina los cuales fueron sometidos a varias

condiciones de almacenamiento y predecir la eficacia clínica.

La resistencia adhesiva fue medida en curvas y pruebas tensionales en varias condiciones invitro, adicionalmente fueron examinados microscópicamente los mecanismos de creación de grietas y propagación de fracturas de los patrones.

Los sistemas calculados fueron:

1. Silicoater (Kulzer Co.).
2. Silicoater MD (Kulzer Co.).
3. Rocatec (ESPE Co.).
4. OVS (Dentsply Co.).
5. Sebond (Shutz Dental Co.).
6. Spectra-Link (Ivoclar Co.).

Todos estos sistemas se examinaron en tres categorías y bajo las siguientes condiciones:

Categoría A: Después de 24 horas de almacenamiento en seco.

Categoría B: Después de 24 horas de almacenamiento húmedo y termociclado.

Categoría C: Después de 2 meses de almacenamiento húmedo y termociclado.

Para el desarrollo de la investigación se tomaron 240 muestras, donde por cada categoría se seleccionaron ocho grupos de diez muestras.

1. Grupo control
2. OVS Dentacolor
3. Rocatec Visio-Gem

4. Rocatec Dentacolor
5. Silicoater Dentacolor
6. Silicoat-MD Dentacolor
7. Sebond Dentacolor
8. Spectra-Link Dentacolor

Resultados: Las muestras se midieron con el sistema (ANOVA) Two-Way, los cuales revelaron diferencias estadísticas significativas. Las muestras de la categoría A prueban la resistencia adhesiva; los resultados más altos fueron los obtenidos con Sebond Dentacolor Y Spectra-Link Dentacolor.

Las muestras de la categoría B revelaron la resistencia adhesiva de los diferentes sistemas pero fueron inferiores en general comparados con los de la categoría A; en especial OVS Dentacolor y el grupo control que mostró grietas y signos de desprendimiento antes de la prueba sin resultados numéricos.

La categoría C tuvo fallas en los dos sistemas Rocatec, OVS y grupo control; aunque mostró mayor resistencia con el grupo Spectra-Link Dentacolor; en general la resistencia adhesiva fue baja.

Los resultados del test tensional fueron similares al test de curva, fue mayor el efecto en el sistema Spectra-Link Dentacolor, seguido por Sebond Dentacolor y fue menor en el grupo control.

Examen de la interfase y la superficie: La interfase resina-metal fue intacta en todos los

sistemas mostrados después de ser almacenados en húmedo y termociclados (categoría B). La categoría A no revela espacios marginales lisos después de almacenamiento húmedo prolongado y termociclado.

Conclusión: Este estudio indicó que ciertos sistemas pueden proporcionar una adhesión estable de la resina a la estructura metálica a pesar de un almacenamiento prolongado en presencia de humedad y termociclado intenso.

Estos sistemas también pueden ser usados clínicamente sin configuraciones retentivas sobre la estructura metálicas, resultando en una mejor estética. Algunos sistemas de unión revelan el debilitamiento progresivo de la resistencia de unión , necesitando así una verificación de su eficacia clínica.

Interacción fisico-química de los agentes cementantes con superficies metálicas evaluando el grosor de la película cementante.

Judith m. Strutz, shane n. White, Zhaokun yu y cari l. Kane. J Prosthet Dent 1994; 72: 128-32.

Este estudio investigó el efecto de la capa de cemento para cementar estructuras metálicas.

Los cementos seleccionados fueron:

- Cemento de fosfato de Zinc.
- Cemento de poliacarboxilato.
- Cemento de ionómero de vidrio.

- Cemento híbrido de resina con ionómero de vidrio.
- Resina cementante.

Los metales seleccionados fueron:

- Aleación de oro tipo III (Au 58%, Ag 27%, Cu 11%, Pd 3%, Zn 1%, Argenco).
- Aleación altamente noble (Pd 76%, Cu 10%, Ga 7%, In 5%, Au 2%).
- Aleación de metal base (Ni 76%, Cr 13%, Mo 5%, Be 1.8%, Rexillum).

El método experimental fue de acuerdo con las especificaciones de la ADA para los cementantes. Las pruebas fueron llevadas a cabo a temperatura ambiente de 23° más o menos 1°C, humedad relativa de 67% más o menos 2% y según indicaciones de cada fabricante.

Para el control de grupos, una porción de mezcla estandarizada de cemento fue puesta entre dos laminas de vidrio, la porción de cemento aproximadamente pesó 0,25pm, las mismas parejas de láminas fueron usadas en idéntica orientación en cada medición donde se aplicó una carga de 15Kg verticalmente a las láminas; posteriormente, el cemento fue asegurado entre un vidrio y los discos metálicos del grupo experimental los cuales fueron colados y puestos en la máquina con dimensiones idénticas a las de la lámina de vidrio.

Las superficies de los discos fueron pulidas y quedaron totalmente lisas para ser comparaciones entre los metales fue esencial que las diferencias se atribuyeron solamente al tipo de metal.

El grosor de la película y la desviación estándar fueron calculados para cada cemento y el

grupo de discos metálicos con el análisis de varianza two-way o anova para determinar el efecto y las interacciones estadísticas entre la superficie del sustrato y el grosor de la película de varios tipos de cementos.

Resultados: Se obtuvieron con el análisis two-way (ANOVA). La interacción entre la superficie del sustrato y el tipo de cemento, estadísticamente tiene un efecto significativo sobre el grosor de la película.

La superficie del sustrato se vio afectada por el grosor de la película de policarboxilato y cemento de ionómero de vidrio y también tuvo efecto significativo sobre el cemento de resina-ionómero y el cemento de ionómero de vidrio híbrido, pero no presentó efecto significativo sobre el cemento de fosfato.

Conclusión: El efecto de la superficie metálica, el tipo de cemento y su interacción están significativamente afectadas por el grosor de la película.

El tipo de cemento tuvo mayor efecto sobre el grosor de la película, que el tipo de metal.

El cemento de ionómero de vidrio mostró una película con un espesor completamente bajo que otros tipos de cemento y la aleación de metal noble registró un espesor global bajo comparado con los otros tipos de metal.

La mejor combinación de cemento aleación en este estudio fue ionómero de vidrio cementante con oro tipo III, y la más indeseable el cemento de resina con oro tipo III.

Las especificaciones de la ADA no fueron simuladas con éxito en el grosor de la capa de los cementos.

Arenado y revestido de sílice en cerámica de alúmina infiltrada por vidrio: pérdida de volumen, morfología y cambios de la superficie

Mathias Kern y Van P. Thompson. J Prosthet Dent 1994; 71: 453-61.

Este estudio quiso medir el efecto del arenado realizado mediante un proceso de revestido triboquímico y revestido térmico de sílice (sistema Silicoater MD) sobre la pérdida de volumen, morfología y composición de las superficies cerámicas In-ceram que consisten en alúmina infiltrada por vidrio, comparado con una cerámica de vidrio feldespático (IPS-Empres).

Para ello se tomaron muestras de cada cerámica las cuales fueron limpiadas en ultrasonido por 10 minutos con etilacetato y posteriormente secados. Fueron arenados a una distancia de 5mm por un período de 14 segundos electrónicamente controlados en la unidad de Rocatector a una presión de 0.25 Mpa.

Los pasos realizados fueron los siguientes:

- Arenado con óxido de alúmina de 110 μm (polvo Rocatec-prep) para limpiar la superficie.
- Arenado con partículas de sílice (Rocatec-plus).

Para este estudio se utilizó el análisis de varianza ANOVA con el fin de medir la pérdida de volumen en cerámicas In-ceram que resultó 36 veces menor, comparada con la cerámica de vidrio feldespático (IPS-Empress).

Después del revestido triboquímico con el sistema Rocatec una pequeña capa de partículas de sílice que permaneció en la superficie elevó el contenido de sílice a 19.7 % peso (esto se midió a través del espectroscópio de energía dispersa). Al limpiarse en ultrasonido se removió gran parte de estas partículas que disminuyeron el contenido de sílice a 15.8% peso.

Después del tratamiento con silicoater MD el contenido de sílice aumentó solo una pequeña parte que en las muestras arenadas.

La capa de sílice creada por estos sistemas difiere altamente en la morfología y el grosor que podría resultar en diferentes resistencias adhesivas.

Resultados: La pérdida de volumen de la cerámica Empress con el uso de polvo Rocatec-Pre a 2.5 bars de presión fue 36 veces mayor que la pérdida de volumen de la cerámica In-Ceram bajo condiciones idénticas de arenado. La pérdida de volumen de la cerámica Empress fue directamente relacionada con el tiempo de arenado, que es cortando el tiempo a la mitad se cortó a la mitad la pérdida de volumen. Depresiones cónicas son totalmente visibles, aproximadamente 1mm de profundidad, fueron evidentes en las muestras Empress después de arenadas por 7 sg.

Arenado con alúmina (polvo Rocatec Pre) resultando en rugosidades micromecánicas en la superficie. Arenado con polvo especial Rocatec Plus resultó en una superficie rugosa cubierta con pequeñas partículas, considerando que el lavado ultrasónico reduce la cantidad de partículas. El revestimiento de sílice con el sistema Silicoater MD no resultó en una capa visible, y la apariencia fue idéntica a la de las superficies arenadas.

Arenado de cerámica In-Ceram (SPre y Spre-cleaned grupos tratados) no alteraron la composición superficial significativamente comparados con las muestras pulidas.

Después de aplicada y horneada la solución de Sililink durante el procedimiento Silicoater MD, el contenido de sílice en la superficie se incrementó menos comparado con el arenado con polvo de Rocatec Plus.

One-way ANOVA fue aplicado a los grupos tratados para determinar cambios significativos en los contenidos de alúmina, sílice y óxido de lantano sobre la superficie.

Arenado con material Rocatec Plus aumento significativamente el contenido de sílice en la superficie In- Ceram comparado con las muestras pulidas o arenadas (únicamente con polvo Rocatec-Pre). Los contenidos de alúmina y óxido de lantano sobre la superficie fueron reducidos substancialmente. Lavado ultrasónico de las muestras recubiertas de sílice después de ser arenadas con Rocatec Plus produjeron una reducción significativa en la cantidad de sílice, pero el contenido de sílice permaneció significativamente más alto que las muestras pulidas o arenadas. Los contenidos de sílice aumentaron después de que la solución de sililink fue aplicada con el sistema Silicoater MD, pero un nivel significativo fue registrado.

Conclusiones: El arenado en cerámica feldespatica no debe ser usado ya que altera su volumen.

Arenado en cerámica In-Ceram parece ser satisfactorio en el tratamiento de superficie de lavado y rugosidad de superficie considerando que la pérdida de volumen es similar al de las aleaciones nobles. Sin embargo arenado con material feldespatico, semejante al de

cerámica IPS-Empress deben evitarse por que el rango de abrasión es 36 veces más alto. El revestimiento de sílice en muestras de In-Ceram con el sistema Rocatec aumentó efectivamente el contenido de sílice, suministrando una base de silanos que refuerzan la unión clínica a resina. Después del tratamiento con Silicoater MD el contenido de sílice aumentó ligeramente comparado con las muestras arenadas. Como esas diferencias en tratamientos y contenidos de sílice influyen en la resistencia y durabilidad de la unión a resina deben ser investigados.

4. CONCLUSIONES

- Adhesión es el mecanismo que une dos materiales de diferente naturaleza en íntimo contacto, a través de una interfase.
- Adhesión química es la atracción existente entre los diversos átomos que mantienen la cohesión entre moléculas y por ende, la cohesión en la materia y se clasifican en primaria y secundaria.
- La adhesión física es producida por traba mecánica o retención donde hay dificultad de desplazamiento entre dos componentes; los factores que intervienen en este tipo de adhesión a nivel del substrato son: el tratamiento de superficie mediante el uso de soluciones ácidas, composición química, coeficiente de expansión térmica y la presencia de impurezas todo esto a nivel de esmalte y dentina; y los factores que intervienen a nivel de adhesivo son, viscosidad donde el adhesivo debe fluir en todas las rugosidades, coeficiente de expansión térmica debido a los cambios térmicos en el medio oral y la contracción de polimerización.
- Para realizar unión de diferentes materiales en odontología al substrato dentario se requiere de unos principios básicos de adhesión los cuales son Adhesivo, energía superficial, coeficiente de expansión térmica, humectación y ángulo de contacto.
- En la estructura dentaria existen dos substratos completamente diferentes, esmalte y dentina; el esmalte con un alto contenido inorgánico (96-99%), y de 1-4% de material orgánico, mientras que la dentina se caracteriza por contener 20% de agua, 33% de material orgánico y 50% de material inorgánico o mineral. Teniendo en cuenta dicha

composición vemos que es importante modificar el substrato dentario mediante el uso de soluciones ácidas propuestas desde 1955 por Bonocoure en donde cuyo principio básico es la formación de microporosidades, efecto limpiador, remoción de películas y agentes contaminantes de la superficie, produciendo a nivel de la dentina ampliación de los túbulos, aumentando la capacidad de penetración del material. Este tratamiento es denominado grabado ácido o desmineralización que puede ser total (cuando implica esmalte y dentina) los ácidos que se tienen en cuenta para este propósito son fuertes como el ácido fosfórico al 37% durante 15-20 sg, ácido nítrico y ácido cítrico. O desmineralización parcial con ácidos débiles como el ácido maléico, poliacrílico, oxálico, itacónico, EDTA, glutaraldehído.

- Existe una capa superficial de restos dentinales que queda sobre la superficie del substrato después de la acción rotatoria de la fresa conocido como barro dentinario, el cual debería ser removido para incrementar la permeabilidad tubular de la dentina ya que este no es homogéneo, no se adhiere a la dentina y no tiene resistencia adhesiva, sin embargo existe gran controversia acerca de si se remueve con ácidos o se trata directamente con el primer.
- La capa híbrida es una zona de interdifusión entre el primer y el enmarañado de colágeno, además de la penetración del primer dentro de los túbulos formando los tags de resina por lo tanto la hibridización de tejidos dentales duros provee una nueva frontera en la odontología moderna que crea un nuevo avance en materiales dentales multifactoriales que pueden ser preparados en la subsuperficie del diente por el odontólogo en pocos minutos. Este nuevo proceso cambia completamente las propiedades físicas de dentina y esmalte creando numerosas y nuevas opciones

terapéuticas.

- Con la formación de nuevos agentes de unión y mejoramiento del tratamiento de la dentina, las fuerzas de adhesión resina-dentina son mucho más altas que en los años anteriores ofreciendo fuerzas que se exceden en la adhesión resina esmalte.
- Para lograr un buen selle de resina a dentina esta debe infiltrarse en la dentina intratubular e intertubular, la infiltración intratubular formará tags de resina que se unen a las paredes del túbulo, sellándolo y previniendo la microfiltración, sensibilidad y retención de la resina.
- La formación de dentina hibridizada es el mejor mecanismo de adhesión con la generación de sistemas que usan condicionadores ácidos.
- Gracias a la naturaleza química de los metales podemos hacer uso de nuevas técnicas que permiten el condicionamiento de la superficie, logrando así un íntimo contacto de estos con el substrato dental.
- Para lograr unión entre resina y metal podemos emplear dos tipos de retención, la mecánica nos ofrece una retención macromecánica que consiste en irregularidades visibles de la superficie metálica y la retención micromecánica que emplea microporosidades de dicha superficie; y la química como son interfacial que usa una interfase media como estañado o revestido cerámico y la adhesión química que usa sistemas adhesivos.
- Los adhesivos usados en odontología tuvieron un proceso histórico así: los de primera generación son sistemas adhesivos sin primer, en la segunda generación aparecen los sistemas adhesivos de fotopolimerización, en la tercera generación se crea el primer a base de HEMA y en la cuarta generación aparecen los primers adhesivos de un solo

frasco que contienen HEMA, Bis GMA y TEGDMA, ácido poliacrílico e itacónico, canforquinonas, agua, etanol.

- Una nueva técnica adhesiva utilizada son las Resinas Cementantes que pueden ser de Fotopolimerización, Curado Dual (fotoactivador y curado químico) y Autopolimerización (curado químico).
- El cemento de resina Panavia 21 mostró después de numerosos estudios clínicos, ser uno de los materiales de gran éxito en adhesión a la estructura dentaria; también tiene una buena resistencia adhesiva a metales no preciosos arenados y más alta a metales preciosos estañados porque logra una unión muy estable y fuerte. Con metales preciosos solamente arenados, suministra una buena resistencia adhesiva pero en boca se deteriora con el tiempo.
- A través del tiempo se han venido desarrollando diferentes equipos para el mejoramiento de superficie de adhesión de las estructuras metálicas al substrato dentario tales como: arenador conocido comercialmente como sandblasting (North Star Dental*) Microetcher II (Danville Engineering*), Silanizador o Sistema Silicoated (Kulzer*), estañador o Tin Plating (Kerr), Sistema Rocatec (Espe/Premier*).
- El mecanismo de acción del arenador esta dado por óxido de Aluminio de 50 μ m a 30-40 Psi conectada a la unidad de la pieza dental, crea microporos en la superficie del substrato a tratar (metal o porcelana) con el fin de mejorar la unión a la resina cementante.
- El mecanismo de acción del estañador se realiza a través de la deposición electrolítica de partículas de estaño microcristalinas en superficies metálicas y es usado para lograr unión interfacial.

- El sistema Silicoated deposita una capa de sílice sobre metal oxidado, a base de calor es unido sobre la superficie de la aleación, este procedimiento se lleva a cabo en una unidad especial.
- Sistema Rocatec, este sistema incorpora a través de arenado una capa microscópica de sílice cerámico al metal y se adhiere a la resina con un silano. Este proceso que se lleva a cabo es triboquímico es decir que hay una unión química (el silano es copolimerizado entre la capa de sílice cerámico y la resina cementante) por energía mecánica (chorro de arena).
- En general estos sistemas buscan aumentar el área de superficie de la estructura metálica, disminuyendo el ángulo de contacto, logrando una mayor resistencia adhesiva y longevidad de las restauraciones.

5. RECOMENDACIONES

Las investigadoras recomiendan realizar estudios donde se lleven a cabo las aplicaciones clínicas y de laboratorio de los diferentes procedimientos y equipos, realizando un seguimiento a largo plazo de los casos.

BIBLIOGRAFIA

ABE Y, Mizunuma T, Nakamura M, Nakabayashi N. *Afection of zinc phosphate cement on dentin. J Jpn Dent Mater* 1984;3. Pág 79-84.

ALBERS, Harry F. Jerry Aso. *Adep Report. Pertinent information on cosmetic, adhesive, and restorative dentistry*. Published by ADEPT Institute. Volume 2, Number 2. Spring, 1991. Pág. 25-49

BALOOCH M, Marshall SJ, Marshall GW, Kinney J H. *Viscoelastic properties of the calcified human dentin by AFM-based indentation technique*. Trans Acad Dent Mater 1996; 6: Pág 264.

BLOOM-FAWCETT. *Tratado de Histología*. 11ª Edición. Editorial Interamericana- Mc Graw Hill. Madrid, 1988. Pág. 609.

BOWEN RL. *Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues-Solubility of dentinal smear layer indilute acid buffers. Int Dent J* 1978;28: Pág 97-107.

BOWEN RL. Eick JD, Henderson DA, Anderson DW. *Smear layer:Removal and bonding considerations*. Oper Dent 1984; (suppl 3): Pág 30-34.

BRÄNNSTRÖM M. *Smear layer: Pathological and treatment considerations.* Oper Dent 1984; (suppl 3): Pág 35-42.

BRÄNNSTRÖM M. *The Cause of post restorative Sensitivity and its prevention.* J Endod, 1986; 12. Pág. 475 - 481.

BRÄNNSTRÖM M. *Etiology of Dentin Sensitivity.* Proc Finn Dent Soc. 1992; 88 (Supl. 1.). Pág. 1 - 7.

BREEDING Larry C., Donna L. Dixon. *The effect of metal surface treatment on the shear bond strengths of base and noble metals bonded to enamel.* J Prosthet Dent; 76: 390-393. October 1996.

BUONOCORE MG. *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.* J Dent Res 1955; 34: Pág 849-853.

BUSSER HJ, Retief DH, Arends J. *Relationship between surface free energies of dental resins and bond strengths to etched enamel.* Dent Mater 1987; 3: Pág 60-63.

BUTLER WT. *Dentin extracellular matrix and dentinogenesis.* Oper Dent, 1992; Supl.5. Pág. 18 - 23.

BUTLER WT. *The nature and functional significance of dentin extracellular matrix proteins.* Int J Dev Biol 1995; 39: Pág 169-179.

CARVALHO RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. *Invitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization*. Arch Oral Biol 1996b;41: Pág 369-377.

CARVALHO RM, Zhang Y, Shono H, Pashley DH. *Shrinkage force of demineralized dentin during air- drying*. J Dent Res 1996d; 76: Pág 238.

CLARKSON BH, Feagin FF, McCurdy SP, Sheetz JH, Speirs R. *Effects of phosphoprotein moieties on the remineralization of human root caries*. Caries Res 1991; 25: Pág 166-173.

COX CF, Suzuki S, Farmer JB. *Histological and clinical evaluation of Syntac dentin bonding and Heloprorgress resin composite system*. Int J Periodont Res Dent 1996^a; 16: Pág. 241-245.

CRAIG Robert, O'Brien William J. y colaboradores. *Materiales Dentales. Propiedades y Manipulación*. 6ª Edición. Editorial Mosvy. Madrid, España, 1996. Pág 216-221.

DAVIS, Walter. *Histología y Embriología Bucal* Edit. Interamericana McGraw-Hill. México 1990 Pág. 96-98.

DEGER Sabire., M. Babür Caniklioglu. *Effects of tin plating on base metal alloy-ceramic bond strength*. Int J Prosthodont 1998; 11: 165-172.

DIXON Donna L, Breeding Larry C., *Shear bond strengths of a two-paste system resin luting agent used to bond alloys to enamel*. J Prosthet Dent; 78: 132-135. August 1997.

DUNN B., Reisbick M: *Adherence of ceramic coatings on chromium-cobalt structures*. J Dent Rest 55:328.1976

GUZMAN BAEZ, Humberto José. *Biomateriales Odontológicos de Uso Clínico*. Editorial Cat Editores. Bogotá, 1990. Pág. 20, 31 – 39, 43, 73-74, 126 - 148, 198.

HANKS CT, Wataha JC, Parsell RR, Strawn SE, Fat JC. *Permeability of Biological and Synthetic Molecules Through Dentin*. JOral Rehabil 1994; 21. Pág. 475 - 487.

HANSEN S, Swift IJ, Krell RV. *Permeability Effects of Two Dentin Adhesive Systems*. JEsthet Dent, 1992; 4. Pág.169 - 171.

HARRY F. Alberts, DDS: *Metal-resin bonding*. Pertinent information on cosmetic, adhesive and restorative dentistry ADEPT Report, Vol 2 , No. 2. 1991.

HUDGINS JL., Moon PC., Knap FJ: *Particle-roughened resin-bonded retainers*. J Prosthet Dent. 53:471-476. 1985.

INTERNET:(<http://ddsnet.com/danville/home.html>)

(http://www.espe.de/english/produkte/zahntech/sinf_rock.htm)

JORDAN G. Ronald. *Grabado Compuesto Estético Técnica y materiales*. Edit. Mosby Madrid España 1994. Pág. 270-294.

JENSON JS., Leinfelder KF., Lacefield WR., Lemmons JE: *Ag-Pd alloys for resin-bonded retainers*. Dent Mater 2:220-24. 1986.

KENNETH J. Anusavice, *Ciencia de los materiales dentales DE, PHILLIPS*. Décima Edición . Edit. McGraw-Hill Interamericana México 1998. Pág. 313 a 321.

KOURTIS Stefanos G., *Bond strengths of resin-to-metal bonding systems*. J Prosther Dent; 78: 136-145. August 1997.

LEESON LEESON, Paparo. *Texto/Atlas de Histología*. Editorial Interamericana- Mc Graw Hill. México, 1994. Pág. 403.

LEGEROS RZ. *Calcium phosphates in oral biology and medicine*. Vol. 15. In: Myers HM (ed). Monographs in Oral Sciences. New York: Karger, 1991. Pág. 109 - 111.

LIVADITIS GJ., Thompson: *Etched casting acid etch composite bonded posterior bridges*. Pediatric Dentistry 4:38-43.1982.

McCABE, B. Sc, Ph. D., M.R.S.C., C. Chem. Anderson. *Materiales de Aplicación Dental*. Editorial Salvat. Barcelona ,España. 1988. Pág. 74 – 76.

MARSHALL GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. *The dentin substrate structure and properties related to bonding*. JDent, 1997 a; 25. Pág. 441 - 458.

MILLER, B. Michael, *The Information Source for Esthetic Dentistry. Reality. Vol. 12*
January, 1998 pág.408

MOON PC., Knap FJ: *Acid – etched bridge bond strength utilizing a new retention method. J*
Dent Res (Special Issue) 62: Abstract # 296. 1983.

MOON PC: *Bond strengths of the lost salt procedure: A new retention method for resin –*
bonded fixed prostheses. J Prosthet Dent 57: 435-439. 1987.

NAKABAYASHI Nobuo, y Pashley David. *Hybridization of Dental Hard Tissues.* Editorial
Quintessence Publishing Co, Ltd. Tokyo, 1998. Pág 14-17.

NAKABAYASHI Nobuo. Kojima, K y Masuhara, E., *Promotion of adhesion by the*
infiltration of monomers into tooth substrates. Journal of biomedical materials research,
1982. 16. Pág 265-273.

ORTIZ Adolfo, *Atlas de Química.* Edit. Thema, S.A Barcelona España 1988. Pág. 92.

OUYE., Dennis, C.D.T.: *A techique developed for use in a commercial-dental laboratory.*

PANIGHI M, G'Sell C. *Effect of the tooth microstructure on the shear bond strength of a*
dental composite. JBiomed Mater Res, 1993; 27. Pág. 975 - 981.

PASHLEY DH. *The Clinical Correlations of dentin structure and function*. JProsthet Dent, 1991; 66. Pág. 777 - 781.

PINTO Cohelho, Claudia Mendonsa; Jose Henrique Rubo y Luiz Fernando Pegoraro. *Tensile bond strength of a resinous cement to a nickel-chromium alloy modified with five surface treatments*. J Prosthet Dent; 76: 246-249. Septiembre 1996.

ROCHETTE AL: *Attachment of splint to enamel of lower anterior teeth*. J Pros Dent 30:418. 1973.

RUBO, H. José y col. *The effect of tin-electroplating on the bond of four dental alloys to resin cement: An in vitro study*. J Pros Dent; 80: 27-31 July 1998

SHEN G., et al: *Resin bonded bridge bond strength using a cast mesh technique*. J Dent Res (Special Issue) 62:221. Abstract # 464.1984.

STRUTZ, Judith M. Shane N. White; Yu Zhaokun, Kane Cari L. *Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness*. J Prosthet Dent; 72; :128-132. August 1994.

TANAKA T., Atsutz M., Uchiyama Y., Kawashima I: *Pitting corrosion for retaining acrylic resin facings*. J Prosthet Dent 42:282. 1979.

TAY, F. R., Gwinnett. A. J., Pang, K. U. Y Wei, S. H. Y., *Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo*. Journal of Dental Research. 1994. 73 Pág 629-636.

THOMPSON VP., Wood M., *Design of bonded cast bridges six years in restropect. Adhesive Prosthodontics proceedings of the international symposium on adhesive prosthodontics. Academy of dental materials*. Pp 91-105 Pub: Eurosound Ddrukkerij BV Nijmegen. Holland.

THOMPSON VP., Livaditis GJ., Del Castillo E: *Resin bond to electrolytically etched nonprecious alloys for resin bonded prostheses*. J Prosth Dent (Special Issue): 337. 1981.

VOJVODIC Denis, Vjekoslav Jerolimov, Asja Celevic; Adnan Catovic. *Bond strengths of silicoated and acrylic resin bonding systems to metal*. J Prosthet Dent; 81: 1-6. January 1999.

WIRZ, Jacob. *Unión Resina Metal. Nuevos caminos de la Odontología Restauradora (I). Indicaciones y aplicación clínica*. Quintessenz 1992; 43: Pág 123-132.

ZACH L., Cohen G. *Pulp responce to externaly applied heat*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965; 19: Pág 515-530.