

UNIVERSIDAD DE VALPARAISO
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
CATEDRA DE OPERATORIA DENTAL

**ESTUDIO IN VITRO DE RESTAURACIONES ESTÉTICAS ADHESIVAS.
(PORCELANA- COMPOSITE)**

Alumnos :
Jorge Pérez I.
Leonel Rojas L.

Profesor Guía :
Dr. Andrés Gaete N.

Profesor Auxiliar Cátedra
Operatoria Dental.

Trabajo de Investigación
Requisito para optar al Título
de Cirujano - Dentista.

VALPARAISO- CHILE
1997.



JORGE

**Dedicado con especial cariño, afecto
y amor a :**

**Mi Madre,
Hermanos,
y en especial a mi Padre que
en paz descansa.**

LEONEL

Dedico el presente trabajo :

**A mis Padres, por darme la vida y los valores
que he mantenido por siempre.**

**A mi Esposa, por su incondicionalidad
y compañía en este largo camino de mi vida.**

**A mi Hijo, por ser el constante estímulo en los
momentos en que lo necesite.**

AGRADECIMIENTOS

A nuestro profesor guía, Dr. Andrés Gaete Navarro, por su invaluable apoyo y colaboración que hicieron posible la realización del presente Seminario de Tesis.

Al señor, Gerardo Díaz Rodenas, Profesor del Departamento de Ingeniería de los Materiales, IDIEM, Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile, quién nos guió en el análisis de los resultados estadísticos.

Al señor, Claudio Pérez Indo, alumno de la carrera de Ingeniería Civil Industrial, Universidad de Chile, por el diseño de la matriz adhesiva, porta probeta y ayuda prestada en análisis de los resultados estadísticos.

Al señor, Carlos Yañez O, Jefe de Laboratorio del Departamento de Mecánica de la Universidad de Chile, por su paciencia, colaboración y disponibilidad de tiempo necesaria para realización de los ensayos traccionales.

Y a todas aquellas personas que desinteresadamente participaron con nosotros : Marcela Hoffens, Natalia Rojas, Felipe Andrade, Benjamín Domínguez , Luis Gonzales, Elías Artigas.

ÍNDICE

	Pág.
I.- INTRODUCCIÓN.....	1.
II.- MARCO TEÓRICO	2.
II.I.- ADHESIÓN.....	2.
- Introducción.	
- Definición.	
- Adhesión Física Mecánica.	
- Adhesión Química Específica.	
- Criterios para lograr una buena adhesión.	
- Requisitos a considerar para tener una alta adhesión.	
- Requisitos necesarios de un buen adhesivo.	
- Principios de adhesión.	
- Adhesión a estructura dentaria.	
- Aplicaciones clínicas de los adhesivos dentales.	
- Aplicaciones clínicas de la técnica de grabado ácido.	
II.2.-MATERIALES RESTAURADORES..	15.
- Resinas : - Definición.	
- Resinas Compuestas.	
- Composición.	
- Clasificación.	
- Porcelana :- Definición	
- Componentes.	
- Fabricación de las porcelanas.	
- Clasificación.	
- Tipos de porcelana.	
- Características Generales.	
- Limitaciones.	
- Indicaciones.	
II.3- RESTAURACIONES ESTÉTICAS INDIRECTAS DEL SECTOR ANTERIOR : CARILLAS ESTÉTICAS.....	22
- Historia.	
- Tipos de Carillas estéticas.	
- Indicaciones.	
- Contraindicaciones	
- Elección del tipo de Carilla.	
- Carillas estéticas indirectas:	
- Resina compuesta.	
- Porcelana.	
- Preparación dentaria.	
- Cementación Adhesiva.	

- Selección del cemento resinoso.
- Acondicionamiento de superficies:
 - Porcelana.
 - Resina compuesta.

II.4.- TESTS DE CORTE Y TRACCIÓN ADHESIVA PARA LA EVALUACIÓN DE CEMENTOS RESINOSOS..... 29.

- Introducción.
- Características y variables de adhesión.
- Métodos de testeo.
- Variables adhesivas.

II.5.- MATERIALES UTILIZADOS.....33.

- Adhesivos 3M
 - Sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus.
 - Cemento de polimerización dual Recin cement.
 - Procedimiento clínico de adhesión.
- Adhesivos Vivadent.
 - Syntac monocomponente.
 - Cemento de polimerización dual Variolink II.
 - Procedimiento clínico de adhesión.
- Adhesivos Dentsply
 - Prime & Bond 2.1.
 - Cemento de polimerización dual Enforce.
 - Procedimiento Clínico de adhesión.

III.- OBJETIVOS.....38.

IV.- MATERIALES Y MÉTODOS 39.

V.- RESULTADOS..... 44.

VI.- DISCUSIÓN.....59.

VII.- CONCLUSIONES.....61.

VIII.- SUGERENCIAS.....62.

IX.- RESUMEN.....63.

X.- BIBLIOGRAFÍA.....64.

ANEXO

FOTOGRAFICO.....70.

I.- INTRODUCCIÓN.

Una de las preocupaciones de la odontología desde sus orígenes ha sido la de lograr un biomaterial restaurador que, aparte de restablecer la funcionalidad del elemento dentario, presentase una resistencia adecuada a la abrasión, buena adaptación marginal, biocompatibilidad y que reprodujese la naturalidad de los dientes.

Estamos hablando hoy en día de biomateriales estéticos, que como se dijo anteriormente, reproducen la naturalidad de los dientes y brindan estética. Dentro de estos materiales estéticos encontramos a las Resinas Compuestas y las Cerámicas o Porcelanas.

Existen situaciones clínicas en que esta presente la disyuntiva de utilizar algún biomaterial de los antes mencionados, y la decisión de ocupar uno u otro, dependerá de las características propias del biomaterial, indicaciones, costos, durabilidad, etc.

Una de estas situaciones corresponde a la utilización de las carillas estéticas indirectas, en que la superficie dentaria disponible a utilizar (para lograr la adhesión) será el esmalte dentario .

El propósito del siguiente estudio es comparar la resistencia traccional de tres cementos de polimerización dual, con su respectivo sistema adhesivo, los cuales serán utilizados para adherir materiales restauradores (cuerpos de prueba confeccionados en dos biomateriales distintos; resinas mejoradas (chromasit) y porcelana) al esmalte dentario. Los sistemas adhesivos, con sus respectivos cementos a utilizar , se enumeran a continuación :

- Scotchbond Multipropósito Plus, usado con la resina de cementación de curado dual 3M.(3M).
- Syntac, adhesivo monocomponente, usado con la resina de cementación Variolink (Vivadent).
- Prime &Bond 2.1, adhesivo monocomponente, usado con la resina de cementación Enforce (Dentsply).

II.- MARCO TEÓRICO

II.I.- ADHESIÓN

INTRODUCCIÓN.

Sin duda alguna la Odontología ha experimentado en estos últimos 20 años un considerable avance científico y tecnológico con el surgimiento de nuevas técnicas y materiales restauradores que satisfacen de mejor forma los requerimientos de nuestros pacientes.

La antaño *Odontología reparativa* ha dado paso a un nuevo concepto restaurador mucho más conservador y estético a la vez, fundamentado en una *Odontología adhesiva* que parece prometer una solución efectiva frente a uno de los requisitos más importantes de los materiales restauradores : su durabilidad y comportamiento clínico en el tiempo.

DEFINICIÓN.

Para fijar restauraciones, la Odontología tiene hoy en día dos caminos fundamentales :1° el diseño de preparaciones cavitarias específicas de acuerdo al biomateriales a utilizar y 2° el uso de materiales y técnicas adhesivas que permitan este logro. (*Steenbecker, 1990*)

Podemos definir adhesión "como el estado en que dos superficies son mantenidas en contacto permanente, por medio de una sustancia llamada adhesivo, que es capaz de generar en la interfase diente - restauración, fuerzas que impidan su desplazamiento, ya sea por uniones físicas, químicas o ambas" (*Steenbecker, 1990*).

No obstante lo anterior, es necesario diferenciar el término de cohesión que se define como "la fuerza que atrae a los átomos o moléculas de la misma clase, dentro de un cuerpo o material"

Cuando se ponen en contacto dos superficies que se desean adherir entre sí, lo más importante será lograr un íntimo contacto entre ellas, lo cuál no siempre es posible entre dos sustancias sólidas ; de ahí que por lo general se requiera de un elemento adicional que por sus características, al ser puesto en contacto con ambas superficies, pueda armonizarlas y lograr su unión.

La sustancia o película que se agrega entre las superficies a adherir para producir adhesión, se denomina **adhesivo** y los materiales sobre los cuales es aplicado el adhesivo se denominan entonces **adherentes**.

Teniendo en cuenta las definiciones de adhesión, podemos clasificarla según sea el mecanismo que se utilice para conseguirla en : Adhesión Física o Mecánica y Química o Específica.

ADHESIÓN FÍSICA - MECÁNICA.

Se denomina adhesión mecánica a la unión que se realiza entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes, las cuales se mantienen en contacto en base a la penetración de una de ellas, ó de un adhesivo, en las irregularidades que presenta la superficie de la otra, impidiéndose la separación al quedar ambas partes trabadas.

La adhesión mecánica se subdivide a su vez en dos clases, según la magnitud del fenómeno que genera la retención, es decir, si las irregularidades de las superficies son o no visibles al ojo, teniendo así una Adhesión Mecánica Macroscópica (donde el diseño de la preparación cavitaria del diente presenta paredes que permiten la retención) ó Adhesión Mecánica Microscópica, en donde se produce la penetración de un adhesivo en pequeñas

irregularidades (microporos) lo cuál genera micro - trabazones si el adhesivo posee una adecuada fluidez para penetrar en ellas, por ejemplo las micro irregularidades que se realizan con el grabado ácido en el esmalte.

Por otro lado, cualquiera de las dos formas anteriores puede lograrse a través de los denominados efectos Geométricos y Reológicos. Los primeros requieren que las superficies en contacto sean microscópicamente irregulares. Este tipo de adhesión es la que mejor logra fuerzas adhesivas, siendo de inferior resistencia traccional a las logradas por enlaces químicos secundarios. (*Steenbecker, 1990*). El efecto reológico en tanto se produce por el cambio dimensional que un material restaurador sufre al endurecer, produciendo con ello tensiones que se traducirán en trabazones, y, por ende, en adhesión.

ADHESIÓN QUÍMICA - ESPECÍFICA.

Este tipo de adhesión se basa en los enlaces de valencia que se pueden generar entre los átomos que conforman la estructura dentaria y los presentes en los adhesivos o materiales adhesivos, vale decir, se requiere de la producción de enlaces químicos primarios. "En realidad siendo lo anterior esperado, lo que realmente está obteniendo la Odontología Adhesiva son uniones a nivel intermolecular, llamadas enlaces químicos secundarios, entre tejido dentario y adhesivo". (*Steenbecker, 1990*)

En las Uniones Químicas Primarias, los átomos buscan alcanzar una configuración electrónica estable, generalmente de 8 electrones (Ley del Octeto) en la capa de valencia más externa, lo que generará la atracción de los átomos entre sí. Estas atracciones o uniones pueden ser iónicas, covalentes o metálicas, pero para que pueda ocurrir cualquier tipo de estas uniones debe existir una gran cercanía entre los átomos, es decir, la distancia entre las partes a unir debe estar dada a nivel de Amstrongs.

Las Uniones Químicas Secundarias se dan entre moléculas y, por lo tanto, la distancia entre las partes y en este caso se dan a nivel de micrones. En comparación con las uniones primarias, estas fuerzas son relativamente débiles pero de significativa importancia en la química de los líquidos, fluidos y en materiales sólidos como son los polímeros. Se denominan también como Fuerzas de Van Der Waals o enlaces intermoleculares.

También tenemos como uniones químicas secundarias los enlaces de hidrógeno ó puentes de hidrógeno, los que se presentan cuando el hidrógeno se halla unido a elementos muy electronegativos tales como Flúor, Oxígeno, Nitrógeno, casos en los cuales el H aparenta estar cargado positivamente. Las uniones secundarias son uniones de tipo intermoleculares y no intramoleculares, preceden a la quimio - adhesión, ya que a medida que la distancia entre el adhesivo y el adherente disminuye, se hace posible la unión primaria (*Phillips, 1987*). De acuerdo a lo expresado por ciertos investigadores, es necesario hablar de adhesión fundamentalmente cuando nos referimos a "aquella obtenida químicamente a través de los átomos y/o moléculas, dejando el término unión bajo un concepto micromecánico, que es lo que sucede por ejemplo con la capa híbrida." (*Uribe Echevarría, 1997*).

En definitiva, cuando se logre una real adhesión química de los materiales restauradores o adhesivos al diente, podremos hablar entonces de una verdadera Odontología Adhesiva, creándose una adhesión que permita conformar un sólo cuerpo sin defectos en la interfase y, por consiguiente, con ausencia de fenómenos tales como Percolación o Microinfiltración Marginal, disminuyendo con ello la posibilidad de irritación pulpar (por causa de fluidos o microorganismos que ingresan por la interfase creada entre la restauración y la estructura dentaria), y la posibilidad de formación de caries recidivante.

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, es necesario analizar los diversos factores que se deben tener presente para lograr una buena adhesión.

CRITERIOS PARA LOGRAR UNA BUENA ADHESIÓN. (*Steenbecker, 1990*).

Dependientes de las superficies :

- Contacto íntimo - Adaptación.
- Limpieza.
- Superficies Rugosas v/s Lisas.
- Energía Superficial.
- Tratamientos Previos.

Dependientes del adhesivo :

- Humectancia.
- Penetración Capilar.
- Coeficiente de Penetración Capilar.
- Teoría meseta cohesiva.
- Estabilidad Dimensional al Endurecer.
- Coeficiente de Variación Térmico Lineal (similar a la estructura dentaria)
- Polifuncionalidad.

Dependientes del diente ;

- Tejidos Dentarios Comprometidos.
- Tejidos Dentarios Remanentes.
- Ubicación de la Lesión.

Dependientes del Material Restaurador.

- Propiedades Adhesivas.
- Propiedades Físicas, Químicas y Biológicas.

Debido a la cantidad y variedad de factores presentes, nos limitaremos a analizar brevemente aquellos que son de interés para el presente trabajo de investigación.

Adaptación:

Es de gran importancia el grado de adaptación que pueda existir entre las partes a adherir, cuando se trata de obtener una buena Adhesión Química. En este caso se requiere un íntimo contacto para que se puedan producir las reacciones interatómicas o intermoleculares que permitirán la formación de uniones químicas específicas.

Como es sabido, es casi imposible conseguir en condiciones normales, el contacto íntimo necesario para obtener adhesión química entre dos partes sólidas, la excepción ocurre en la técnica de Orificación en donde se logra adhesión química primaria entre cada porción de oro. En términos generales, sólo un líquido más o menos viscoso puede adaptarse muy bien a un sólido, constituyendo el *Adhesivo* el líquido que compatibilizará las superficies en contacto.

Energía superficial:

Para lograr la adaptación íntima de un material sobre otro, la superficie de un sólido debe poseer una alta energía superficial para permitir el logro de la adhesión, y para que esta energía se pueda manifestar la superficie no debe estar contaminada.

En los líquidos esta energía también se manifiesta y se denomina con el nombre de *Tensión Superficial*, la que hace posible que el líquido forme gotas. Por lo tanto, un sólido con una elevada Energía Superficial favorecerá el esparcimiento de un elemento de menor Energía Superficial sobre su propia superficie ; de la misma manera, un líquido o adhesivo con baja Tensión Superficial tenderá a mojar más fácilmente la superficie de un sólido.

Dado lo anterior, es importante advertir que cualquier impureza que la superficie del material y/o estructura dentaria posea, afectará la Energía Superficial de estas, disminuyendo su magnitud al interactuar estas impurezas con los enlaces antes disponibles.

Ángulo de contacto:

También llamado Humectancia, es el ángulo que forma una gota del adhesivo líquido sobre la superficie del sólido. Entre menor sea el ángulo de contacto, mayor será la humectación, y, por consiguiente, la capacidad de adhesión. Así un ángulo de contacto 0° indicará un mojado completo del líquido y este escurrirá libremente sobre la superficie del sólido. Por el contrario, valores que superen los 90° indicarán un mal mojado ó humectabilidad, lo que se podría deber a una contaminación de la superficie ó que el sólido posee una baja Energía Superficial o porque simplemente el líquido no posee la fluidez adecuada.

Humectación:

Dos superficies sólidas, macroscópicamente muy lisas, son de muy difícil adhesión en forma espontánea. Una forma de superar este problema es usando líquidos ó adhesivos que fluyan por las irregularidades, generándose así el contacto en una mayor parte de la superficie de los sólidos a unir. Para ello, se requiere como condición, que el líquido fluya fácilmente por la superficie y se adhiera a los sólidos, creándose una capa delgada y continua. Esta característica se denomina *Humectación*.

Por el contrario, un líquido muy viscoso no tendrá la posibilidad de humectar la superficie del sólido o lo haría pobremente, dejando una gran cantidad de vacíos y atrapamientos de aire en las irregularidades superficiales del sólido, lo cuál favorecerá el posterior desprendimiento del adhesivo.

También un adhesivo puede ver dificultada su capacidad de humectación por una falta de limpieza de las partes a unir, lo que dificulta el contacto entre éste y el adherente, y al mismo tiempo, porque las sustancias que contaminan la superficie actuarían captando la Energía Superficial del sólido, lo que atentaría contra su capacidad de atraer y, por lo mismo, dejarse mojar por el adhesivo.

Por lo indicado anteriormente, para obtener o generar altos valores de adhesión, se hace necesario considerar diversos factores que promuevan la adhesión, pero también se deben cumplir ciertos requisitos tanto de las superficies como del tipo de adhesivo que será utilizado.

REQUISITOS A CONSIDERAR PARA OBTENER UNA ALTA ADHESIÓN.

- Las superficies a adherir deben estar limpias , secas y libres de contaminación.
- El adhesivo debe presentar baja viscosidad, para dejar una capa delgada sobre el adherente.
- Debe existir compatibilidad química entre el adhesivo y el adherente, los cuales no deben repelerse.
- Debe lograrse una adaptación íntima a las superficies a unir.
- Es deseable una alta Energía Superficial de las superficies de los adherentes.
- Se debe utilizar un adhesivo adecuado ó en su defecto un agente de enlace que cumpla con un papel similar.
- Para obtener una adecuada Resistencia Adhesiva y una buena Humectación, se requiere que la Tensión del adhesivo sea inferior a la Energía Superficial del sólido.

REQUISITOS NECESARIOS DE UN BUEN ADHESIVO.

- Debe ser fluido para poder mojar fácilmente la superficie del sustrato (diente).
- Por lo mismo, necesita poseer baja tensión superficial, alta penetración capilar y bajo ángulo de contacto.
- Debe poseer mínimas cambios dimensionales al endurecer.
- Es importante que su Variación Térmico Lineal sea similar al de las estructuras a adherir.
- Resistencias compatibles con las que soportará el diente y con la que deberán soportar los materiales que se pretendan adherir.

El ideal sería que pudiesen generar una unión química estable con el tejido dentario, y, por este motivo se requiere que sus moléculas sean polifuncionales, para poder reaccionar con ambos sustratos con los cuales se pretende la adhesión.

En un taller de 1961, en la Escuela Dental de la Universidad de Indiana, se discutieron los requerimientos de los materiales adecuados para adhesiones a la estructura dentaria. Se consideró que la adhesión dependía del contacto y de lo mojado que pudiesen estar las superficies, y que las fuerzas adhesivas al momento de la aplicación no deberían decrecer con el tiempo. Se concluyó que, idealmente un agente adhesivo debería :

- Proveer una adhesión al esmalte y a la dentina de Alta Resistencia, la que debería hacerse presente inmediatamente después de colocarla y la cuál debería ser permanente.
- Mostrar una buena Biocompatibilidad con los tejidos dentarios, incluyendo la pulpa.
- Minimizar las Microinfiltraciones en los márgenes de las restauraciones.
- Prevenir Recidiva de Caries y Decoloración Marginal.
- Ser de fácil utilización y de sensibilidad mínima a la técnica.
- Poseer un Tiempo razonable de almacenamiento. (Expiración)
- Ser compatible con un amplio rango de Resinas.

PRINCIPIOS DE ADHESIÓN.

Un principio básico en adhesión es que el líquido (adhesivo) debe tener un contacto íntimo con el sustrato para facilitar la atracción molecular y permitir, ya sea, la adhesión química ó la penetración para la adherencia superficial micromecánica (*Beech, 1982*).

Los Primer pueden ser utilizados para mejorar la humectabilidad de las superficies, y en relación a ello Causton (*Causton, 1982*) presentó una revisión al respecto. Las moléculas en un Primer generalmente tienen dos grupos funcionales diferentes : uno que tiene afinidad por la superficie y otro que tiene afinidad por las moléculas adhesivas ;tales moléculas son llamadas a menudo “promotores de la adhesión”. En particular, muchos sistemas adhesivos utilizan Primer que contienen moléculas con un grupo funcional hidrofílico, que es compatible con el esmalte y la dentina , y un grupo hidrofóbico, que es compatible con un agente adhesivo resinoso que es hidrofóbico.

Los primeros intentos de adhesión a dentina ácido grabada y la formación de tags en los túbulos, no fueron probablemente exitosos a causa de que las resinas hidrofóbicas no pudieron mojar muy bien a superficie dentinaria (*Erickson, 1992*).

Si se logra un buen mojado es posible que ocurra la adhesión por medio de adhesión química, física ó micromecánica. Idealmente se desea primero una adhesión química (covalente o iónica) entre las moléculas adhesivas y una componente de los tejidos dentarios (Esmalte - Dentina). Han sido propuestos mecanismos para la adhesión primaria de muchos materiales (*Ruyter, 1987 ; Asmussen y Munksgaard, 1985*) pero en la mayoría de los casos no han sido corroborados por datos experimentales (*Erickson, 1989*). La adsorción física por medios de fuerzas de Van Der Waals podrían, en teoría, llevar a una adhesión resistente, pero tales adhesiones son afectadas adversamente por el agua. Sin embargo, la adsorción física está probablemente involucrada en la formación inicial de enlaces micromecánicos aun si la fisiorción puede ser subsecuentemente interrumpida por el agua (*Erickson, 1991*).

La adhesión micromecánica ha emergido como uno de los mecanismos más probables para muchos materiales adhesivos dentarios, y Nakabayashi a propuesto que tal adhesión puede ocurrir por la infiltración de un monómero resinoso hacia la superficie dentaria. (*Nakabayashi y cols. , 1982*).

De lo expuesto anteriormente, podemos concluir que el entendimiento de los fenómenos interfaciales ha sido de mucha relevancia y beneficios prácticos para extender el uso de los adhesivos dentales.

Estudios recientes han confirmado que la adhesión a la estructura dentaria es a menudo inhibida simplemente a causa de que la mayoría de los materiales adhesivos no mojan completamente las superficies sólidas. La pobre humectabilidad superficial permite la formación de espacios en las interfaces, y la adhesión se reduce mayormente a causa de las concentraciones locales de esfuerzos en las discontinuidades. Es evidente que los mejores adhesivos son aquellos que tienen los menores ángulos de contacto posibles sobre las superficies en que se aplican. Sin embargo, lo anterior está fuertemente relacionado a la condición que éstas presenten. Los potenciales contaminantes superficiales en el ambiente bucal se hallan en todas partes. Se debería aceptar el hecho de que las superficies dentarias, sin importar cuanto se limpien, nunca estarán completamente libres de sobrecapas orgánicas (*Baier, 1991*). Capas exteriores distintas presentes sobre superficies recientemente instrumentadas ó ácido expuestas en cada ambiente bucal particular, pueden ser responsables de muchas de las propiedades adhesivas diferenciales observadas (*Retief y cols., 1992*).

Por lo tanto, la dificultad operacional más importante que debemos tener en consideración es la adsorción de contaminantes fortuitos y/o accidentales. La exposición de superficies inorgánicas a las condiciones clínicas, siempre resulta en la rápida contaminación de éstas a causa de películas (films) adsorbidas espontáneamente del ambiente. Tales películas inducen variados grados de *abhesión* (lo opuesto de adhesión) y un pobre esparcimiento asociado. Un conocimiento adecuado de las propiedades superficiales explica el pobre y también el buen esparcimiento. Así, se explican que los adhesivos son materiales formados como delgadas cubiertas sobre un sólido, que previenen, o mayormente disminuyen, el esparcimiento de líquidos sobre la superficie del sólido (*Baier, 1991*).

Sin embargo, el principal factor que limita el esparcimiento de fases orgánicas sobre superficies inorgánicas clínicas, es la presencia de humedad adsorbida. El agua presente en tales superficies incluye una porción adherida más firmemente (a menudo sólo una mono capa) que no puede ser removida mediante aire - secado ; usando agentes desplazadores de agua, o calentado a temperaturas dentro de lo fisiológico y tolerable. Remover las últimas trazas de agua no es usualmente posible sin destruir tejidos vitales u otras propiedades deseables de las superficies.

Por lo tanto, los líquidos destituidos de grupos hidrofílicos (tales como la mayoría de los adhesivos dentales) en contacto con una superficie húmeda no escurren, pero en cambio exhiben apreciables ángulos de contacto.

Los líquidos que contienen grupos hidrofílicos accesibles tienden a escurrir más rápidamente sobre tales superficies húmedas. Esta es la característica de la que se obtiene ventaja con los agentes adhesivos dentarios de la cuarta generación (*Burke y Mc.Caughey, 1995*).

El fenómeno de adhesión hace evidente el hecho de que para obtener un escurrimiento óptimo y una adhesión a una superficie de alta energía, es esencial mantener la interfase tan libre como sea posible de películas orgánicas de baja energía. La importancia de esta observación es que un aparentemente leve cambio en la composición de la superficie de un sólido, puede disminuir o aumentar enormemente su humectabilidad. Un sustituyente externo que disminuye la energía superficial (tal como el -CH₃- o -CH₂) disminuye el escurrimiento, mientras uno que aumenta la energía superficial (tales como el fenil , -OH-SH-COOH - ó NH₂) aumentan el escurrimiento.

En síntesis, existen numerosos factores físicos y clínicos que afectan la adhesión a la estructura dentaria. Algunos de ellos están bajo el control del clínico y otros no. Entre aquellos comúnmente se encuentran :

- Contaminación Salival y/o sanguínea.
- Contaminación húmeda desde piezas rotatorias o jeringas de aire - agua.
- Contaminación de aceite desde piezas rotatorias o jeringas de aire - agua.
- Asperezas de las superficies del diente.
- Cortes mecánicos realizados en la preparación dentaria.
- Contenido de Flúor del diente.
- Uso de Flúor después de colocar las restauraciones
- Características de los túbulos dentinarios.
- Presencia de placa, cálculos, desechos extrínsecos o detritus
- Presencia de bases cavitarias o liners sobre dientes preparados.
- Deshidratación de los dientes
- Constituyentes de cementos temporales.

Los clínicos deben tener presente estos factores y deberían orientar sus prácticas hacia su control. Las auxiliares dentales deberán ser educadas acerca de la prevención de condiciones evitables que pueden afectar la adhesión de materiales a la superficie dentaria (*Christensen, 1992*).

Con todo lo anterior, y a modo de resumen, podemos colegir que los factores que favorecen la adhesión van a depender de (*Steenbecker, 1997*) :

- Las superficies a adherir.
- El adhesivo.
- El biomaterial.
- El profesional, asistentes e implementación.

Todos importantes para cumplir con los Objetivos que propone la actual Odontología adhesiva y que los enumeramos a continuación ;

- Lograr adhesión física, química y biológica a todos los tejidos dentarios.
- Sellar túbulos dentinarios y la interfase diente - restauración.
- Impedir la microinfiltración
- Conservar la vitalidad dentaria
- Conservar los tejidos dentarios.
- Fijar los materiales restauradores.
- Prolongar la vida útil de nuestras restauraciones y la integridad del diente.

ADHESIÓN A ESTRUCTURA DENTARIA.

Es ampliamente aceptado que la comprensión de las interacciones entre los materiales restauradores y la estructura dentaria, se basa en el conocimiento de la composición, características morfológicas y comportamiento de éstas estructuras.

Esmalte dentario:

Considerado el tejido más duro del organismo, el esmalte es un tejido poroso, con un volumen de poros de cerca 0.1%, compuesto de una matriz proteica de enamulina, agua y fosfato de calcio en forma de hidroxiapatita, fluorapatita ó carbonatoapatita, que constituye su porción inorgánica. Esta porción (que corresponde aproximadamente al 96% en peso) existe bajo la forma de cristales submicroscópicos, orientados preferencialmente en tres dimensiones, en que la diseminación y el relacionamiento contiguo de los cristales contribuye para la unidad microscópica llamada *prisma*. Los prismas constituyen las unidades estructurales del esmalte, dispuestos como largas varillas, poseen al corte transversal una forma de paleta, con una cabeza y una cola. El diámetro transversal a nivel de la cabeza varía entre 2 a 4 μm . Los prismas están ensamblados de manera que entre dos cabezas se inserta la cola del otro. Como los límites observados no son precisos (aún en las diversas formas de microscopía), se discute si realmente existe una sustancia interprismática propiamente tal, o bien ésta corresponde a la cola de los prismas. En todo caso los cristales de hidroxiapatita son menos numerosos y más espaciados a nivel de la cola, de modo que la cabeza del prisma es la zona más mineralizada.

Los prismas comienzan en la unión amelodentinaria y se dirigen hacia la superficie del esmalte, con un significativo entrelazamiento, ocupando los 2/3 internos del tejido. Con variaciones de área en área y de diente a diente, los prismas en general alcanzan la superficie externa en un ángulo levemente menor a 90°. El 1/3 cervical constituye la excepción debido a la disposición irregular y aleatoria de estos. Los prismas pueden estar ausentes en el esmalte más externo (10- 15 μm .) donde los cristales corren paralelos unos a otros y perpendiculares a la superficie del esmalte. Esto ha sido llamado *esmalte aprismático o sin prismas* (*Gwinnett, 1967*). La porción más externa del esmalte es predominantemente de naturaleza orgánica. Esta capa orgánica o cutícula primaria representa el producto final de secreción de los ameloblastos. Después de la erupción dentaria, la superficie es aún mas modificada por la adsorción selectiva de proteínas salivales que forman una película orgánica o biofilme. (*Glantz y cols, 1981*). Esta película biológica otorga una energía de superficie relativamente baja. La Tensión superficial crítica del esmalte ha sido medida in vivo constatándose que posee un valor aproximado de 28 dinas/ cm. (*Jendresen y cols, 1981*). Este estado relativamente bajo de energía superficial es considerado importante en la condición de salud y homeostasis del ambiente bucal. Sin embargo, una intervención de operatoria podrá despojar al esmalte dentario de su biofilme natural, pero la superficie cortada permanecerá aún orgánica (en su composición), debido al depósito de una capa untuosa o barrosa denominada barro dentinario. El biofilme, así como la capa de barro dentinario, sirven como hospedero para la colonización de bacterias, productos del metabolismo bacteriano y para el depósito de complejos en base a proteínas, carbohidratos y lípidos (*Brannstrom, 1984*).

En resumen, las superficies del esmalte, ya sean natural u operatoriamente tratadas, son física y químicamente complejas y no son representativas de la subsuperficie. Tales condiciones, en el contexto de los criterios de Lee y Swartz (quienes afirmaron que la superficie debiera ser morfológicamente similar a la superficie, debiendo aún estar descontaminada, ser lisa y uniforme), no son, por consiguiente, propicias a las interacciones óptimas entre el esmalte y los materiales biocompatibles actuales.

Es por ello que hoy en día, la modificación y/o acondicionamiento al tejido dentario existe, y está indicada para optimizar la interacción entre la estructura dentaria y los materiales restauradores, de manera tal, poder fortalecer la adhesión que se establece entre ambos componentes (*Baratieri, 1996*).

Adhesión a Esmalte:

El primer intento en adhesión dentaria fue realizado por el Dr. Michael Buonocuore a mediados de la década del 50. Buonocuore ideó una forma eficiente de adhesión al esmalte, al relacionar la restauración de dientes mediante resinas acrílicas de autopolimerización con los procesos industriales de pintura sobre metales, en que a estos últimos se les aplicaba un ácido en su superficie para producir micro irregularidades que daban mejor retención a la pintura. Es así como nace la "*Técnica de grabado ácido del esmalte*", en la cuál el esmalte dentario es sometido a un acondicionamiento ácido produciendo una disolución irregular de su superficie, la que después de lavada y secada deja un área microporosa que permite una fuerte adhesión micromecánica de la resina al diente, permitiendo así además disminuir la cantidad de tejido sano a remover, en comparación con la confección de cavidades macroscópicamente retentiva.

Con el grabado ácido se logra sobre el esmalte una superficie limpia, sin contaminantes, llena de microporos de una profundidad aproximada de 10 a 70 micrones, de un aspecto opaco (no tizoso), con lo cual se permite (*Uribe Echevarría , 1997*) :

- Aumentar microscópicamente la superficie total del esmalte capaz de adherirse, ya que los microporos aumenten la cantidad de esmalte expuesto (según algunos investigadores aumenta 2000 veces el área expuesta.).
- Liberar toda la potencialidad de la Energía superficial del esmalte, al quedar limpio de todo contaminante sólido y/o líquido.
- La formación de microcavidades retentivas en la superficie del esmalte (Adhesión Micromecánica)
- Aumentar la adaptación a las paredes de la preparación.
- Eliminar la retención por socavado.

Así entonces, podemos ver que por la acción de un ácido se produce una desmineralización de la superficie del esmalte, fundamentado principalmente en la diferencia de solubilidad que presentan las distintas partes de los cristales de hidroxiapatita que conforman los prismas del esmalte, así la solubilidad del cristal será diferente si se trata del centro ó de la periferia del mismo, lo cuál determina que al aplicar un ácido sobre el esmalte la disolución también sea diferente, con lo que se puede lograr distintos patrones de grabado (Tipo I, Tipo II o Tipo III, según Silverstone)

También existen algunos factores que pueden variar la magnitud del grabado ácido, entre ellos, algunos propios de la estructura dentaria que pueden influir en la solubilidad y patrones de grabado, tales como ;

1. El tipo de pieza dentaria ; normalmente las piezas temporales y permanentes (en su vertiente cuspídea interna de molares y en el 1/3 gingival de los dientes), poseen una capa superficial de esmalte aprismático, que constituye uno de los problemas fundamentales de la operatoria dental. Esta capa mide aproximadamente 30 um, de espesor y al no tener estructura forma una capa compacta que impide la obtención del fenómeno de adhesión. El adhesivo queda yuxtapuesto en esta capa sin lograr adhesión micromecánica. En éstos casos no hay ninguna posibilidad, aumentando el tiempo de grabado ácido, de eliminar la capa aprismática. La solución estaría, quizás, en realizar un fresado de esta capa (más o menos 25 um.) para llegar a esmalte prismático. (*Uribe Echevarría , 1997*).
2. El menor grado de solubilidad que poseen los esmaltes en que ha existido el uso de fluoruros, en que el cristal de hidroxiapatita es reemplazado por fluorapatita.
3. El grado de maduración del esmalte (los esmaltes de piezas mas añosas requiere un tiempo de grabado mayor).

APLICACIONES CLÍNICAS DE LOS ADHESIVOS AL ESMALTE.

Los estudios de Gwinnett y Matsui en 1967 y Buonocore, Matsui y Gwinnett en 1968, cimentaron el camino de aceptación de la técnica de grabado ácido como parte integral de los procedimientos restaurativos que involucran resinas restaurativas compuestas. El grabado de la superficie del esmalte con H₃PO₄ es una técnica aceptada y ampliamente utilizada hoy en la Odontología restaurativa y preventiva para la adhesión directa de aparatologías ortodóncicas y para la estabilización de dientes periodontalmente disminuidos (*Retief, 1991*). Hoy en día se acepta que la adhesión micromecánica es el principal factor responsable de la alta resistencia de resinas compuestas y no rellenas a superficies de esmalte grabadas ácidamente. (*Uribe Echevarría , 1997*).

Los cambios morfológicos promedios sobre la superficie adamantina por grabado ácido, han sido estudiados a través de microscopía electrónica de scanning (SEM) (*Gwinnett, 1971 ; Silverstone, 1975 ; Retief y Austin, 1976*). La superficie sin grabado tiene apariencia como unas leves marcas de abrasión. Al exponer las superficies adamantinas a soluciones de acondicionamiento ácido, se producen tres patrones básicos de grabado a saber : Tipo I, Tipo II, Tipo III.

En el grabado tipo I se remueve material prismático central, dejando las periferias prismáticas relativamente intactas, dando como resultado una apariencia de panal de abejas. En el grabado tipo II, se disuelven preferentemente las regiones periféricas de los prismas, dejando el centro de estos relativamente intacto, resultando en una apariencia de guijarro. En el grabado tipo III, la pérdida de superficie ocurre sin exponer los prismas subyacentes del esmalte. Gwinnet (Gwinnet 1971) demostró que este patrón se observa usualmente en los aspectos cervicales de los dientes en donde, los prismas del esmalte no se extienden hacia la superficie. Denys y Retief (*Denys y Retief, 1982*) mostraron, sin embargo, que el patrón de tipo III no está confinado sólo a las regiones cervicales, sino que también se halla en otros aspectos de una superficie de esmalte grabada. Esta observación fue confirmada en un reciente estudio (*Kodaka y cols, 1991*). Todos los patrones se observaron en áreas adyacentes del mismo diente.

No se conoce la significancia clínica de los tres patrones pues los clínicos no pueden definir el patrón por inspección visual. (*Retief, 1992*).

En un intento por hallar agentes de grabado ácido adecuados (para el uso en Odontología), se han evaluado diversas soluciones por distintos investigadores. Hoy en día es posible grabar la estructura dentaria con ácidos tales como :fosfórico, maleico, poliacrílico, cítrico con cloruro férrico, pirúvico con glicina, cítrico con cloruro de calcio y nítrico con oxalato de aluminio.

Ohasawa (*Ohasawa, 1972*) determinó las resistencias a la tensión de un sellante a las superficies del esmalte grabadas con un gran número de ácidos orgánicos e inorgánicos en diferentes concentraciones molares. Las mayores resistencias adhesivas fueron obtenidas sobre esmalte grabado con ácido pirúvico y un ácido &-ketocarboxílico. En un estudio posterior se reportó que la resistencia a la tensión de una adhesión de resina compuesta a esmalte grabado con ácido pirúvico al 25% fue significativamente mayor que aquella al esmalte grabado con ácido fosfórico (H_3PO_4) al 50%, y que el valor de grabado del esmalte con ácido pirúvico fue significativamente menor que aquel con ácido fosfórico al 50% (*Retief y cols, 1985*). Los resultados de estos estudios han mostrado que el ácido pirúvico puede ser un adecuado agente de grabado alternativo al H_3PO_4 . Sin embargo, se ha cuestionado la estabilidad de las soluciones de ácido pirúvico, y esto ha limitado su uso en la Odontología clínica.

En resumen, y en relación a lo anteriormente expuesto, podemos decir que el grabado ácido produce ; dependiendo de la concentración del ácido, su tiempo de acción y la composición química del esmalte superficial, un aumento del área superficial para la adhesión y un aumento de la humectabilidad de la superficie de esmalte grabada.. Así, la resina adhesiva (no rellena) fluye hacia las microporosidades formadas por el grabado ácido determinando extensiones de resinas al interior de éstos microporos (tags) que adhieren la resina micromecanicamente.

CONSIDERACIONES CLÍNICAS DE LA TÉCNICA DE GRABADO ÁCIDO:

Una superficie reactiva requiere que su estado de alta energía sea protegido durante el procedimiento subsecuente de adhesión. La saliva, por ejemplo, contiene proteínas que adsorberá el esmalte acondicionado y que, por lo tanto, reducirá significativamente la fuerza de adhesión de la resina. Procedimientos cuidadosos de aislamiento clínico se han idealizados para prevenir tal contaminación. Sin embargo, la contaminación puede eventualmente ocurrir y, en tales casos, se recomienda generalmente que aquel esmalte grabado (contaminado con saliva) se debería lavar y regrabar ácidamente (*Silverstone y cols., 1985*).

O'Brien (*O'Brien y cols, 1987*) demostraron, no obstante, que no era necesario regrabar ácidamente una superficie de esmalte contaminada brevemente con saliva, pues, a través del lavado de tal superficie no habrá un efecto deletéreo sobre la resistencia de la adhesión.

Uribe Echevarría (*Uribe Echevarría, 1997*) señala que frente a la contaminación de la superficie grabada existen dos posibilidades :

- La primera efectuar nuevamente el grabado ácido, con lo cuál en el fondo lo que hacemos realmente es aumentar el tiempo de grabado, obteniendo con ello un esmalte socavado, de baja calidad y craquelado (quebradizo) (Grabado Tipo III).
- La segunda, limpiar la superficie contaminada, tal como lo propusiera O'Brien en 1987, por ejemplo con una solución de H₂O₂ al 5% y luego lavar abundantemente, que es lo que actualmente se preconiza.

Pero hay que considerar que la contaminación no sólo proviene de la sangre y/o saliva, también existe una "contaminación sutil" por sales (en forma de cristales) que forma el ácido al desmineralizar fosfato de calcio las cuales pueden, eventualmente, obturar los microporos impidiendo de este modo la difusión de la resina y con ello la formación de tags. (Uribe Echevarría, 1997)

Estos cristales son insolubles y, por lo tanto, si utilizamos Primers acidificados estamos en el fondo aumentando la cantidad de sales formadas. Para ello, este mismo autor propone, que la mejor solución a tal problema es efectuando un buen lavado de la superficie en base a agua, spray o aspirado más spray; y por lo mismo señala que el tiempo de lavado es igual de importante que el tiempo de grabado. Lo ideal es que el lavado del ácido sea por lo menos igual o bien superior al tiempo de su aplicación y con una fuerza alta para poder penetrar en los microporos y remover el ácido y las sales de calcio disueltas en el líquido, ya que más que por remoción directa, se eliminan por una dilución del ácido presente en el fondo de las grietas en que está atrapado. (Jordan, 1995).

En relación al tiempo de secado, éste también es importante de considerar: se debe utilizar como único elemento para el secado adamantino aire presurizado, deshumidificado, frío y filtrado, aplicado durante un lapso de 5 segundos (Uribe Echevarría, 1997). El aire idealmente debería ser aplicado perpendicular a la superficie adamantina sin secar el interior de la cavidad (dentina) para evitar su desecación.

Otra consideración importante en la técnica de grabado es el color que obtiene la superficie adamantina luego de su acondicionamiento ácido. Este color de grabado presenta variaciones dependiendo de la edad del paciente, así por ejemplo tendremos un color más suave en dientes deciduales y un color más blanco tiza a medida que aumenta la edad del paciente. Por lo tanto, el color no es un signo patognomónico de la calidad del grabado ácido, si será importante manejar correctamente el tiempo de grabado. En relación a ello Uribe Echevarría (Uribe Echevarría, 1997) señala, que el problema se nos representa con aquellos Primers que contienen ácidos en su composición, por cuanto, si seguimos grabando en un principio esmalte por 15 a 20 segundos, y luego aplicamos Primers que también contienen ácidos, estaremos aumentando el tiempo de grabado, lo cuál puede trasuntar en lograr un grabado tipo III, de baja calidad que hará fracasar nuestro procedimiento adhesivo. Es por ello, señala, que actualmente se recomienda grabar sólo 5 a 10 segundos con ácido fosfórico cuando se utiliza Primers acidificados o que contienen ácidos para limitar de esta forma su acción.

En cuanto a la utilización del Primer sobre la superficie del esmalte, su aplicación varía de acuerdo al fabricante; algunos recomiendan que se use sobre esmalte y dentina a la vez, mientras que otros aconsejan su uso sólo en dentina o esmalte. Al respecto Thoms (Thoms y cols, 1994), estudiaron en cuatro sistemas de adhesión dentinaria si la colocación de un primer dentinario sobre el esmalte afectaba la resistencia entre éste y el composite in vitro. Los resultados demostraron que con dos de los agentes de adhesión, el Scotch Bond Multipropósito (3M) y el Optibond (Kerr) se disminuía en forma significativa su resistencia al esfuerzo con la aplicación previa de un Primer, sin embargo, tenían un aumento significativo en la resistencia cuando este último se usaba sólo en el esmalte. El Prisma Universal Bond 3 no mostró diferencias significativas entre el grupo con primers y el control. Las muestras tratadas con All-Bond 2 (Bisco) experimentaron un aumento significativo de las resistencias al esfuerzo en el esmalte acondicionado en comparación con el esmalte no acondicionado. Los resultados demuestran que el Primer dentinario puede tener un efecto significativo sobre la resistencia al esfuerzo del esmalte.

Otro estudio señala al respecto que en Primers hidrofílicos, la acetona y el alcohol etílico no dejan película de residuos sobre la superficie adamantina, pero pueden modificar negativamente la reacción de humectación (Horn, 1981).

APLICACIONES CLÍNICAS DE LA TÉCNICA DE GRABADO ÁCIDO.

Actualmente el ácido fosfórico es el ácido de elección para los procedimientos de grabado ácido, pero es posible que se usen en el futuro otros agentes de grabado como por ejemplo el ácido pirúvico. Sin embargo, el asunto controversial es la concentración óptima del ácido fosfórico que se debe utilizar.

Una comparación de diferentes concentraciones de ácido fosfórico (*Barkmeier y cols., 1985*) y de diferentes tiempos de acondicionamiento (*Barkmeier y cols., 1986*) demostró no haber diferencias estadísticamente significativas de adhesión a dientes permanentes. Una morfología topográficamente comparable fue observada para esmalte tratado por 15 segundos y por 60 segundos con ácido fosfórico en concentraciones de 5% y 37%. Recientemente se verificó que esto también era válido para la dentición decidua. (*García - Godoy, Gwinnett, 1991*).

La fuerza de unión interfacial debe ser de una magnitud suficiente para no ser destruida por la contracción de polimerización que acompaña la reacción de endurecimiento de los sistemas resinosos.

Los datos de resistencia adhesiva derivados de diferentes concentraciones ácidas son contrarios a los postulados Chow y col (*Chow y Brown., 1973*), quienes estudiaron el diagrama de fase del sistema ternario ($H_3PO_4 + Ca(OH)_2 + H_2O$), concluyendo que la concentración más efectiva del ácido fosfórico debería ser superior al 27% puesto que para concentraciones menores del 27% se formaba fosfato dihidrato dicálcico ($Ca(HPO_4) \cdot H_2O$) una sal insoluble que precipita impidiendo acceso a los microporos aumentados y reduciendo así mismo la fuerza de la adhesión. Varios trabajos sugieren enfáticamente que las concentraciones del ácido fosfórico bajo el 30% no afectan adversamente las fuerzas de adhesión.

Otro tema que produce controversia respecto del grabado ácido corresponde a la duración de éste. Es sorprendente que aún algunos autores recomiendan que el grabado ácido debería durar por lo menos 60 segundos para desarrollar un patrón de grabado apropiado. (*Leinfelder y Lemons, 1988*).

Legler (*Legler y cols, 1989*) determinaron las resistencias al corte de una resina adhesiva ortodóncica unida a la superficie del esmalte grabadas con ácido fosfórico al 37, 15, y 5% por 60, 30, y 15 segundos respectivamente, y demostraron que, ni la reducción en la concentración ácida ni la duración del grabado ácido tenían un efecto adverso en la resistencia de la adhesión. En un estudio posterior (*Legler y cols., 1990*), midieron la profundidad de las superficies expuesta por el grabado en las mismas condiciones experimentales. Estos autores registraron que las profundidades variaban entre 28.5 +/- 5.1 um cuando se grababa con ácido fosfórico al 37% durante 60 segundos a 4.0 +/- 0.7 um cuando se aplicaba ácido fosfórico al 5% durante 15 segundos.

Sadowsky (*Sadowsky y cols, 1990*), mostraron que una reducción en la concentración del ácido y la duración del enjuague no tenían un efecto adverso significativo sobre la retención clínica de adhesiones ortodóncicas adheridas.

Durante muchos años, el tiempo de tratamiento para el acondicionamiento ácido del esmalte fue de 60 segundos, posteriormente 30 segundos y estudios recientes indican que se ha reducido a 15 segundos y aún más, producto del surgimiento de nuevos acondicionadores dentinarios (Primers) que contienen ácido en su composición, llegando a tiempos de 5 a 10 segundos como máximo. (*Uribe Echevarría, 1997*).

Cuando se compara éste tiempo (15 seg.) con el acondicionamiento por 60 segundos, el primero ha mostrado crear cambios morfológicos similares en el esmalte. (*Barkmeier y cols, 1986, Glasspoole y Erickson 1986*) , así como también resistencias adhesivas al corte que no son significativamente distintas.

La evaluación de la microinfiltración de restauraciones colocadas en preparaciones con márgenes de esmalte grabadas ácidamente, ya sea durante 15 o 60 segundos esencialmente no mostraron infiltración en cada grupo en la interfase esmalte-restauración. (*Shaffer y cols, 1987*).

Un tiempo reducido de acondicionamiento ácido es lo que hoy ampliamente es utilizado para procedimientos preventivos, restaurativos y ortodóncicos. (Barkmeier, Cooley, 1992).

Conforme las generaciones más nuevas de sistemas adhesivos van evolucionando, podemos identificar varias agentes acondicionadores alternativas al ácido fosfórico.

Bowen (Bowen y cols, 1982) relataron el uso de formulaciones que contienen ácido nítrico para acondicionar esmalte y dentina. Varios sistemas adhesivos comercialmente disponibles en el mercado (por ej, ABC Mirage, Resto Bond y Tenure) usan el ácido nítrico cuya acción acondicionadora aumenta el área superficial del esmalte y aumenta su porosidad de manera similar al ácido fosfórico. Nakabayashi (Nakabayashi, 1982) relató éxito con ácido cítrico, particularmente en combinación con cloruro férrico.

Comercializado en EEUU como Amalgambond, este sistema usa una concentración de ácido cítrico al 10% con cloruro férrico al 3%, para acondicionamiento de tejido. (Se acredita que el cloruro férrico estabiliza el colágeno en dentina después del acondicionamiento).

Sin embargo, el ácido maleico que ha sido un ingrediente constante en Primers de sistemas adhesivos, se ha estado utilizando como agente único de grabado ácido (popularizado en el producto ScotchBond Multipropósito de la 3M). Aasen (Aasen y cols, 1990) demostraron que no hay diferencias significativas en la resistencia al esfuerzo cuando se usa ácido maleico al 10% o fosfórico al 35% para acondicionar el esmalte.

En resumen, la adhesión al esmalte es considerada hoy en día previsible y clínicamente durable, es un procedimiento relativamente simple y atraumático, cuya meta puede ser alcanzada a través de cualquiera de los variados agentes acondicionadores ácidos en conjunción con formulaciones apropiadas de resina (Baratieri, 1996)

Concentraciones y tiempos de aplicación de los ácidos han sido cuidadosamente investigados por los investigadores, pero es el profesional quién está encargado de leer y comprender tal información para asociarla y complementarla con aquella que entrega cada producto comercial.



II. 2.- MATERIALES RESTAURADORES.

El surgimiento de la técnica de grabado ácido del esmalte y de las resinas compuestas representan unos de los mayores progresos en la operatoria dental, más específicamente en la ciencia y el arte de restaurar cosméticamente los dientes.

El advenimiento del grabado ácido al esmalte nos permite aprovechar la adhesión lograda con éste procedimiento y los acondicionadores respectivos, para adherir un material cerámico o resinoso en el sector anterior.

Por lo tanto, si hablamos de restauraciones estéticas indirectas en el sector anterior, vemos que contamos con dos biomateriales para solucionar nuestro problema, las Resinas Compuestas y la Porcelana o también llamadas Cerámicas.

RESINAS

DEFINICIÓN

En general, a todos los polímeros orgánicos (en base a moléculas de carbono) que son susceptibles de ser moldeados y deformables antes de su endurecimiento químico, se les llama Resinas. De las Resinas naturales o artificiales, sólo algunas son de interés en la odontología, ellas son,

- Resinas Vinílicas
- Resinas Acrílicas
- Resinas Epóxicas
- Resinas Compuestas

RESINAS COMPUESTAS.

Las primeras resinas acrílicas autopolimerizables fueron introducidas en Alemania alrededor de 1934, y su utilización aumentó mucho durante la segunda guerra mundial. Sin embargo, su uso clínico mostró que no tenían estabilidad de color, y presentaban un elevado grado de contracción de polimerización, además de una adaptación marginal precaria debido al alto coeficiente de expansión térmica.

Comenzó entonces una búsqueda incesante para conseguir una mejora en las propiedades físicas de esta resina acrílica.

La gran revolución en este campo ocurrió alrededor de 1960 cuando Bowen, después de varias experiencias, juntó resina epóxica con resina acrílica, obteniendo el Bis-Gma. El esterglicidil del bisfenol reacciona con el metacrilato de resina acrílica. Un relleno inorgánico unido a la matriz a través de un agente de unión (silano) fue agregado, con el fin de mejorar propiedades físicas y mecánicas.

Cuando a este Bis-Gma se le adicionan partículas cerámicas previamente tratadas para producir unión química entre ambas, se le agregan los mismos reactivos de polimerización de las resinas acrílicas y se ocupan las técnicas de grabado ácido a esmalte, nos enfrentamos a la aparición del primer material restaurador plástico estético de aplicación directa y con cualidades adhesivas, como lo son las **resinas compuestas**.

El éxito en la odontología de las resinas compuestas lo podemos encontrar en la versatilidad del producto que nos permite realizar todas las clases de Black, carillas estéticas, muñones y prótesis fija, incrustaciones, férulas, y lo que sea posible crear frente a un caso clínico.

Desde su aparición, como polvo-líquido, sin ácido y sin agente de enlace, hasta hoy, han pasado décadas de investigación que las han mejorado notablemente.

COMPOSICIÓN.

MATRIZ DE RELLENO

En la mayor parte de las resinas compuestas se utilizan monómeros aromáticos o diacrilatos alifáticos, de estos, el sistema Bis-Gma es el que quizás se utiliza con mayor frecuencia, aunque también se emplea el de metacrilato de uretano.

Los monómeros de elevado peso molecular son viscosos en extremo a temperatura ambiental. Es esencial el uso de monómeros que se diluyan si se quieren obtener altos niveles de relleno y reproducir pastas con buena consistencia para el uso clínico. Estos pueden ser monómeros de metacrilato de metilo o dimetil metacrilato, como el DMATEC (dimetacrilato de trietilenglicol). La reducción de viscosidad se produce en gran medida al agregar Bis-Gma al monómero. Una combinación de 75 :25 % de los componentes permite obtener una viscosidad de 4 a 600 centipose, mientras que la de una mezcla de 50 :50 % es de 200 centipose.

Los monómeros de dimetil metacrilato permiten que exista un cruzamiento extenso de cadenas, lo que da a lugar a una matriz más resistente a los solventes. Sin embargo, esto aumenta la contracción de polimerización.

Aunque las propiedades mecánicas de la resina Bis-Gma son superiores a las acrílicas, igual que ellas, no se unen a la estructura dental. Así, incluso con materiales de relleno, la contracción de polimerización y cambio dimensional térmico continúan con consideraciones importantes.

PARTÍCULAS DE RELLENO.

La incorporación de estas partículas a la matriz de resina mejora de manera importante las propiedades del material. Como es evidente, si la presencia de resina es menor, la contracción de polimerización se reduce en comparación con las resinas sin relleno. Aunque la contracción varía de un producto a otro, en general es de 3 % del volumen en 24 hrs. La sorción de agua y el coeficiente de expansión térmica también son menores, las propiedades mecánicas, como resistencia a la compresión, a la tracción y módulo de elasticidad, resultan mejoradas.

Las partículas de relleno están compuestas por gránulos, cuarzo o vidrio triturados que producen glóbulos de 0.1 a 10 um. Las perlas de sílice de tamaño coloidal (0.02 a 0.04 um.), se conocen como microrellenos y se obtienen por un proceso pirolítico o de precipitación. Los compuestos se clasifican con base en el tamaño promedio de su componente de relleno principal. Además del nivel de volumen de relleno, tamaño, distribución, índice de refracción, radiopacidad y dureza, son factores importantes para determinar las propiedades y aplicación clínica de los compuestos resultantes.

La cantidad de relleno que se incorpora a la matriz de resina es concomitante con las superficies relativas. Las partículas de sílice coloidal tienen superficies grandes, de 50 a 300 um. así, incluso cantidades pequeñas de relleno hacen la resina más densa. Con frecuencia se agrega microrelleno a las fórmulas de resina compuesta en cantidades menores de 5% por peso a fin de modificar la viscosidad de la pasta.

AGENTES DE UNIÓN

Si se obtienen y mantienen las propiedades óptimas de una resina compuesta, es importante que las partículas de relleno se unan a la matriz de resina. Esto permite conseguir una matriz de polímero más plástica que transmita las tensiones a las partículas de relleno más rígidas. La adhesión entre las dos faces la proporciona un agente de unión. Su aplicación adecuada mejora las propiedades físicas y mecánicas, además, proporciona una estabilidad hidrolítica al evitar que penetre agua en la interfase de resina - relleno.

Aunque se han utilizado distintos materiales como agentes de unión, el más frecuente es el **silano** orgánico. En su estado hidrolizado, el silano contiene grupos silanol que se unen con los que se encuentran en la superficie del relleno al formar una unión siloxano (Si -O- Si). Los grupos metacrilato del compuesto silano orgánico forman uniones covalentes con la resina cuando polimeriza, así se completa el proceso de adhesión.

La importancia de una unión adecuada por medio del silano orgánico es imperativo en extremo para el funcionamiento clínico de la resina.

AGENTES DE LA REACCION QUÍMICA DE ENDURECIMIENTO.

Todos los composites tienen dos alternativas de polimerización. La primera es en base a sustancias químicas que actúan como activadores de la polimerización. La segunda alternativa es mediante un activador fotolumínico, como la luz ultravioleta y actualmente la luz halógena.

a) Activación química

La utilizan los composites llamados de autocurado o autopolimerización.

En este caso implica la interacción entre el peróxido de benzoflona (iniciador) y una amina terciaria , la dimetil paratoluidina (activador).

Este conjunto AMINA-PEROXIDO abre los dobles enlaces de carbonos no saturados del grupo metil metacrilato del Bis-Gma, iniciándose la unión en cadenas de los comonomeros. Al final de la reacción de polimerización, los constituyentes catalíticos no desaparecen y pueden ser causa de problemas estéticos de la restauración.

b) Activación Fotolumínica.

Luz halógena (LH) o luz visible. Este es el tipo de luz utilizada en la actualidad, aparece a fines de la década del 50. Al igual que con la luz ultravioleta, se requiere de un mediador fotosensible y que en este caso es una diacetona y una amina.

Tanto la diacetona como la amina no interactúan en ausencia de luz. Cuando sobre ellos actúa una luz azul de longitud de onda del orden de los 440 a 480 nanómetros, la cetona absorbe energía transformándose al estado de excitación. Esta cetona luego extrae electrones de la amina para producir dos radicales libres, uno derivado de la acetona y otro de la amina que inician la polimerización.

DILUYENTES O PLASTIFICANTES.

Dado que el Bis-Gma es demasiado viscoso para ser empleado solo, son empleados como diluyentes otros monómeros para reducir la viscosidad.

Generalmente se trata de otros monómeros de metacrilato tales como el metacrilato de metilo o, más frecuentemente, el dimetacrilato de tetraetilenglicol.

INHIBIDORES DE LA POLIMERIZACIÓN.

Compuestos como la hidroquinona, resorcina o pirogalol son utilizados en los composites con dos fines, uno para evitar su autopolimerización en el almacenaje y así aumentar su vida útil, y el otro es para controlar que la reacción química de polimerización sea gradual y no violenta.

AGENTES RADIOPACIFICANTES.

Como las resinas tienen como características ser radiolúcidas, se han introducidos agentes radiopacificantes en su composición con la finalidad de facilitar la preservación radiográfica. El óxido de bario y el fluoruro de bario asociados a la lamina han sido útiles para esta finalidad.

CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS.

Numerosos autores han clasificados las resinas compuestas de acuerdo con el tamaño de las partículas, tipo y cantidad de relleno, y tipo de activación. Veremos la clasificación según el tamaño de las partículas y según la cantidad de relleno.

A) Según tamaño de partícula :

TABLA N° I : CLASIFICACIÓN DE LAS PARTÍCULAS DE RELLENO.

<u>CATEGORÍA</u>	<u>PROMEDIO DE TAMAÑO DE PARTÍCULAS</u>
1- Convencional	8-12 (um)
2- Partícula pequeña	1-15 (um)
3- Microrelleno	0.04-0.4 (um)
4- Híbrida	1.0 (um)

B) Según cantidad de relleno:

a) Resina tradicional o convencional .

Contiene generalmente por lo menos 60% en peso de relleno inorgánico y una matriz orgánica. El tamaño de las partículas son, en promedio, superiores a 15 um, aunque las variaciones de tamaño se relacionan con la composición del relleno. La mayoría de los productos utilizan el cuarzo como relleno. La principal desventaja de utilizar el cuarzo es su dureza, que impide la obtención de partículas menores y regulares.

Las manifestaciones clínicas de esta desventaja son :

- mayor aspereza de la superficie
- contaminación del cuarzo.

Estas resinas están indicadas, principalmente, para cavidades de clase III y IV que no interactúen en el periodonto, en adhesión de fragmentos y núcleos de relleno. Están contraindicadas para las cavidades de clase V o para regiones próximas al tejido gingival, ya que debido a su aspereza superficial y la acumulación de placa, pueden provocar una alteración periodontal.

b) Resinas Compuestas de Micropartículas

Las resinas de micropartículas difieren de las convencionales, por el tamaño del relleno y la manera en que se incorporan a la matriz. El relleno está constituido, principalmente, de silica coloidal, cuyo tamaño varía de 0,01 a 0,1 um. Típicamente, las resinas de micro relleno contienen 35 a 50% de relleno en peso, aproximadamente.

La ventaja clínica principal de este sistema es que proporciona restauraciones con superficies más lisas y pulibles que los otros. Por eso, están indicadas para las cavidades que interactúan con el periodonto de protección.

c) Resinas Compuestas Híbridas

Estas resinas tienen, generalmente, un contenido de relleno de 70 a 86% en peso. El tamaño de las partículas es un poco menor que el de las convencionales, junto con partículas submicrométricas de las de microrelleno.

Estas resinas también presentan superficies regulares y sus superficies son más lisas que las de macropartículas, pero menos que las de micropartículas. Las partículas de vidrio son más resistentes, absorbiendo mejor que el cuarzo las tensiones aplicadas sobre la restauración, son indicadas para cualquier tipo de cavidad, excepto las que están en contacto directo con el tejido gingival. Debido a su gran contenido de relleno y su buena resistencia a la abrasión, algunos autores las indican para dientes posteriores.

PORCELANA.

DEFINICIÓN

Definidas como materiales cerámicos, están conformadas por la combinación de una matriz vítrea amorfa e irregular en la cuál se encuentran inmersa una fase cristalina dispersa.

La composición de una porcelana de uso odontológico y de una usada en el hogar o en la industria es esencialmente la misma, diferenciándose en las proporciones de los componentes primarios y en los procedimientos de cocción. Por lo tanto, la calidad de cualquier porcelana especialmente la de uso odontológico, dependerá de la selección de sus componentes, la correcta proporción de cada uno de ellos (factores que dependen del fabricante) y del control de los procesos de cocción de la porcelana (controlado por el operador).

Se requiere que los ingredientes de los polvos cerámicos en las porcelanas sean de gran pureza, importancia dada por los exigentes requisitos de color , tenacidad , insolubilidad, translucidez, de resistencia mecánica y expansión térmica. -

COMPONENTES.

Los componentes principales de una porcelana son el Feldespato, Sílice, (cuarzo) y Caolín (arcilla), además se agregan a menudo otros componentes como potasio, soda o cal para obtener propiedades especiales y óxidos metálicos o pigmentos para la obtención de matices determinados.

El Feldespato es un material cristalino y opaco con un color entre el gris y el rosado, es un silicato de aluminio y potasio, que al fundir al rededor de los 1300°C, pasa a constituir una estructura vítrea manteniendo la forma que se le da sin redondearse, a menos que sea sobrecalentado, es el componente que forma la matriz vítrea de las porcelanas y permite que las restauraciones de porcelana mantengan su forma durante la cocción.

El sílice es otro importante componente de la porcelana, por lo cual se deben utilizar cristales lo más puros posibles. Permanece inalterado a las altas temperaturas que normalmente son utilizadas en la cocción de la porcelana, lo que brinda una estabilidad a la masa durante el calentamiento y brinda un armazón para los demás componentes. Confiere además resistencia a las porcelanas, actúa como sustancia nucleante o de relleno.

El caolín o arcilla fina es un polvo blanco que al ser mezclado con agua se hace pegajoso y contribuye a que la masa de porcelana sea trabajable, y se pueda moldear. Al ser calentado a altas temperaturas se adhiere al armazón constituido por las partículas de cuarzo. A las porcelanas les confiere opacidad. Se contrae considerablemente por lo que debe ser usada en baja proporción.

Las porcelanas dentales contienen además diversos pigmentos y/o colorantes que se agregan en pequeñas cantidades, para permitir dar las delicadas tonalidades necesarias para imitar a los dientes naturales.

Los pigmentos metálicos incluyen el óxido de titanio para obtener tonos marrón amarillento, el manganeso para el color grisáceo, el óxido de hierro y níquel para el marrón, el cobalto para el azul y el óxido de cobre y cromo para el verde.

Además de lo anterior existe un grupo especial de porcelanas en las cuales es cambiado el relleno de cuarzo (Si O₂) por alúmina cristalina (Al O₃) como material de nucleación, son las denominadas "porcelanas alumianosas", la alúmina presenta un modulo de elasticidad mayor que el cuarzo, lo que le confiere mayor resistencia a la matriz vítrea de la porcelana, y además interrumpe la propagación de las grietas en forma más eficaz. Estas porcelanas presentan al igual que las convencionales dos fases, una vítrea y otra cristalina dada por la alúmina que puede llegar a un 50% del total. Durante la cocción de la porcelana no se producen cambios en la alúmina. Como desventaja, la incorporación de alúmina disminuye la translucidez de las porcelanas (son más opacas).

FABRICACIÓN DE LAS PORCELANAS .

Brevemente, la fabricación industrial de los diferentes polvos cerámicos, tanto de las porcelanas feldespáticas como aluminosas, se realizan mezclando los diferentes componentes en determinadas proporciones, que son posteriormente fundidos en hornos a altas temperaturas. La mezcla obtenida es enfriada bruscamente para preservar la matriz vítrea e inducir tensiones que facilitan su posterior trituración para así obtener un fino polvo, que mezclado con H₂O (destilada) o con un líquido aglutinante, es esculpido sobre una estructura que puede ser tanto una lámina de platino, troquel refractario (yeso) ò el metal en las restauraciones cerámico- metálicas. Esta escultura es llevada a un horno específico para ser horneada y obtener así la estructura de la restauración. La horneada de la porcelana también es conocida como fusión , cocción ó sinterización.

CLASIFICACIÓN.

Las porcelanas se clasifican generalmente en tres grupos según su intervalo de maduración o de fusión en :

- De alta fusión :1290 a 1370 °C
- De fusión media : 1090 a 1260 °C
- De baja fusión : 870 a 1070 °C

La mayoría de las porcelanas actuales, de los diferentes fabricantes, se funden a temperaturas próximas a los 950 °C.

Como fue mencionado anteriormente, desde la aglutinación del polvo, hasta el brillo final , la porcelana pasa por diversas etapas durante su fusión. Así por ejemplo, en una porcelana que se funde a 950 °C, aproximadamente a 930 °C las partículas ya están compactadas y la contracción ya se procesó. La porcelana en esta etapa tiene un aspecto irregular en su superficie, lo que confiere a esta el nombre de *bajo bizcocho* , debido a su apariencia. Con el aumento de la temperatura hasta la etapa final de fusión a 950 °C, la superficie toma un aspecto liso, sin presentar irregularidades. En esta fase tenemos el *medio bizcocho* . Cuando la pieza de cerámica se queda algunos segundos en su temperatura de fusión ésta adquiere un brillo en su superficie que la hace más translúcida. En esta fase tenemos el *alto bizcocho o el glaseado*, donde la porcelana alcanza el punto más alto de la dureza. Podemos decir entonces, y en relación a lo anterior, que la porcelana tiene el comportamiento de un vidrio y, como tal, desde su temperatura de glaseado hasta la temperatura ambiente, durante su enfriamiento, sufre pequeñas fracturas (microgrietas). Esas microgrietas son conocidas como *grietas de Griff* . En condiciones normales, ellas no se manifiestan durante la confección de una restauración en porcelana. Sin embargo, si una pieza en cerámica es elevada a su temperatura de fusión por varias veces, las grietas se multiplican, pudiendo entonces obtenerse una pieza con menor translucidez y mayor propensión a fracturas frente a las tensiones masticatorias.

TIPOS DE PORCELANA.

Las restauraciones requieren para su confección el uso de distintos polvos cerámicos pigmentados para simular las distintas porciones de la pieza dentaria, y así tenemos polvos de porcelana para el cuerpo o dentina, esmalte, porcelana gingival e incisal, además del opaco para enmascarar el color de la estructura de soporte de la restauración, sea este diente o metal.

1. - Porcelana Opaca : esta es la primera porcelana que se cuece y desempeña 2 funciones principales : enmascarar el color de la aleación (o diente) y ser responsable de la unión metal-porcelana en las restauraciones cerámico - metálicas. La densidad de los óxidos es mayor que la de la matriz de cristal ; en consecuencia, los óxidos de estaño, titanio y circonio, poseen un mayor índice de refracción que los componentes de la matriz del cristal..
2. -Porcelana de Cuerpo : esta se cuece sobre la porcelana opaca, habitualmente con la porcelana incisal. Proporciona cierta translucidez y contiene óxido que ayuda a obtener el color deseado.

3. - Porcelana Incisal : es una porcelana muy traslúcida, por lo tanto, el color percibido en la restauración se ve significativamente influido por la porcelana de cuerpo

CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS PORCELANAS.

- Baja resistencia al impacto.
- Baja resistencia a la tracción.
- Alta resistencia a la compresión.
- Alta lisura superficial
- Estabilidad de color.
- Estabilidad de forma.
- Alta resistencia al desgaste -Abrasión.
- Biocompatible con los tejidos periodontales.
- Carecer de ductibilidad, no se producen dislocaciones ni desplazamientos.
- Malas conductoras térmicas y eléctricas.

LIMITACIONES

- Existe un cierto grado de complejidad para hacer concordar en forma exacta el color con los dientes naturales.
- No permite márgenes excesivamente largos o retentivos.
- La resistencia varía de acuerdo a la composición de la porcelana usada, manipulación y cocción.
- Debe poseer una adecuada estructura de soporte, sea dentaria o metal para evitar su fractura.
- Alta dureza lo que puede ocasionar desgaste excesivo en los dientes antagonistas.
- La fragilidad que posee generalmente impide que la porcelana sea utilizada en zonas donde existen grandes fuerzas masticarais.
- Aparatología especial y una técnica depurada.

INDICACIONES DE LAS PORCELANAS

- Coronas Jacket.
- Coronas Cerámico - metálicas. .
- Carillas estéticas o laminadas.
- Restauraciones inlay/onlay.

II. 3 RESTAURACIONES ESTÉTICAS INDIRECTAS DEL SECTOR ANTERIOR :

CARILLAS ESTÉTICAS.

HISTORIA

Los antecedentes de esta técnica se remontan a 1938, cuando Pincus , CR (*Pincus, 1938*), describe los frentes de Hollywood, denominación primitiva del autor para mejorar la estética de los actores cinematográficos. En aquel entonces, frágiles láminas de porcelana eran pegadas a los elementos dentarios intactos mediante adhesivos para prótesis completas.

Posteriormente, y con el advenimiento de la odontología adhesiva, se describe en 1978 la adhesión de carillas prefabricadas de plástico mediante el sistema de grabado con ácido. Unos años más tarde, en 1983, se menciona el grabado de la porcelana para ser usada en restauraciones cosméticas. (*Calami y Simonsen, 1983*).

Con el surgimiento de la técnica del grabado ácido del esmalte y de las resinas compuestas, pasaron a ser utilizadas alternativas más simples y conservadoras para la restauración de los dientes.

Unas de las principales ventajas de este procedimiento es la conservación de la estructura dentaria, debido a que la preparación se limitará sólo al esmalte dentario. De este modo se conserva y protege a la pulpa, reduciendo así la posibilidad de caries y/o hipersensibilidad.

El poco tiempo clínico que se emplea en realizar la preparación constituye otra ventaja , ya que se limita a la reducción de una pequeña capa de esmalte vestibular, sin abarcar la cara palatina o lingual de los dientes. Además una parte del borde incisal no se toca, aún para los dientes antero inferiores, de tal forma que se mantiene el contacto dental para preservar la relación oclusal. (*Haga y Nakazawa, 1991*). Sin embargo, otros autores como Baratieri, preconizan que estas carillas, al contrario de las demás, cuando son hechas en porcelana, pueden ser utilizadas en la superficie palatina de los dientes anterosuperiores, para restablecer la guía anterior. (*Baratieri, 1993*)

TIPOS DE CARILLAS ESTÉTICAS.

Las carillas estéticas se pueden dividir, de manera didáctica, en directas o indirectas. Las directas son las realizadas por el propio odontólogo a mano alzada, y pueden ser de resina compuesta, resina acrílica u obtenida a partir de un diente natural extraído , mientras que las indirectas son aquellas producidas por un laboratorio dental (sobre un modelo de trabajo) ó industrialmente, pudiendo ser confeccionadas en resinas compuestas, resinas acrílicas, porcelana o hidroxiapatita fundida.(*Baratieri, 1993*)

INDICACIONES.

- Independientemente del tipo de carilla estética, las podemos indicar en los siguientes casos clínicos ;
- Dientes anterosuperiores vitales que presentan un color alterado por tetraciclina o fluorosis y no responden favorablemente a otras técnicas más conservadoras.
 - Dientes anterosuperiores tratados endodónticamente que presentan color alterado y no responden favorablemente a las técnicas convencionales de blanqueamiento.
 - Dientes anterosuperiores (vitales o no) en que la estética está comprometida por la presencia de varias restauraciones
 - Dientes con malformaciones, como por ejemplo, incisivos de Hutchinson e incisivos laterales conoides, amelogénesis imperfecta, hipoplasias extensas.
 - Dientes espaciados y/o diastemados.
 - Dientes mal ubicados, como por ejemplo dientes en rotación y dientes en versión labial o lingual leve.
 - Para corregir discrepancias en el tamaño de los dientes, microdoncia.
 - Pérdida de estructura dental por caries o trauma.
 - Dientes con abrasiones.
 - Tratamiento protésico en dientes permanentes (en jóvenes).

CONTRAINDICACIONES.

No realizaremos carillas estéticas, independiente de cualquier tipo, en los siguientes casos ;

- En algunos pacientes del tipo clase III.
- Pacientes que tienen mordida anterior borde a borde.
- Pacientes que tienen hábitos parafuncionales, como por ejemplo bruxismo, onicofagia.
- Dientes que no tienen esmalte suficiente para retener la carilla y/o para permitir un sellado marginal adecuado.
- Pacientes con severa enfermedad periodontal.

ELECCIÓN DEL TIPO DE CARILLA.

Para que un determinado tipo de carilla estética sea considerada ideal, deberá presentar los siguientes requisitos :

- reproducir el contorno del diente, con espesor mínimo (no superior a 0,5 mm).
- su superficie y márgenes deberán ser lisos y capaces de mantenerse brillizos.
- ser capaz de enmascarar todos los tipos de decoloración sin precisar aumentar excesivamente el espesor.
- ser capaz de imitar bien los colores naturales del diente, tanto en la zona cervical como en el cuerpo y en incisal.
- ser biocompatible con el periodonto de protección.
- ser resistente al desgaste.
- ser muy resistente a manchas.
- ser de fácil realización ;
- En actividad, resistir a la fractura y ser fácilmente reparada o substituida si la fractura se produce.
- ser de bajo costo.

Ninguna de los distintos tipos de carillas cumple con todos los requisitos. Por lo tanto, la elección de uno u otro tipo de carilla dependerá entonces, del caso clínico, de la disponibilidad de recursos, y tiempo del paciente, y de la habilidad del operador.

CARILLAS ESTÉTICAS INDIRECTAS.

Dentro de este tipo de carillas, encontramos a las Carillas Estéticas Indirectas de Resina Acrílica (Sistema Mastique), Carillas Estéticas Indirectas de Resina Compuesta, Carillas Estéticas Indirectas de Porcelana.

Considerando el propósito del presente estudio, analizaremos solamente las dos últimas.

Carillas estéticas indirectas de resina compuesta:

Las carillas estéticas de resina compuesta fueron desarrolladas principalmente para los profesionales que no tienen tiempo y/o destreza manual suficiente para realizarlas. Estas carillas, a pesar de ser indirectas, al contrario del Sistema Mastique, no se encuentran en el comercio. Son realizadas sobre un modelo de trabajo (específico para cada diente) en un laboratorio dental. Las resinas compuestas disponibles para este tipo de carillas, tienen partículas de carga ultrafinas que permiten la obtención de una superficie extremadamente lisa y resistente al desgaste.

La realización de esta carilla estética requiere de dos sesiones clínicas. La primera, para la selección de los colores, preparación del diente y moldaje, y una segunda, para la fijación de las carillas a través de la técnica del grabado ácido del esmalte, y todo el procedimiento ulterior, el cuál es descrito en otro capítulo.

Es fundamental destacar la necesidad de obtener modelos de trabajo, en la primera sesión, de óptima calidad y de orientaciones sobre detalles anatómicos y en relación a los colores, para que el laboratorista pueda reproducirlos en la carilla.

En la siguiente sesión, los dientes preparados deberán pulirse con una pasta de piedra poméz y agua, y se los debe aislar adecuadamente. Enseguida las carillas son probadas y, si fuera necesario, se harán ajustes. Esto incluye desgastes de pequeños puntos salientes o un poco de resina en los márgenes.

En estos momentos estamos en condiciones de realizar la adhesión de las carillas estéticas.

Carillas estéticas indirectas de porcelana:

Las facetas de porcelana representan la alternativa más eficaz para recuperar la estética y la función de dientes anteriores con el color y/o forma alterados. Como mencionamos anteriormente, estas carillas estéticas pueden ser utilizadas en la superficie palatina de los dientes anterosuperiores, para restablecer la guía anterior. La porcelana vitrificada tiene muy buena biocompatibilidad con el periodonto de protección, no favorece la acumulación de placa bacteriana y tiene resistencia más elevada al desgaste que la estructura dental. La desventaja de la porcelana esta relacionadas con el hecho de que no puede ser revitrificada y que cuando hay fracturas, debe ser substituida o reparada con resina compuesta.

La técnica de las carillas estéticas de porcelana, al igual que las carillas estéticas indirectas de resina, exige también dos sesiones clínicas (una para la elección de los colores, preparación y moldaje de los dientes y otra para la fijación de las carillas) y una etapa de laboratorio para la confección de estas sobre el modelo de trabajo.

Después que la carilla ha sido confeccionada sobre el modelo, se deberá atacar su superficie interna con ácido fluorhídrico, para crear microretenciones, que facilitarán su fijación al esmalte grabado a través de la utilización de un sistema de resinoso de enlace. Antes de la fijación, la superficie interna de la carilla podrá ser cubierta con un agente de porcelana tipo silano para producir una unión química que refuerce el eslabón mecánico entre la resina de fijación y la porcelana grabada.

Después de la fijación de las carillas estéticas se debe ver si existen excesos de resina de fijación, los que deben ser retirados. Para retirarlos del margen gingival se puede emplear una piedra diamantada de grano fino, y para retirarlos de los márgenes proximales, se usa una hoja de bisturí y/o bandas de lija.

PREPARACIÓN DENTARIA.

Una vez establecido el caso clínico, y, por lo tanto, elegido el tipo de carilla estética, procederemos a la preparación dentaria, la cuál revisaremos en forma sucinta. Consideremos que previamente ya hemos elegido el color para nuestra carilla estética.

Antes de comenzar el tallado, será necesario considerar detalles anatómicos de la superficie vestibular que será desgastada, como surcos, depresiones, grietas, etc. La preparación consistirá en un tallado de la superficie, la cuál deberá quedar limitada al esmalte. La profundidad variará de 0.4 - 0.5 mm en la región cervical, y de 0.5 -0.6 mm en el tercio medio. Este desgaste se hará en alta velocidad, y con piedras diamantadas. Podremos iniciar el tallado con surcos de orientación a nivel de la encía marginal

El desgaste de la superficie vestibular para una carilla, tiene entre otras, las siguientes finalidades :

- Remover el esmalte superficial, que es rico en flúor.
- Aumentar la fuerza de unión entre el material restaurador y el esmalte dentario.
- Favorecer una línea bien definida de terminación.
- Compensar el espesor de la carilla.
- Permitir la reproducción del color natural del diente sin provocar sobrecontornos exagerados.
- Prevenir problemas periodontales.

Esta preparación la realizaremos en un campo operatorio con aislamiento relativo. Como mencionamos anteriormente, algunos autores, como Baratieri, preconizan que cuando la carilla estética sea confeccionada en porcelana, el desgaste dentario podrá incluir parte de la superficie palatina del diente para de este modo restablecer la guía anterior. (*Baratieri, 1993*).

A continuación , podremos obtener el modelo de trabajo a través de una impresión.

CEMENTACIÓN ADHESIVA

Si bien la técnica en particular de adhesión se analizará en forma detallada cuando revisemos cada sistema adhesivo, ahora veremos los tópicos generales de lo que será la cementación adhesiva.

La técnica de cementación es uno de los factores más importantes para obtener éxito con las carillas estéticas indirectas del sector anterior. El mecanismo de unión entre la estructura dentaria (esmalte) y la resina de cementación es básicamente la misma para una restauración de porcelana y/o composite. La resina penetra entre los prismas del esmalte que previamente ha sido acondicionado con la técnica de grabado ácido, para obtener así microretención.

Sin embargo, la resina no se une a la porcelana y es por ello que debe utilizar un agente de enlace que permita la unión entre la resina, de naturaleza orgánica, y la porcelana, en cuya superficie se encuentran sustancias inorgánicas como el silicio.

La cementación en este tipo de restauraciones comprende varias etapas que se dividen en : lavado de la superficie dentaria, prueba de adaptación de la carilla, acondicionamiento de la superficie del esmalte y la parte interna de la carilla y la cementación. En el caso de usarse carillas de porcelana que incluyan parte de la cara palatina, deberemos verificar su ajuste oclusal.

Además de todo lo anterior, debemos realizar una prueba de adaptación, requisito sin ecuanón de toda restauración dentaria. El éxito en la adaptación dependerá de las diversas etapas ya ejecutadas como :

- Preparación Adecuada
- Impresión que reproduzca fielmente los límites de la preparación.
- Provisional que proteja y mantenga el diente preparado.
- Confección cuidadosa de la restauración.

Aunque el cemento adhesivo puede llenar las pequeñas fallas de adaptación, se debe buscar siempre la menor interfase, ya que este cemento es menos resistente al desgaste que el diente o la restauración. Cuanto mayor es la línea de cementación, mayor es el desgaste que el cemento presentará. También en relación a la restauración, el cemento es más susceptible a la pigmentación. Por lo tanto, cuanto menos expuesto se presente este cemento, menor es el riesgo de que este comprometa en un futuro la estética del diente.

Previamente a la verificación de la adaptación, se deberá tener presente la fragilidad de la porcelana, lo que hace de este procedimiento un proceso crítico debido al riesgo de fracturas. Para las restauraciones de resina compuesta, el riesgo de fractura es menor. Sin embargo, restauraciones de espesores pequeños deberán ser tratadas con el mismo cuidado.

Una vez verificado el ajuste y contorno se evalúa el color. Considerando que la carilla es delgada, el efecto del color se observa al colocarla en el diente. En este momento se evalúa la necesidad de seleccionar un cemento cuyo color influye activamente en el aspecto final del conjunto diente - restauración. Probada y aprobada la restauración, se selecciona el tipo de cemento a ser utilizado.

SELECCIÓN DEL CEMENTO RESINOSO.

El material cementante tiene como función principal el promover la adhesión entre la restauración y la estructura dentaria. Su color y/o translucidez determinará en algunos casos el aspecto estético de la restauración. Dentro de las características ideales que debería un agente cementante se mencionan las siguientes :

- Adhesividad al diente
- Adhesividad a las restauraciones.
- Adhesividad a los materiales utilizados para el acondicionamiento de la superficie dentaria preparada y material restaurador.
- Pequeño espesor de película.
- Alto escurrimiento (baja viscosidad).

- Tiempo de trabajo amplio.
- Polimerización rápida cuando sea activado, impidiendo el desalojamiento durante la cementación.
- Ser capaz de corregir eventuales fallas de adaptación.
- Fácil remoción de excesos, aún cuando haya polimerizado.

Los agentes cementantes son clasificados de acuerdo con el tipo de activación que presentan en :
químicamente activados, fotopolimerizables y de doble polimerización .(dual)

1. Los cementos activados químicamente pueden ser utilizados para cementar cualquier restauración, translúcida u opaca, sin embargo, el limitado tiempo de trabajo dificultan su empleo. Las resinas químicamente activadas para restauración pueden ser utilizadas como cemento si se plastifican en la resina fluida, lo que aumenta su escurrimiento.
2. Los cementos fotopolimerizables pueden ser utilizados solamente para restauraciones translúcidas. La translucidez depende del tipo de material restaurador utilizado y de su espesor. Una simple prueba para determinar la posibilidad del uso de un cemento fotopolimerizable es la colocación de una pequeña cantidad de cemento bajo la restauración y la aplicación de la luz a través de ella. La polimerización del cemento indica la posibilidad de uso como agente cementante. El tiempo de trabajo de estos cementos es excelente, pudiendo además contarse con una amplia variedad de colores. Las resinas fotopolimerizables para restauración, mezcladas con resina fluida fotopolimerizable, pueden ser usadas garantizando un excelente resultado cuando se necesita ejecutar pequeñas reparaciones en la adaptación de la restauración.
3. Los cementos de activación dual fueron especialmente desarrollados para la cementación adhesiva de restauraciones estéticas. Son los cementos de elección para la mayoría de los casos, la polimerización de estos no depende del espesor de la película o de la opacidad la restauración, la fotopolimerización acelera la reacción de endurecimiento del cemento. Sin embargo, la polimerización química ocurre independientemente de la aplicación de la luz en un tiempo promedio de 6 minutos para la mayoría de los productos que se encuentran en el mercado.

Los cementos duales son comercializados en dos formas : con o sin resina fluida. Los que no vienen acompañados de resina fluida tienen la propiedad de aflorar líquidos cuando son presionados, llenando por consecuencia, las microrretenciones del esmalte y del material restaurador. Seleccionado el agente cementante, se inicia el acondicionamiento de la restauración.

ACONDICIONAMIENTO DE LAS CARILLAS ESTÉTICAS INDIRECTAS.

Tanto para la porcelana como para las resinas compuestas, el acondicionamiento de la superficie interna de las carillas estéticas intenta crear condiciones para que exista una retención química y mecánica de la restauración al agente cementante. Es por ello que existen diferentes procedimientos, dependiendo del material restaurador y del agente cementante a utilizar, que permitirán una adhesión real entre la superficie dentaria y la restauración.

En términos generales, la técnica básica de cementación no varía mucho entre los diferentes medios adhesivos que están disponibles en el mercado. A continuación se describirá el procedimiento y las consideraciones clínicas que se deben tener al momento de realizar el proceso de adhesión.

ACONDICIONAMIENTO DE LA SUPERFICIE DE PORCELANA.

El éxito en la unión entre la porcelana y la resina de cementación depende básicamente de dos procedimientos que están íntimamente relacionadas: 1º el acondicionamiento con ácido fluorhídrico y 2º la silanización de la porcelana.

El acondicionamiento con ácido fluorhídrico crea microrretenciones, por disolver parte del silicio presente en la superficie de la porcelana. (el acondicionamiento se realiza sólo en la cara interna de la restauración que estará en contacto con la superficie dentaria preparada).

Cuando se utiliza el ácido en forma líquida, se deberá proteger la superficie externa con cera o barniz, de manera que el escurrimiento del ácido no perjudique el glaseado y facilite la adhesión de excesos del agente cementante, haciendo más difícil la remoción de estos. Por el contrario, el uso del ácido en forma de gel facilita el acondicionamiento de la porcelana, ya que este puede ser realizado de una manera más controlada sin riesgos de alcanzar a las demás superficies. Por lo tanto, se puede a través de una aplicación cuidadosa, abrir mano de la protección en las superficies externas, lo que hace que el procedimiento sea más simple.

El tiempo de acondicionamiento con ácido fluorhídrico varía de acuerdo con la concentración del ácido utilizado y del tipo de porcelana presente en la cara interna de la restauración. Los ácidos en la forma de gel presentan una concentración alrededor de 8%, siendo el tiempo promedio de aplicación entre 3 y 6 minutos para un acondicionamiento adecuado. Cuanto mayor sea la concentración del ácido, menor es el tiempo necesario de aplicación. Sin embargo, por tratarse de un ácido altamente corrosivo, es aconsejable utilizar productos con una menor concentración, lo que reduce en parte los efectos del contacto accidental de la piel con el ácido.

El tipo de porcelana encontrada en la cara interna de la restauración también influye en el tiempo de acción necesario para el ácido. Cuanto más opaca sea ésta porción de porcelana, mayor será el tiempo exigido para obtener un acondicionamiento adecuado. Las porcelanas opacas como ya fue mencionado anteriormente, presentan una mayor concentración de alúmina en su composición, lo que disminuye el silicio disponible en la superficie y dificulta el acondicionamiento con ácido fluorhídrico. En estos casos, el tiempo de aplicación del ácido es, por lo general, el doble del tiempo exigido para una porcelana translúcida. La decisión sobre el tiempo adecuado de acondicionamiento también puede ser tomada junto al laboratorista dental que confecciona la restauración, quien debe conocer las especificaciones de la porcelana que usa. Pasado el tiempo de grabado, la restauración debe ser lavada con agua corriente o en un aparato de ultra sonido. A continuación, la restauración es sumergida en alcohol al 96% y secada. Debido a ser volátil, el alcohol favorece la obtención de una superficie seca más rápidamente. La efectividad del acondicionamiento se reconoce por el aspecto blanquecino que las caras internas de las restauraciones de porcelana deben presentar al final de este proceso. Después del acondicionamiento de la porcelana, se debe evitar cualquier contacto con sus superficies, de manera que estas no sean contaminadas por sustancias extrañas a las utilizadas para la cementación.

La 2ª etapa ó acondicionamiento de la porcelana es la *silanización*. El silano es un compuesto bifuncional que tiene la capacidad de unir sustancias orgánicas a inorgánicas. Esto es extremadamente interesante para la cementación de restauraciones de porcelana. La porcelana es rica en sustancias inorgánicas en su superficie (silicio) y se debe unir a un agente cementante resinoso formado por una matriz de sustancias orgánicas (por ejemplo, BISGMA). El silano propicia este puente entre los componentes orgánicos de la resina y los inorgánicos de la porcelana, garantizando así la unión química efectiva de la restauración al agente cementante.

Los silanos más comúnmente utilizados en Odontología son divididos en dos grupos :

- - Silanos no - hidrolizados

Este grupo comprende los silanos que necesitan de algún tipo de activador para que se vuelvan efectivos. Uno de los productos más usados actualmente requiere de un medio ácido para que se torne activo. Se aplica el ácido fosfórico sobre la superficie a silanizar y, después de algunos minutos, se aplica el silano sobre el ácido. La superficie acidificada garantiza la hidrólisis del silano, haciéndolo activo y apto para promover la unión entre el silicio de la porcelana y la resina cementante.

Después del tiempo sugerido por el fabricante, la superficie debe ser lavada con un chorro de agua, para remover el ácido fosfórico, y se seca.

- Silanos pre - hidrolizados

Este grupo comprende los silanos que ya vienen activados. Su uso es más simple, ya que sólo hay necesidad de pincelar el líquido por un determinado tiempo sobre la superficie in terna de la restauración.

ACONDICIONAMIENTO DE LA SUPERFICIE DE RESINA.

El acondicionamiento de la superficie interna de una carilla estética de resina compuesta consiste básicamente en realizar una limpieza de ésta, mediante un gel de grabado ácido para posteriormente aplicar los distintos acondicionadores y/o adhesivos que indican los fabricantes en sus sistemas adhesivos disponibles en el mercado.

En la actualidad es posible encontrar productos que traen incorporados, en un sólo frasco, el Primer y el Adhesivo, por ej. el Prime & Bond 2.1 (Denstply), Optibond solo (Kerr), Syntac mono componente (Vivadent), One Step (Bisco), Bond I (Seneric) y el Single Bond (3M), cuyo manejo es más sencillo que el de sus predecesores. Estos adhesivos llamados *Hibridizantes* por algunos autores, constituyen la quinta generación de los sistemas adhesivos.

II.- 4 TESTS DE CORTE Y TRACCIÓN ADHESIVA PARA LA EVALUACIÓN DE CEMENTOS RESINOSOS.

INTRODUCCIÓN

La utilización de los agentes adhesivos es, hoy en día de amplio uso en la Odontología clínica. Cada año los fabricantes introducen nuevos sistemas adhesivos y materiales restauradores que dificultan al Odontólogo de práctica general, tener conocimiento acerca de estos. La Odontología adhesiva se ha expandido para ajustar inlays de resina compuesta, puentes adhesivos y restauraciones de porcelana. Precisamente esta expansión es la que ha dado origen a nuevos materiales adhesivos, los denominados *cementos resinosos*, los cuales ofrecen varias ventajas sobre los cementos convencionales, tales como el cemento fosfato de zinc y cemento de vidrio ionómero, etc., debido a que presentan una mayor resistencia mecánica, menor solubilidad y mejor resistencia al desgaste.

En definitiva, los cementos resinosos tienen en la actualidad la capacidad de adherir restauraciones a la estructura dentaria; esmalte o dentina, a través del uso de acondicionamiento ácido y agentes primers asociados. Sin embargo, con la variedad de nuevos cementos disponibles, se necesitan criterios de selección que ayuden al Odontólogo en la elección de un material para un determinado uso clínico. En consecuencia, quienes están involucrados con la investigación deben ser capaces de proveer información útil y veraz que permita asistir la selección de estos materiales. Un método para proveer tal información es la evaluación de las resistencias adhesivas a la estructura dentaria, tanto en el modo de corte (o esfuerzo), como en el de tracción (o tensión). Al respecto, se ha declarado que el test de resistencia al corte provee un test más predictivo cuando se lo compara al de tracción, aunque los esfuerzos existentes durante la función clínica (masticatoria) son muy complejos. (Retief, 1991). No obstante a la fecha no hay ninguna estandarización de los métodos de test in vitro, haciendo muy difícil las comparaciones entre investigadores. (Rueggeberg, 1991; Söderholm, 1991; Stanley, 1993; Hardavi y col, 1993; Watanabe y Nakabayashi, 1994).

El reporte técnico N°35 de la FDI (FDI, 1990), sobre adhesión dentinaria, indicaba que la selección de un método de test dependía del uso del material. El test de corte ha sido utilizado a menudo para la evaluación de cementos en el pasado, debido principalmente al hecho de que los cementos tales como el fosfato de zinc no se adhieren a la estructura dentaria. Por ello un test de tracción en estos casos siempre produciría un resultado negativo. Sin embargo, los nuevos cementos resinosos tienen el factor agregado de adhesión a esmalte y dentina que necesitan para ser evaluado. Entonces puede ser de utilidad determinar también las propiedades de tracción de estos materiales en adición a las propiedades de resistencia al corte que estos presentan.

Cualquiera de estos dos métodos, sin embargo, proveerá información útil cuando las restauraciones cementadas estén sujetas a varios esfuerzos que exhiban componentes de corte y tracción. No obstante, estos métodos de test también se sabe que producen resultados ampliamente variables debido a factores tales como una distribución desigual de esfuerzos durante el testeo. (Van Noort y col, 1991).

Recientemente, la Organización de Estándares Internacionales dio a conocer el documento "TR110405 Materiales Dentales Guía para el Testeo de Adhesiones a la Estructura Dentaria", (ISO, 1993), para buscar consenso respecto al testeo de adhesiones. A la fecha, pocos estudios han comparado directamente los dos test (Fowler y col, 1992; Oilo y Austrhei, 1993), y casi no hay datos disponibles que investiguen las resistencias adhesivas a esmalte o dentina de cementos resinosos utilizando las líneas guías establecidas por el estándar ISO.

MÉTODOS Y VARIABLES DE ADHESIÓN.

La revisión de Oilo (1987) en relación a los test de des-adhesión dividió a estos en test de examinación cualitativo y cuantitativos. ¿Queremos un tipo de test de calidad para estudiar la adhesión o des-adhesión y el modo de falla, o queremos cuantificar la adhesión en orden a predecir algo acerca de la capacidad de carga y duración de la adhesión?. El test de calidad debería estar bien estandarizado y ser fácil de realizar. Este puede ser de tensión, corte, torsión clivaje, extrusión (Haller, 1994) o flexión de cuatro puntos (Oilo, 1987). Los test más fáciles de desarrollar son los de corte. La carga puede ser distribuida o interfacial. (Hay una fuerte tendencia a desarrollar momentos de flexión en la mayoría de los test de corte.)

Los test de tracción, en teoría, deberían desarrollar distribuciones de esfuerzos más uniformes, si hay una correcta alineación entre el sustrato (diente), el sistema adhesivo y el biomaterial correspondiente. No obstante, las distribuciones de esfuerzos en tales test han demostrado no ser uniformes (Van Noort y col, 1989; 1991). Presumiblemente, esto se debe a las complejas combinaciones de deformaciones elásticas y plásticas de los adhesivos, resinas compuestas y superficies dentarias que ocurren simultáneamente. Simplemente sustituyendo un compuesto resinoso de alto módulo elástico por un material de bajo módulo se ha mostrado que aumenta significativamente la resistencia aparente al corte de las adhesiones. (Erickson y cols, 1989). Un test interfacial sea de corte y/o tensión probablemente se vuelve un test de clivaje tan pronto como la primera fisura comienza a propagarse a partir de un defecto, hueco, u otra fuente de concentración de esfuerzos.

El testeo cuantitativo de las adhesiones involucra en tanto, la determinación de la dureza de la fractura ó la energía de éstas (O'Brien y Rasmussen, 1984; Tam y Pilliar, 1993). Esto ha sido aplicado tanto a las resistencias del cuerpo de los materiales como a las adhesiones interfaciales, entre resinas adhesivas y estructura dentaria. (Harashima y col, 1988; Tam y Pilliar, 1993, 1994; Lin y Douglas, 1994.)

MÉTODOS DE TESTEO.

Los test de adhesión se han desarrollado lentamente desde el pionero trabajo de Buonocure (1955). A partir de ello muchas mejorías se han experimentados en los últimos 40 años. Las contribuciones de Bowen (1965), Kemper y Kilian (1976), Watanabey col. (1987) y Retief (1991) han ayudado a estandarizar los métodos de testeo de las adhesiones. Sin embargo, hay un enorme número de variables que pueden influenciar los resultados. Estos se han listado en la siguiente tabla, bajo la amplia categoría de variables tales como: Sustrato, Grabado Ácido, Primers, Adhesión, Almacenamiento y Variables de Testeo.

VARIABLES ADHESIVAS.

A. Sustrato

- Diente Humano o Bovino ?
- Esmalte o Dentina ?
- Superficial, Medio o Profundo ?
- Oclusal, Proximal o Vestibular ?
- 3ºs Molares, Premolares o incisivos ?
- Superficie Arenada, Sílice Arena, Método AL2O3, SIC, 320, 600, 800 O 1000Grit.
- Piedras de Diamante, Carbide, Alta Velocidad, Baja Velocidad, Aire Agua.
- Reutilización del Diente.
- Montaje en Plástico, Yeso Extraduro, etc.

B. Grabado Acido.

- Grabar o No Grabar ?
- Que tipo de Grabado ?
- Cuanto Grabado. ¿Regrabar ?.
- Tiempo de Grabado ?
- Pasivo o Activo ?
- Tiempo de Lavado ?
- Tiempo de Secado ?

C. Primers.

- Cubrir Toda la Superficie o Aplicar Dentro de una Matriz.
- ¿Cuánto Primer ?.
- Pasivo o Activo.
- Lavar o Evaporar. ¿Cuanto Tiempo ?
- Fotocurar o No.
- ¿Húmedo o Seco ? ¿Cuan Húmedo o Cuan Seco ?
- ¿Ácido ó no ?

D. Adhesión.

- ¿ Cuanto Adhesivo y por Cuanto Tiempo ?
- ¿Esparcir con Aire ? ¿Cuán fina o Cuán seca la película ?
- ¿ Que diámetro del área adhesiva ?
- ¿Colocar Con Presión o Sin Presión ?
- Fluido Pulpar /Presión o No.
- Fotocurar, ¿ Cuanta luz ? ¿Cuanto Tiempo ?

E. Almacenamiento. (Condiciones de)

- H₂O, Suero Salino, Isotonico, etc. ?
- Temperatura Ambiente o 37°C. ?
- 100% RH O H₂O. ?
- Preservantes, Sodium Azide, Timol, Cloramina. ?
- Presión Pulpar o No, Magnitud, Composición de Fluido ?
- Tiempo 24Hrs, Meses, Años ?
- Esfuerzo Térmico. Temperaturas, Tratar el Tiempo., Números de Ciclos ?
- Test de Flexión Dentaria, Magnitud, Número de Ciclos ?

F. Testeo.

- Corte o Tensión ?
- Evaluación del Esfuerzo ?
- Inmediato, 54Hrs. O meses ?
- Expresar la Adhesión en MPA, o como Porcentaje de resistencia Adhesiva ?
- Microinfiltración v/s Resistencia Adhesiva ?
- Resistencia Adhesiva Regional v/s Central ?
- Tamaño de la Interfase v/s Resistencia Adhesiva ?
- Configuración de factores. Superficie Lisa, Plana v/s cavidad de tres Dimensiones ?

Debido a lo anterior, es difícil lograr una estandarización al respecto aunque se han hecho varias recomendaciones importantes tanto para el sustrato como para los métodos de testeo. (Oilo, 1987; Rueggeberg, 1991; Söderholm, 1991). La última referencia, no recomienda un área superficial estándar, pero en cambio, provee áreas de 0.071, 0.196 o 0.785 cm² (diámetros de 3.5 o 10 mm.) Puesto que la resistencia a la fractura se da por unidad de área, el área superficial es extremadamente importante. Wang (Wang y col, 1972) obtuvo resistencias Adhesivas constantes entre dos adhesivos cuando varió el área superficial adherida. Sin embargo, esto no se realizó con un sustrato adhesivo biológico.

En un reporte publicado por Erickson (Erickson y col, 1989) utilizando dentina bovina y adhesivo Scotchbond 2, ellos encontraron resistencias al corte significativamente altas utilizando un loop de hilo metálico comparado con barras en borde de cuchillo o de punta no afilada. Más aún, el Stiffer P- 30 dio mayores resistencias que el Silux.

Cuando examinaron el efecto del área superficial, las mayores resistencias se obtuvieron con la menor área superficial que testearon (0.096 cm²), pero no fueron estadísticamente distintas de aquellas que obtuvieron con áreas superficiales de 0.123 o 0.196 cm².

Hay una tendencia de grandes áreas superficiales adheridas ha producir fallas cohesivas en la dentina a relativamente bajas resistencias de adhesión. Recientemente Sano (*Sano y col, 1994*) han reportado, utilizando áreas muy pequeñas (0.005 -0.12 cm²), que las resistencias a la tensión de las adhesiones están inversamente relacionadas al área superficial. En ese estudio se encontró que ha medida que se reduce el área seccional _ cruzada de especímenes adhesidos, el número de fallas cohesivas de la dentina caía a 0 en aproximadamente 2 mm². Bajo las 2 mm², todas las fallas eran de naturaleza adhesiva.

En un esfuerzo por desarrollar test de áreas pequeñas, Sano (*Sano y col, 1994*), desarrollon lo que puede ser llamado "el método de micro tensión". En esencia, este método incorpora resinas adhesivas en toda la superficie plana oclusal del diente, la cuál es entonces cubierta con una corona de resina compuesta. Este nuevo método tiende a producir mayores resistencias que los métodos convencionales, los resultados son aparentemente dependientes del área superficial y produce principalmente fallas adhesivas en las áreas superficiales bajo los 0.02 cm². (*Pashley y cols, 1995*).

En síntesis los test de adhesión, aunque no son perfectos, han permitido el desarrollo de mejorados sistemas y técnicas adhesivas.

Existe una necesidad real de estándares en relación al : substrato, los distintos pasos en la adhesión y el testeo. Desafortunadamente ahora que se han promulgado los estándares, ellos pueden ser modificados a causa de que los productos más nuevos desarrollan tan altas resistencias que hay demasiadas fallas cohesivas en el substrato.

La resistencia de las adhesiones dentinarias son a menudo mayores que las adhesiones resinosas al esmalte grabado ácidamente. Estas mayores resistencias desarrollan distribuciones no uniformes de esfuerzos en la estructura dentaria durante el testeo in vitro, causando fallas cohesivas en el substrato más que en la interface adhesiva. De este modo, ya no se pueden usar los métodos convencionales de testeo para detectar más mejorías en el desarrollo de productos o procedimientos de adhesión.(*Pashley y cols, 1995*).

Se necesitan desarrollar y estandarizar nuevos métodos de testeo que provean a los investigadores de los herramientas necesarias para lograr más avances en la adhesión a la estructura dentaria.



II.- 5 MATERIALES UTILIZADOS.

Para el desarrollo del presente estudio se eligió el uso de tres sistemas adhesivos con sus respectivos cementos resinosos de polimerización dual, los cuales enumeraremos a continuación :

ADHESIVOS 3M.

SISTEMA ADHESIVO SCOTCHBOND MULTIPROPÓSITO PLUS. (3M).

El sistema adhesivo scotcbond multipropósito plus fue producido posteriormente al sistema scotcbond multipropósito, ya que este último era un sistema de fotocurado, a diferencia del primero que es de curado dual.

Como indicación lo podemos utilizar para adherir las amalgamas a la estructura del diente o para adherir restauraciones indirectas, tales como inlays, onlays, coronas y carillas estéticas del sector anterior.

Componentes del sistema :

1.- Ácido : El ácido grabador scotcbond graba el esmalte dentario y quita el barro dentinario durante la preparación para la adhesión.

- ácido maleico 10% (pH 1.2)
- ácido fosfórico 37% (pH 0.6)

Ambos están densificados, aunque el gel fosfórico esta espesado a una viscosidad más alta.

2.- Activador Scotchbond Multipropósito Plus : Usado para aplicaciones de :

Autocurado, tales como adhesión de amalgamas, composites de adhesión de fotocurado y para todos los procedimientos indirectos. (excepto cuando usamos porcelana.). El activador 1.5 tiene una sal de Ácido Sulfnico y componente fotoiniciador, los cuales están diluidos en una solución de etanol. Se supone teóricamente que la sal del ácido sulfnico del activador reacciona con el ácido polialcanoico del primer para obtener radicales libres que ayudan en la polimerización de las resinas. Se aplica sólo una capa, la que se seca por aproximadamente 5 segundos (al igual que con otras soluciones del sistema.).

3.- Primer Scotchbond Multipropósito Plus : El Primer Scotchbond Multipropósito Plus es una solución acuosa de Hema y un copolímero de ácido polialcanoico. Esta solución es necesaria para todas las aplicaciones que involucran la dentina. El primer permite que la siguiente capa de resina fluya o humedezca la superficie grabada con ácido. Si bien no se requieren aplicaciones sobre el esmalte grabado para aplicaciones de fotocurado, si se requieren aplicaciones de primer en aplicaciones de autocurado, ya que compromete el componente de la química del autocurado. El pH del primer es aproximadamente de 3M.

4.- Adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus: El adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus es una resina BIS-GMA y Hema combinada con un sistema de iniciación. Una mezcla de aminoácidos permite un fotocurado rápido de sólo 10 seg., así como una compatibilidad con el componente peróxido de la resina catalizadora. De esta forma se puede usar el adhesivo en la modalidad de autocurado o curado dual. Debido a que el nuevo adhesivo incorpora un nuevo aminoácido adicional, el adhesivo Scotchbond Multipropósito anterior no es apropiado para su uso en aplicaciones de autocurado. El adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus se usa para todas las aplicaciones de fotocurado. Cuando se mezcla con el catalizador se obtiene un sistema de curado dual, el cuál está indicado para adherir amalgamas y composite de autocurado.

5.- Catalizador Scotchbond Multipropósito Plus ; El catalizador Scotchbond Multipropósito Plus está formado por el mismo sistema de resinas BIS.GMA y HEMA usado en el adhesivo Scotchbond Multipropósito, pero agrega el componente peróxido de un sistema de resina de autocurado. Cuando este componente se mezcla con el adhesivo la solución resultante se polimeriza en aproximadamente 4-5 minutos a temperatura ambiente ó aproximadamente 2-3 minutos a 36°C.

Tal como se dijo, el catalizador y el adhesivo se mezclan para las aplicaciones que involucran adhesiones a amalgamas o composites de autocurado. Sin embargo, el catalizador se emplea sólo en aplicaciones indirectas. Al usar catalizador sin adhesivo para aplicaciones indirectas se logran disminuir los problemas que se producen cuando la resina se polimeriza en la preparación antes de colocar la restauración. Una vez que se coloca la restauración, la polimerización que se lleva a cabo con la resina de fijación también cura el adhesivo. Por ello, el tiempo de fraguado está determinado por la selección del material de fijación.

6.- Scotchbond Ceramic Primer ; El Scotchbond Ceramic Primer es silano de una fase prehidrolizado y diseñado específicamente para aumentar la adhesión a cerámica. El Scotchbond Ceramic Primer es recomendado para ser usado en la reparación de fracturas de porcelanas y en la preparación de coronas, inlays, onlays y recubrimientos para adhesiones.

CEMENTO DE POLIMERIZACIÓN DUAL SCOTHBOND . (3M).

El sistema de resina de cementación Scotchbond 3M, fue desarrollado ser usado en conjunto con el scotchbond multipropósito plus. Usado de esta forma este sistema está indicado para adherir restauraciones indirectas como inlays, onlays, coronas, puentes, veneers. Estas restauraciones pueden estar compuestas por metal, porcelana, porcelana sobre metal o composite de autocurado. Este cemento dual es una resina de curado dual con una alta resistencia física y un bajo valor de variación térmico lineal. La fuerza adhesiva a la estructura dentaria y a la restauración indirecta es provista por el scotchbond multipropósito plus.

La resina de cementación esta basada en metacrilato, material designado para ser usado con el sistema adhesivo. Está compuesto por dos partes: **pasta A y pasta B.**

La pasta A: está compuesto por Zirconia /Silica que es usada para impartir radiopacidad y resistencia física, corresponde a un 77% del peso total. Además esta pasta contiene la amina y el catalizador de fotopolimerización de este sistema.

La pasta B: está compuesta por un relleno que corresponde a un 80% del peso total. Contiene la porción de peróxido de la misma química de polimerización. El peróxido de benzoilo puede reaccionar con la amina de la pasta A para iniciar la misma reacción de polimerización.

TABLA N ° II : TIEMPOS DE TRABAJO.

Tiempo de trabajo y fraguado	Temperatura Ambiente.	Temperatura Oral.
Tiempo de trabajo desde el comienzo de la mezcla Mínimo minutos.	3 minutos	Aprox. 2
Tiempo de fraguado	Aprox. 10 minutos	Aprox. 6 minutos

PROCEDIMIENTOS CLÍNICO DE ADHESIÓN.

Respecto a la preparación ; Aplicar ácido grabador al esmalte y dentina, esperar 15 segundos y lavar por el mismo tiempo de grabado. Aplicar activador al esmalte y dentina, secar suavemente durante 5 segundos. Aplicar primer al esmalte y dentina, secar suavemente por 5 segundos. Aplicar catalizador al esmalte y dentina (sin

polimerizar). Asentar la restauración. Si se uso cemento de curado dual, fotocurar en los márgenes. El tiempo de curado esta dado por la selección del material de fijación.

Respecto a la restauración ; Aplicar catalizador a las superficies de adhesión de la restauración. Mezclar y aplicar un material de fijación de curado dual o autocurado a la superficie de adhesión de la restauración. Asentar la restauración. Si se usó cemento de curado dual, fotocurar en los márgenes. El tiempo de curado está dado por la selección del material de fijación.

ADHESIVOS VIVADENT.

SYNTAC MONOCOMPONENTE.

Adhesivo Syntac Monocomponente es un adhesivo multifuncional y fotopolimerizable, para uso en Odontología restauradora adhesiva. Syntac MC, proporciona la adhesión de materiales composites y compómeros a la superficie dentaria (esmalte y dentina), así como a superficie de metal y de cerámicas tratadas previamente.

Composición:

- Ácido Maleico.
- HEMA.
- Ácido Polialcanoico, modificado con metacrilato, iniciadores y estabilizadores en una solución acuosa.

Indicaciones:

Uso como adhesivo para :

- 1.- Restauraciones directas :
 - 1.1 .- Composite sobre esmalte y dentina.
 - 1.2 .- Compómero sobre esmalte y dentina.
- 2.- Restauraciones indirectas :
 - 2.1.- Fijación adhesiva de restauraciones de cerámica sin metal y de restauraciones de composite con composites de cementación.
- 3.- Adhesión con otros materiales dentales. Por ej ; para reparaciones.
 - 3.1.- Aleaciones metálicas no preciosas con composite.
 - 3.2.- Cerámica silanizada con composite.
 - 3.3.- Amalgama con composite.
 - 3.4.- Composite con composite.
 - 3.4.- Composite con compómero.

Contraindicaciones ; En caso de alergia conocida a alguno de sus componentes debe evitarse el uso de Syntac MC. Tampoco debe usarse si no es posible la aplicación de la técnica descrita.

PROCEDIMIENTO CLÍNICO DE ADHESIÓN.

■ Restauraciones Indirectas.

-Preparación de la restauración : La preparación de la restauración se lleva a cabo según el material y según las instrucciones del fabricante.

Cerámica sin Metal ; Grabar 60 seg. la parte interna de la restauración con gel ácido de grabado cerámico : 4.9% de ácido Fluohídrico. Lavar a fondo y secar con aire sin agua ni aceite. Silanizar con Monobond S' (silano de adhesión monocomponente) la pared interior de la restauración. Aplicarlo con un pincel y dejarlo actuar por 60 seg. Secar. Aplicar con un pincel Syntac MC, en la pared interior de la restauración, eliminar con aire los sobrenadantes y fotopolimerizar 20 seg. Colocar la restauración en la cavidad preparada.

- Preparación de la cavidad ; Retirar el aparato provisional, limpiar la preparación. Lavar a fondo y secar con aire sin agua ni aceite. Acondicionamiento de esmalte y dentina : Aplicar gel de Ácido fosfórico al 37%, sobre el esmalte y dentina, empezando por los bordes del esmalte y dejar actuar durante 15 seg.

Después de lavar a fondo con agua y secar la superficie dentaria con aire, sin agua ni aceite. La dentina no debería quedar demasiado seca, puesto que una superficie dentinaria ligeramente húmeda resulta ventajosa para el funcionamiento del adhesivo.

Aplicación de Syntac MC con un pincel sobre la sustancia dentaria acondicionada. Esperar 20 seg. después extender con aire exento de agua (suavemente). Fotopolimerizar 20 seg. Aplicar una segunda capa de Syntac, repetir el paso anterior. Aplicar el material de cementación elegido (Variolink.)

CEMENTO DE POLIMERIZACIÓN DUAL VARIOLINK II.

Variolink II, es un cemento de fijación en base a composite, de polimerización dual para la cementación adhesiva de restauraciones de cerámica y composite.

Variolink II, posee elevada resistencia a la abrasión y elevados valores físicos, gran radiopacidad, buenas propiedades ópticas, además de una continua liberación de flúor. Se suministra en 5 colores y 2 viscosidades para cubrir las distintas necesidades clínicas.

Composición ; La matriz de monómero se compone de BIS-GMA, Dimetacrilato de Uretano, Trietilenglicol Dimetacrilato. El material de relleno inorgánico se compone de Vidrio de Bario, Trifluoruro de Iterbio, Vidrio de Fluorsilicato de Ba - Al y óxidos mixtos esferoidales. Además contiene catalizadores, estabilizadores y pigmentos.

Técnica : Una vez acondicionadas las superficies dentarias y de la restauración, aplicar el cemento de fijación dual Variolink II. Mezclar sobre el block de mezcla la pasta seleccionada (color), con la pasta catalizadora en proporción 1 :1 durante 10seg. (espatular cuidadosamente)

Colocación : Colocar la restauración en su posición correcta y presionando ligeramente eliminar los sobrantes con un instrumento adecuado. Aumentar la presión sobre la restauración, pues, debido a la fluidez del cemento, tiende a desadaptarse de su posición de ajuste.

Polimerización : Polimerizar Variolink II, por secciones durante mínimo 40 segundos por zona. Tiempo de manipulación 4.5 min. con 37°C.

Proporción de mezcla : Pasta Base : Pasta Catalizadora 1 :1

ADHESIVOS DENTSPLY.

ADHESIVO MONOCOMPONENTE PRIMER & BOND 2.1

Luego de intensas investigaciones, en 1993 Dentsply, presenta un adhesivo monocomponente a esmalte y dentina, el cual combina las ventajas de una formulación monocomponente con el alto nivel de desarrollo de los adhesivos actuales.

Una modificación del sistema Primer & Bond monocomponente fue el Primer & Bond 2.0, y posteriormente el Primer & Bond 2.1, el cual a diferencia del anterior contiene entre sus constituyentes Hidrofluoruro de Cetilamina.

Primer & Bond 2.1 es rápido y fácil de aplicar. Es un adhesivo universal para las siguientes aplicaciones:

- Restauraciones directas para composite y compómero.
- Procedimiento de cementaciones para restauraciones indirectas.

- Reparaciones adhesivas.
- Barniz para cavidades adhesivas bajo restauraciones de amalgamas.
- Barniz protector para áreas cervicales hipersensibles.

El adhesivo Primer & Bond 2.1 contiene un número de ingredientes, todos los cuales fueron cuidadosamente seleccionados y usados en proporción para optimizar su acción.

TABLA N° III : CONSTITUYENTES DE PRIME & BOND 2.1

CONSTITUYENTES	FUNCIONES
Penta	Promotor de la adhesión.
Resina (R-5-62-1)	Elemento elastomérico en la polimerización.
Resina U	Molécula de elasticidad intermedia cuando se polimeriza.
Resina B	Elemento rígido y corto en la matriz de resina.
Acetona	Solvente y transportador de la resina. (*)
Hidrofluoruro de cetilamina	Reduce la hipersensibilidad postoperatoria

(*) Provee una baja viscosidad, alta energía de superficie, bajo ángulo de contacto lo cual trasunta en capacidad de aplicación en superficies húmedas. Además la acetona desplaza el agua, permitiendo una mayor penetración.

CEMENTO DE POLIMERIZACIÓN DUAL ENFORCE

El cemento de polimerización dual Enforce es un cemento resinoso que ofrece una alta resistencia adhesiva, un fácil manejo, grosor de película adecuado, un curado completo al momento de su polimerización dual, y una estética adecuada.

Esta compuesto de silano activador, silano Primer, catalizador, pasta base y pasta catalizadora.

PROCEDIMIENTO CLÍNICO DE ADHESIÓN.

Tras limpieza y acondicionamiento de la superficie dentaria, se aplica Primer & Bond 2.1 y se deja reposar por 30 segundos. Extender la capa de resina soplando suavemente con jeringa de aire y fotopolimeizar la superficie por 10 segundos. Luego de esto, repetir la misma maniobra por segunda vez. Finalizado este procedimiento, aplicar el material de cementación elegido.

A continuación se mezclan en partes iguales, pasta base y catalizadora hasta obtener una consistencia homogénea. Se aplica la mezcla a la superficie interna de la rsetauración y se asienta en lugar con un prepolimerizado de 10 a 15 segundos ; se remueven los excesos, y se realiza una fotopolimerización por 40 a 60 segundos desde vestibular a palatino. Después de 5 minutos se completa el terminado y pulido con el sistema Enhance.

III.- OBJETIVOS.

I. OBJETIVO GENERAL:

- Estudiar el comportamiento adhesivo ante fuerzas traccionales puras, de dos biomateriales restauradores (Resina - Porcelana) adheridos al esmalte dentario con distintos sistemas de adhesión.

II. OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Conocer los distintos tipos de fractura que se generan ante fuerzas traccionales puras.
- Conocer las tensiones de fractura de los distintos sistemas adhesivos utilizados en el estudio.
- Comparar las tensiones de fractura entre los dos biomateriales restauradores utilizados en el estudio.
- Realizar un análisis estadístico de los resultados, para determinar las diferentes tensiones de fractura de los biomateriales a determinadas probabilidades.

IV.- MATERIALES Y MÉTODOS.

En la tabla N° IV, se listan los sistemas adhesivos, cementos resinosos, manufactura, números de lote y composición de los sistemas adhesivos utilizados.

TABLA N° IV : MATERIALES, MANUFACTURAS Y COMPOSICIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS.

MATERIAL	MANUFACTURA	BATCH N°	COMPOSICIÓN
SBMPP	3MProductos Dentales	Ácido:7523. Primer :7542. Adhesivo : 7543 Activador :7546 Catalizador : 7547 Ceramic Primer : 2721	Ácido Fosfórico.37% Ácido Polialcanoico Resina Bis-gma, Hema. Sal de Ácido Sulfónico Peróxido de Benzoilo Silano prehidrolizado
RESINA CEMENTACIÓN	3MProductos Dentales	Pasta A :7440 Pasta B : 7440	Zirconia, amina, Peróxido de benzoilo
ENFORCE	Dentsply Caulk	Silano Primer :915121 Silano Activador :915102 P. Catalizadora :507038 P. Base : 507033	Etanol, Metanol. Etanol, Ác. Ascético. P. de Benzoilo, F -. Diacetona Amina, F -.
PRIMER & BOND 2.1	Dentsply Caulk	Ácido 526854 Adhesivo Monocomponente : 546757	Ácido Fosfórico 34% Penta Resinas Acetona Fluoruro de Cetilamina
SYNTAC	Vivadent	Monobond-S : 74410 Ácido Adhesivo Monocomponente : 907332	3 Metacriloxipropil- trimethoxisilano (1%) Ácido Fosfórico 37% Ácido maléico, Hema, Ácido polialcanoico.
VARIOLINK	Vivadent	Catalizador : 700461 Base : 715903	catalizadores, aminas Peróxido de benzoilo

Veremos a continuación el modo como se realizó el presente estudio.

1.- RECOLECCIÓN DE DIENTES.

Se recolectaron 120 terceros molares sanos, provenientes del pabellón de cirugía menor del Hospital San Juan de Dios, extraídos por indicación quirúrgica (incluidos, impactados), de los cuales se seleccionaron 90 para el estudio. Todos los dientes recolectados fueron limpiados y almacenados en H₂O destilada, a temperatura ambiente hasta el momento de su utilización.

2.- MONTAJE DE DIENTES.

Se removió la raíz de cada diente seleccionado con discos de Carborundo a nivel del límite amelocementario, y para prevenir que el yeso entrara a la cámara pulpar, el acceso a ella se selló con un Cemento Ionómero Vítreo (Iionofil de la **VOCO**). Después de que el cemento polimerizara, cada diente fue montado en una hemiprobeta consistente en un cilindro de acero inoxidable, de diámetro superior e inferior de 2.1 cm y 2cm de altura, cuyo interior se asperizó, para permitir una mejor retención del material refractario (Yeso Extra Duro VEL-MIX Stone , preparado según normas de la ADA), que a su vez retuvo al diente. Los dientes fueron montados en relación a las perforaciones que presentaba las hemiprobetas de acero, dejando la superficie vestibular expuesta para la adhesión.

Concluido el fraguado del yeso, las hemiprobetas fueron nuevamente sumergidas en H₂O destilada hasta el momento de preparar las superficies del esmalte.

3.- PREPARACIÓN DE LAS SUPERFICIES.

Se utilizaron para este estudio, las superficies vestibulares de los 3^os molares, las que por sus características se asimilaban a las superficies vestibulares de los dientes anterosuperiores.

Cada superficie de esmalte fue desgastada 0.5 mm, con una piedra de diamante troncocónica ISO 173-014 , refrigeradas con spray aire - agua, siendo utilizada una piedra cada 30 dientes. Se trato de lograr el máximo contacto posible entre las superficies de esmalte preparada y los cuerpos de prueba.

4.- CONFECCIÓN DE LOS CUERPOS DE PRUEBA.

Se diseñaron para los materiales restauradores (Resina Crhomasit y Porcelana) cuerpos de prueba en forma de T (se confeccionaron en laboratorio 45 cuerpos de porcelana y 45 cuerpos de resina mejorada), de sección vertical 2 cm. y horizontal 1.5 cm. para permitir su retención al interior de la hemiprobeta. Los valores para cada superficie se registraron en tablas para su posterior aplicación .

5.- MONTAJE DE LOS CUERPOS DE PRUEBA.

Cada cuerpo de prueba fue montado en una hemiprobeta de iguales características a aquellas utilizadas para el montaje de los dientes y en el mismo material refractario (yeso extraduro VEL-MIX Stone, preparado según normas de la ADA.).

6.- CONFECCIÓN DE MATRIZ ADHESIVA.

Con el propósito de lograr un íntimo contacto de las superficies a adherir, como también la máxima axialidad entre las hemiprobetas (las que luego de la adhesión conformarán las probetas), se diseñó una “matriz adhesiva” en base a yeso piedra , de 15 cm. de largo, 2 cm. de alto y 3 cm. de ancho, en cuya parte superior se elaboró una rielera (con una tolerancia de 0.5 mm) para el asentamiento correcto de las hemiprobetas y el ulterior proceso adhesivo. (Recordar que se necesita una total axialidad de la probeta lograda, pues de este modo se asegura una generación de fuerzas traccionales puras, sin la presencia de fuerzas tangenciales que alteran el ensayo traccional)

7.- PROCESO DE CEMENTACIÓN.

Para la realización del ensayo, se cementó perpendicular a la superficie de esmalte vestibular, la sección vertical de los cuerpos de prueba. La adhesión de las superficies con los respectivos sistemas adhesivos y cementos resinosos (de polimerización dual), se llevaron a cabo de acuerdo a las instrucciones de los fabricantes como se lista en la tabla N° 5. El proceso de cementación se realizó sobre la rielera de la matriz adhesiva, colocando ambas hemiprobetas en relación a la línea (imaginaria) que se formaba al unir las perforaciones que éstas presentaban a nivel de su tercio inferior.

TABLA N° V : PROCEDIMIENTO ADHESIVO.

MATERIAL	ACONDICIONAMIENTO ÁCIDO	PRIMER	ADHESIVO	CEMENTO
SBMPP + RESINA CEMENTACIÓN	ESMALTE 15 SEG. LAVAR Y SECAR.	ACTIVADOR 5 SEG. PRIMER 5 SEG. CATALIZADOR	CATALIZADOR SIN POLIMERIZAR	CURADO DUAL
PRIMER &BOND 2.1+ ENFORCE	ESMALTE 15-20 SEG. LAVAR Y SECAR.	PRIMER & BOND 2.1 15 SEG. POLIMERIZAR	PRIMER & BOND 2.1 15 SEG. POLIMERIZAR	CURADO DUAL
SYNTAC + VARIOLINK	ESMALTE 20 SEG. LAVAR Y SECAR.	SYNTAC 15 SEG. POLIMERIZAR	SYNTAC 15 SEG. POLIMERIZAR	CURADO DUAL

Puesto que los cementos utilizados fueron de curado dual, la adhesión fue fotopolimerizada desde tres direcciones durante 30 segundos cada una, utilizando para ello, como unidad de fotocurado, una lámpara de fotopolimerización modelo XL 1500 de la 3M.

Posteriormente a las adhesiones, las probetas se colocaron en H₂O destilada a 37°C por 24 hrs. antes del testeo de la adhesión.

8.- PRUEBAS DE LABORATORIO.

Las pruebas de laboratorio fueron efectuadas 24 hrs. posterior de la adhesión. Estas se llevaron a cabo en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad De Chile, utilizando para ello la Máquina de testeo UNIVERSAL INSTROM modelo TT-D (INSTORM CORPORATION, CANTON, MASSACHUSETTS, U.S.A.)

8.i- MÁQUINA DE ENSAYOS INSTROM.(TT-D)

La máquina trabaja por medio de un sistema de carga electrónica con células que utilizan sensores para el registro de los datos obtenidos en los ensayos. Básicamente consta de 2 partes :

- 1.** Zona de Prueba propiamente tal : en donde se colocan las probetas para los ensayos de tensión. En esta zona existen dos columnas entre las cuales se ubica un puente de carga móvil. Este asciende o desciende según los requerimientos y velocidad de carga regulables. También posee una mordaza intercambiable según características del ensayo y de las probetas.
- 2.** Cuerpo de la Máquina : en donde se ubican los controles y se registran los datos. Los controles se sitúan en la parte lateral e inferior de la máquina. Estos permiten calibrarla y regular la velocidad de la carga, el rango y la escala más adecuada a utilizar.

En la parte superior de este cuerpo se registran los datos con la ayuda de un grabador, constituido por una aguja inscriptora que gráfica las pruebas sobre papel milimetrado. La velocidad de desplazamiento de este puede ser regulado según necesidad.

Para la realización de los ensayos se puede controlar el rango de la carga de 0 a 1000 Kg. de fuerza. En nuestro estudio inicialmente se ocupó un rango de 100Kg. pero dada la alta sensibilidad que presentó la máquina a ésta ; en la inscripción gráfica de los datos, es que se elevó a 200 Kg. fuerza, registrando así curvas más estándares con un cero mecánico óptimo.

La velocidad de la tensión se reguló a 1 mm./min. La escala, que es la equivalente entre los Kg. fuerza y los milímetros del papel de la gráfica, se determinó según los datos anteriores. En el eje de ordenada se representa la carga en Kg. fuerza. El tope de la gráfica corresponde a la carga máxima, en nuestro estudio 200Kg. Se midió la distancia entre el valor 0 y 200 Kg. , el cociente entre la carga máxima y la distancia en mm. correspondió a cuántos Kg. fuerza equivalió cada mm. en el gráfico. En nuestro ensayo cada mm de la gráfica correspondió a 0.8 Kg. fuerza. Si alguna probeta hubiese resistido más de 200Kg. se debería haber cambiado el rango y la escala inmediatamente. No obstante, esto no sucedió en ninguna de las pruebas realizadas.

8.ii- APLICACIÓN DE LA CARGA

Para ejercer la fuerza traccional se posicionaron las probetas en las mordazas de la máquina. Para ello se diseñó, en forma exclusiva, un porta probeta, una estructura metálica de acero inoxidable, con un vástago metálico de 0.5 cm. de diámetro y 2 cm. de alto, el cuál se posicionaba en las mordazas, unido en una sola pieza a un cilindro de 3 cm. de alto y 1.5 cm. de diámetro interior, en el cuál se alojaban las probetas, fijadas por un pasador metálico de 2mm. de grosor.

Gracias a este elemento se pudieron registrar tracciones puras a nivel de la adhesión, en contraposición a estudios anteriores (Espinasa y cols, 1995), donde los registros de las fuerzas traccionales pudieron no haber sido "representativos".

Con la máquina correctamente calibrada en cero mecánico se procedió entonces a efectuar y registrar los ensayos traccionales.

Luego de realizadas las pruebas se reunieron todos los ensayos para su posterior análisis y registros de las resistencias y tipos de fracturas. Estas últimas se clasificaron, por inspección visual (ayudados de una lupa) en uno de los siguientes tipos :

- Fractura Tipo A ; Falla Adhesiva, corresponde al la interfase diente restauración.
- Fractura Tipo B ;Falla Ahesiva parcial, permanece remanente de resina sobre la superficie dentaria.
- Fractura Tipo C ; Cohesiva en cemento resinoso. la superficie dentaria tiene cubierto totalmente su superficie con cemento resinoso.
- Fractura Tipo D ; Cohesiva total ó parcial en estructura dentaria, esmalte y/o dentina.
- Fractura Tipo E ; Cohesiva total ó parcial del cuerpo de prueba (porcelana o composite.).

V.- RESULTADOS.

Los resultados del test se muestran en las tablas VI, VII, VIII, IX y X . Para los dos primeros ensayos, realizados con resina (crhomasit) y porcelana más el adhesivo monocomponente syntac y cemento de curado dual Variolink (Vivadent), los resultados fueron desechados, pues, debido a la alta sensibilidad que presentó la máquina (en el rango de 0 a 100 Kgrs. de calibración), se produjeron alteraciones en la inscripción gráfica de éstos, observandose curvas irregulares y a distintos ceros mecánicos que invalidaban su interpretación para la posterior aplicación en el análisis de los resultados.

Debido a lo anterior el análisis de los resultados, la discusión y las conclusiones, fueron hechas en función de solamente dos sistemas adhesivos el Scotch Bond Multipropósito Plus más la Resina de Cementación Dual (3M) y el Adhesivo monocomponente Primer & Bond 2.1 más el cemento de polimerización dual Enforce.

Para analizar los resultados, clasificamos los grupos de trabajo de la siguiente forma :

- Grupo 1 : Resina +Sistema Adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus + Resina de cementación dual TM. (3M.)
- Grupo 2 : Resina + Adhesivo Monocomponente Primer & Bond 2.1 + cemento Enforce. (Dentsply)
- Grupo 3 : Porcelana + Sistema Adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus + Resina de cementación dual TM. (3M.)
- Grupo 4 : Porcelana + Adhesivo Monocomponente Primer & Bond 2.1 + cemento Enforce. (Dentsply)

Analizaremos para empezar, los distintos tipos de fractura obtenidos en los ensayos de tracción. Para ello nos guiaremos en la clasificación descrita en capítulo anterior.

Los resultados se presentan en la siguiente tabla y gráfico.

TABLA N° VI : TIPOS DE FRACTURAS.

Grupo	A	B	C	D	E
1	12	0	0	0	1
2	15	0	0	0	0
3	0	3	6	2	3
4	0	2	8	3	0

FRECUENCIAS DE TIPOS DE FRACTURAS

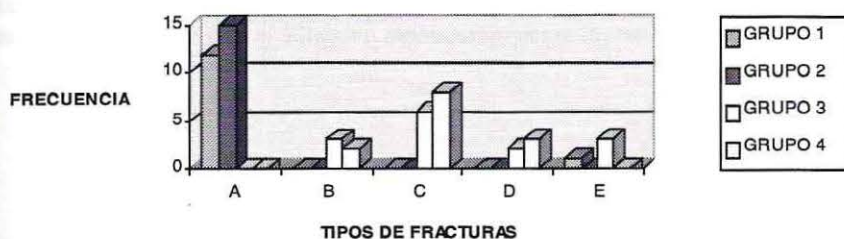


GRÁFICO N° 1 : FRECUENCIAS DE TIPO DE FRACTURAS

Según los datos obtenidos de la tabla N° VI y analizando los datos del gráfico n° 1 , es posible verificar un predominio en el tipo de fracturas A para los grupos de trabajo 1 y 2, con porcentajes de 92.3 % y 100 % respectivamente

Distintos fueron los resultados para los ensayos con Porcelana. Este material usado con el grupo 3 , mostró un comportamiento más homogéneo en cuanto a los tipos de fracturas, no observándose curiosamente fracturas tipo A.

En cuanto al grupo 4, éste al igual que el anterior presentó mayor variedad en cuanto a los tipos de fracturas observadas, respecto de los grupos 1 y 2. Llama la atención también que en Éste grupo no se observan fracturas tipo A.

Del total de ensayos, cinco presentaron fractura tipo D (9 %), falla cohesiva parcial o total de la estructura dentaria.

TENSIONES MEDIAS DE FRACTURA



GRÁFICO N° 2 : TENSIONES MEDIAS DE FRACTUA.

Analizando los datos del gráfico n° 2, tensiones medias de fractura, se observa que la restauración de porcelana adherida con el sistema SBMPP mas la R.C. (3M) resultó ser la más resistente ante las tensiones de fractura. De este modo, sería mas conveniente el empleo de éste sistema adhesivo cuando se requiere adherir una restauración de éste tipo. Por otro parte, si la restauración fuese de resina, lo más apropiado sería el empleo del cemento dual Enforce mas el adhesivo monocomponente Prime & Bond 2.1 (Dentsply).

ANALISIS ESTADÍSTICO DE WEIBÜLL.

Para el análisis estadístico de los resultados se utilizo la función de distribución de probabilidades acumulativa de Weibüll, que se utiliza cuando los materiales se encuentran sometidos a un campo de tensión constante. Esta función esta dada por :

$$F(\sigma) = 1 - \exp \{ -S/S^{\circ} \varnothing(\sigma) \} \quad (1)$$

donde F es la probabilidad acumulativa, S es la superficie del material, S° es la unidad de superficie, σ es el campo de tensiones que actúan sobre la superficie S, aquí coincide con la tensión máxima en el momento de la fractura y \varnothing es la función riesgo específico de Weibüll.

La función \varnothing puede caracterizarse a través de un cierto número de parámetros, Weibüll propuso la siguiente:

$$\varnothing(\sigma) = \begin{cases} (\sigma - \sigma_l / \sigma^{\circ})^m & \sigma \geq \sigma_l \\ 0 & \sigma < \sigma_l \end{cases} \quad (2)$$

donde m y σ° son parámetros de Weibüll que dependen del proceso de fabricación del material y σ_l es la tensión bajo la cuál siempre hay fractura. La ecuación (2) se conoce también como la función riesgo específico de fractura de tres parámetros. En aquellos casos en los cuales el valor de σ_l es igual a cero, la ecuación (2) se transforma en:

$$\Phi(\sigma) = \left(\frac{\sigma}{\sigma^0} \right)^m \quad (3)$$

que también se conoce como la *función riesgo específico de fractura de dos parámetros*. El conocimiento respecto del número de parámetros de la función Φ se obtiene exclusivamente por vía experimental. Para cada caso en particular, debe analizarse cuál es la función Φ que mejor representa a los datos experimentales.

Reemplazando la ecuación (2) en la (1) se obtiene:

$$F(\sigma) = 1 - \exp \left\{ - S / S^0 \left(\frac{\sigma - \sigma_l}{\sigma^0} \right)^m \right\} \quad (4)$$

Si en la ecuación (4) consideramos el caso cuando σ_l es igual a cero, entonces como caso particular, se obtiene una función de distribución de probabilidad acumulativa de dos parámetros, es decir;

$$F(\sigma) = 1 - \exp \left\{ - S / S^0 \left(\frac{\sigma}{\sigma^0} \right)^m \right\} \quad (5)$$

Dado que la ecuación (4) es más general que la (5), determinamos a partir de aquella la tensión media de fractura y la dispersión, sean éstas $\bar{\sigma}$ promedio y $\Delta\sigma$, respectivamente. Entonces :

$$\bar{\sigma} = \sigma^0 \left(\frac{S}{S^0} \right)^{1/m} \sqrt{(1 + 1/m)} + \sigma_l \quad (6)$$

-1/m

2

1/2

$$\Delta\sigma = \sigma^0 (S/S^0) [\sqrt{(1+2/m)} - \sqrt{(1+1/m)}] \quad (7)$$

donde γ es la *función gamma de Euler*. Nótese que cuando σ_1 es igual a cero, la expresión para $\Delta\sigma$ queda inalterada y sólo se modifica el valor medio.

En general, la función de Weibull se emplea en aquellos procesos aleatorios que presentan elevada dispersión. El caso más claro corresponde al análisis de las tensiones de fractura en materiales frágiles. La variable aleatoria es, precisamente, dicha tensión de fractura. En el caso particular de adhesiones a estructuras dentarias es válida su aplicación por tratarse de materiales que presentan un comportamiento frágil a la fractura.

Para efectuar el análisis estadístico de los resultados en los ensayos de tracción pura (practicados a los materiales en el presente estudio), fue necesaria la confección de los diagramas de Weibull.

La ecuación (1) puede reescribirse considerando la siguiente función :

$$\xi(\sigma) = \ln 1/1-F(\sigma) \quad (8)$$

donde $\xi(\sigma)$ es la *función de Evans*, luego la ecuación (1) se transforma en :

$$\xi(\sigma) = S/S^0 \varnothing(\sigma) \quad (9)$$



Si empleamos una función riesgo específico de fractura de dos parámetros, es decir, la ecuación (3), entonces la ecuación se transforma en :

$$\xi(\sigma) = S/S^0 (\sigma/\sigma^0)^m \quad (10)$$

El diagrama de Weibull se confecciona graficando $\ln \xi(\sigma)$ v/s $\ln \sigma$. Si tomamos logaritmos naturales en la ecuación (10), se obtiene :

$$\ln \xi(\sigma) = m \ln \ln \sigma + \ln [S/S^0 \sigma^0] \quad (11)$$

Si se tiene un conjunto de N valores experimentales de un material, para el cuál se ha mantenido constante el proceso de fabricación, el valor de $\xi(\sigma)$, dado por la ecuación (8) se determina usando el siguiente estimador para la probabilidad acumulativa de fractura. :

$$F = n - 0.5 / N \quad (12)$$

donde n es el número de orden en un ranking ascendente de valores de tensión de fractura y N es el número total de muestras ensayadas. Luego con las tensiones ordenadas y con la ecuación (12) reemplazándola en la ecuación (8) se grafica $\ln \xi(\sigma)$ v/s $\ln T$, es decir, diagrama de Weibull.

Una vez que se ha graficado el diagrama de Weibull, se pueden estimar los parámetros de la función riesgo específico de Weibull. En nuestros ensayos, como es posible verificar mas adelante, los datos experimentales no se ajustan a un comportamiento lineal, más bien, la función específico de fractura corresponde a una de tres parámetros : m , σ^0 , σl (curva) .

Pero usualmente como primera aproximación se puede asumir un comportamiento lineal en el diagrama de Weibull y determinar sólo dos parámetros m y σ^0 . Estas se obtienen a partir de la ecuación (11), donde m es la pendiente y σ^0 se obtiene a través del intercepto. Dichos parámetros los obtenemos, por ejemplo, usando el método de mínimos cuadrados o regresión lineal.

Fue precisamente esta función riesgo específico de fractura de dos parámetros, la que se utilizó para el análisis estadístico de los resultados de fractura en los cuatro grupos de muestras ensayadas a tracción.

En las tablas VII a XI , se muestran los valores de las tensiones de fractura para cada uno de los 4 grupos de muestras, mientras que, en las gráficos 3 A 10, se muestran los respectivos diagramas de Weibull.

El valor medio y la dispersión, obtenidos experimentalmente, se calcularon a partir de :

$$\bar{\sigma} = 1/N \sum_{i=1}^n \sigma_i \quad (13)$$

$$\Delta\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\sigma_i - \bar{\sigma})^2} \quad (14)$$

donde σ_i es la tensión de fractura en el ensayo a tracción pura

TABLA N° VII : TENSIONES DE FRACTURA : ESMALTE - RESINA - SBMMP+ RESIN CEMENT. (3M)

n	S (mm ²)	P(Kg)	σ (MPa)	F	$\ln \sigma$	$\ln \left\{ \frac{\ln}{1/1-F} \right\}$
1	32	4.95	1.51	0.03	0.41	-3.49
2	34	7.02	2.02	0.11	0.70	-2.14
3	33	12.39	3.67	0.19	1.30	-1.55
4	32	13.22	4.04	0.26	1.39	-1.20
5	35	15.70	4.39	0.34	1.47	-0.87
6	22	12.39	5.51	0.42	1.70	-0.60
7	36	23.55	6.41	0.50	1.85	-0.36
8	28	19.00	6.65	0.57	1.89	-0.16
9	29	20.24	6.83	0.65	1.92	-0.04
10	27	19.00	6.89	0.73	1.93	-0.26
11	26	20.66	7.78	0.80	2.05	-0.47
12	30	28.92	9.44	0.88	2.24	-0.75
13	34	36.36	10.48	0.96	2.34	-1.16
N= 13	$\bar{S}=30.36$		$\bar{\sigma} = 5.81$			

TABLA N° VIII : TENSIONES DE FRACTURA : ESMALTE - RESINA - PRIME & BOND 2.1 + ENFORCE (DENTSPLY).

n	S (MM)2	P (Kg)	σ (MPa)	F	$\ln \sigma$	$\ln \left\{ \frac{\ln}{1/1-F} \right\}$
1	30	5.78	1.88	0.03	0.63	-3.49
2	33	7.02	2.08	0.1	0.73	-2.25
3	35	10.74	3.00	0.16	1.09	-1.74
4	35	12.39	3.46	0.23	1.24	-1.34
5	31	11.57	3.65	0.30	1.29	-1.03
6	19	8.26	4.26	0.36	1.44	-0.80
7	35	17.35	4.85	0.43	1.57	-0.57
8	32	22.72	6.95	0.50	1.93	-0.36
9	37	28.92	7.65	0.56	2.03	-0.19
10	36	28.92	7.87	0.63	2.06	-0.005
11	30	26.03	8.50	0.70	2.14	0.18
12	32	33.05	10.12	0.76	2.31	0.35
13	25	28.09	11.01	0.83	2.39	0.57
14	26	34.71	13.08	0.90	2.57	0.83
15	31	64.87	20.50	0.96	3.02	1.16
N= 15	$\bar{S} = 31.13$		$\bar{\sigma} = 7.25$			

TABLA N° IX : TENSIONES DE FRACTURA : ESMALTE - PORCELANA - SBMPP+ RECIN CEMENT (3M).

n	S (mm)²	P	σ (MPa)	F	ln σ	ln{ln 1/1-F}
1	20	7.43	3.64	0.03	1.29	-3.49
2	21	8.26	3.85	0.10	1.34	-2.25
3	33	13.63	4.04	0.17	1.39	-1.68
4	33	14.04	4.16	0.25	1.42	-1.24
5	39	23.96	6.02	0.32	1.79	-0.95
6	37	24.79	6.56	0.39	1.88	-0.70
7	37	27.27	7.22	0.46	1.97	-0.48
8	39	38.84	9.75	0.53	2.27	-0.28
9	16	16.52	10.11	0.60	2.31	-0.08
10	22	24.79	11.04	0.67	2.40	0.10
11	28	34.71	12.14	0.75	2.49	0.32
12	28	35.53	12.43	0.82	2.52	0.53
13	20	30.57	14.97	0.89	2.70	0.79
14	24	51.23	20.91	0.96	3.04	1.16
N= 14	28.35		$\bar{\sigma} =$ 9.06			

TABLA N° X : TENSIONES DE FRACTURA : ESMALTE - PORCELANA - PRIME & BOND 2.1 + ENFORCE (DENTSPLY)

n	S (mm)²	P (Kg)	σ (MPa)	F	ln σ	ln{ln 1/1-F}
1	29	4.13	1.39	0.03	0.32	-3.49
2	35	10.33	2.89	0.11	1.06	-2.14
3	22	6.61	2.94	0.19	1.07	-1.55
4	33	10.33	3.06	0.26	1.11	-1.20
5	29	11.98	4.04	0.34	1.39	-0.87
6	30	17.35	5.66	0.42	1.73	-0.60
7	27	17.35	6.29	0.50	1.83	-0.36
8	20	15.28	7.48	0.57	2.01	-0.16
9	21	16.52	7.70	0.65	2.04	0.04
10	39	31.40	7.89	0.73	2.06	0.26
11	35	38.84	10.87	0.80	2.38	0.47
12	22	26.85	11.97	0.88	2.48	0.75
13	15	19.83	12.70	0.96	2.54	1.16
N = 13	$\bar{S} =$ 27.48		$\bar{\sigma} =$ 60.52			

La tabla XI resume la caracterización probabilística de cada uno de los cuatro grupos de muestras ensayadas.

TABLA N° XI: PARÁMETROS DE WEIBÜLL, TENSIONES MEDIAS Y DISPERSIONES EN LOS DIVERSOS MATERIALES SOMETIDOS A TRACCIÓN PURA.

Sistema Adhesivo + Cemento Adhesivo	Materiales de Prueba	Parámetros de Weibüll m	σ^0 (MPa)	$\bar{\sigma}_t$ (MPa)	$\bar{\sigma}_e$ (MPa)	$\Delta\sigma_t$ (MPa)	$\Delta\sigma_e$ (MPa)
SBMPP + R.C. (3M)	Resina	2.20	31.3	5.87	5.81	2.78	2.65
	Porcelana	2.11	50.4	9.13	9.06	4.45	5.0
PRIME & BOND 2.1+ ENFORCE (Dentsply)	Resina	1.73	59.6	7.28	7.25	4.31	4.92
	Porcelana	1.88	43.1	6.56	6.52	3.361	3.67

DIAGRAMA DE WEIBÜLL PARA
R.CRHOASIT + SBMPP + RC

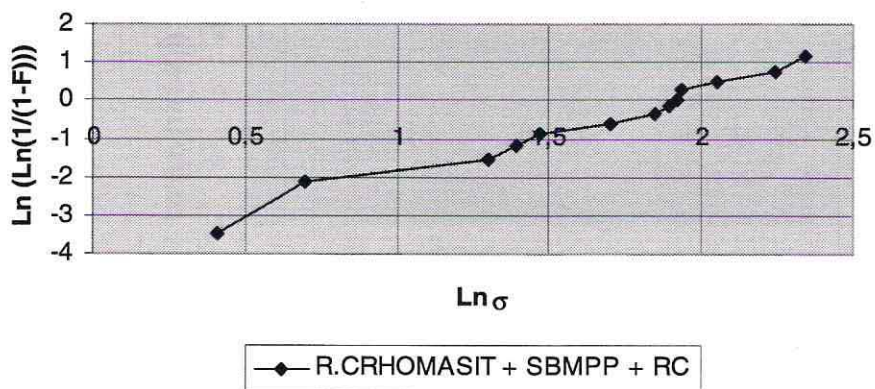


GRÁFICO N° 3: DIAGRAMA DE WEIBÜLL DE MUESTRAS ENSAYADAS A TRACCIÓN, Y ADHERIDAS CON SBMPP + R.C A CUERPO DE PRUEBA DE RESINA.(CHROMASIT).

DIAGRAMA DE WEIBÜLL PARA PORCELANA+SBMPP+RC

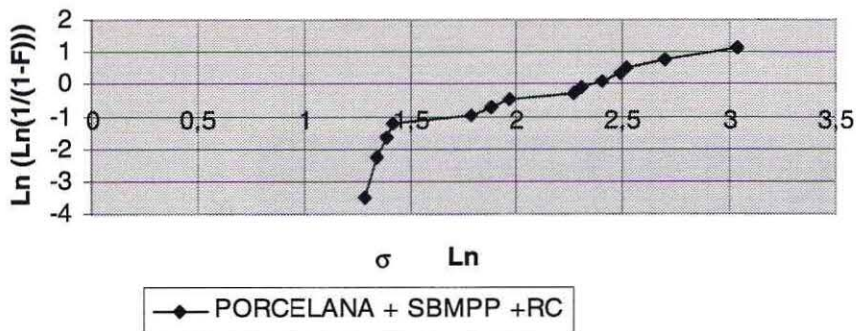


GRÁFICO N° 4 : DIAGRAMA DE WEIBÜLL DE MUESTRAS ENSAYADAS A TRACCIÓN, Y ADHERIDAS CON SCBMPP + R.C A CUERPO DE PRUEBA DE PORCELANA

DIAGRAMA DE WEIBÜLL PARA RESINA CRHOMASIT+ ENFORCE

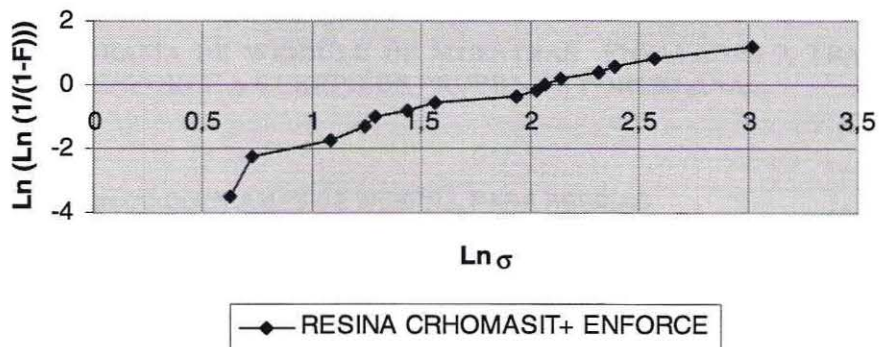


GRÁFICO N° 5 : DIAGRAMA DE WEIBÜLL PARA RESINA CHROMASIT MAS PRIME & BOND 2.1 MAS ENFORCE .

DIAGRAMA DE WEIBÜLL PARA PORCELANA+PRIME&BOND2.1+ENFORCE

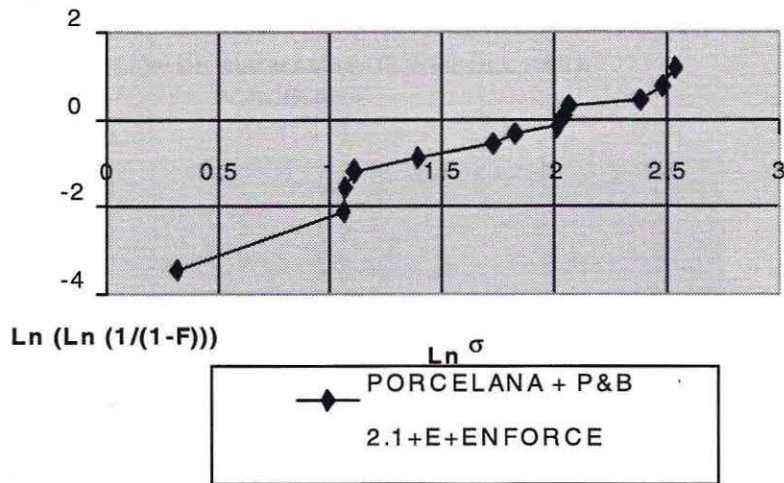


GRÁFICO N° 6: DIAGRAMA DE WEIBÜLL DE MUESTRAS ENSAYADAS A TRACCIÓN Y ADHERIDAS CON CEMENTO ENFORCE A CUERPO DE PRUEBA DE PORCELANA.

COMPARACIÓN DE DIAGRAMAS DE WEIBÜLL PARA RESINAS

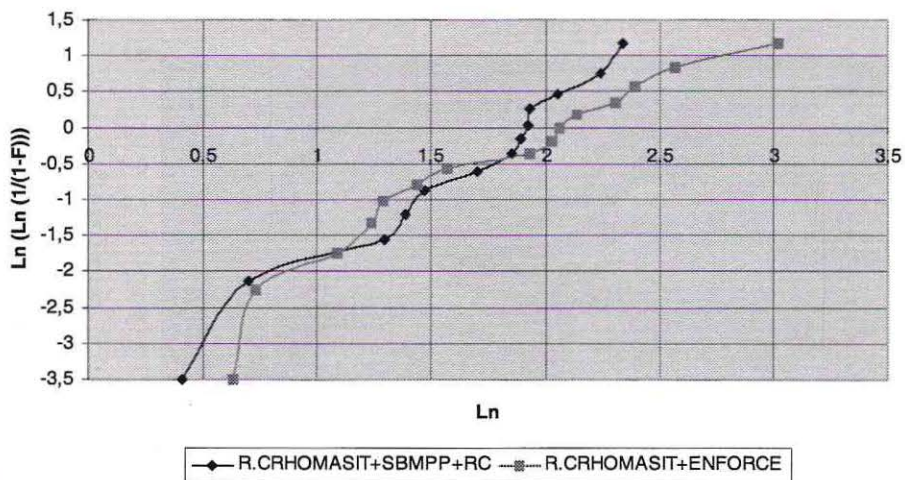


GRÁFICO N° 7 : COMPARACIÓN DE LOS DIAGRAMAS PARA LA RESINA.

Si se observan las curvas del gráfico n° 7, veremos que su comportamiento frente a los diferentes sistemas adhesivos es muy similar, tal es así que las curvas tienden a casi sobreproyectarse. Para la porcelana, en cambio, se observó un mejor comportamiento adhesivo con el sistema Scotchbond Multipropósito Plus. (ver gráfico n° 8).

COMPARACIÓN DE DIAGRAMAS DE WEIBÜLL PARA PORCELANA

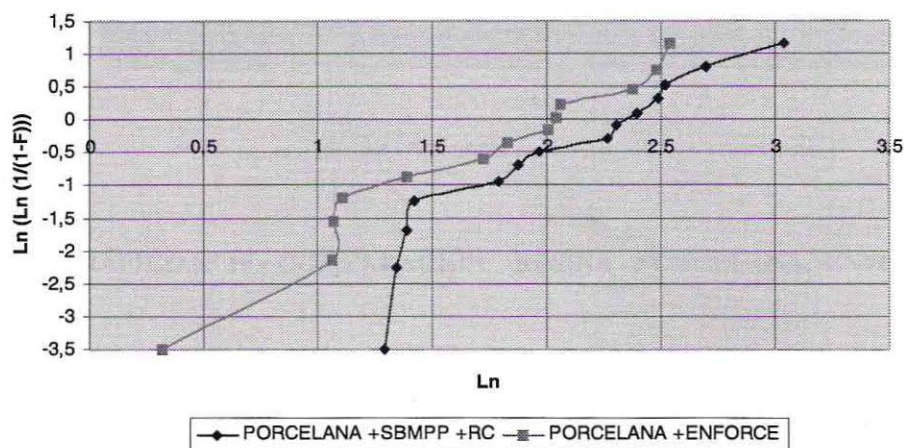


GRÁFICO N°8 :COMPARACIÓN DE LOS DIAGRAMAS PARA LA PORCELANA.

COMPARACIÓN DE DIAGRAMAS DE WEIBÜLL PARA RESINA Y PORCELANA

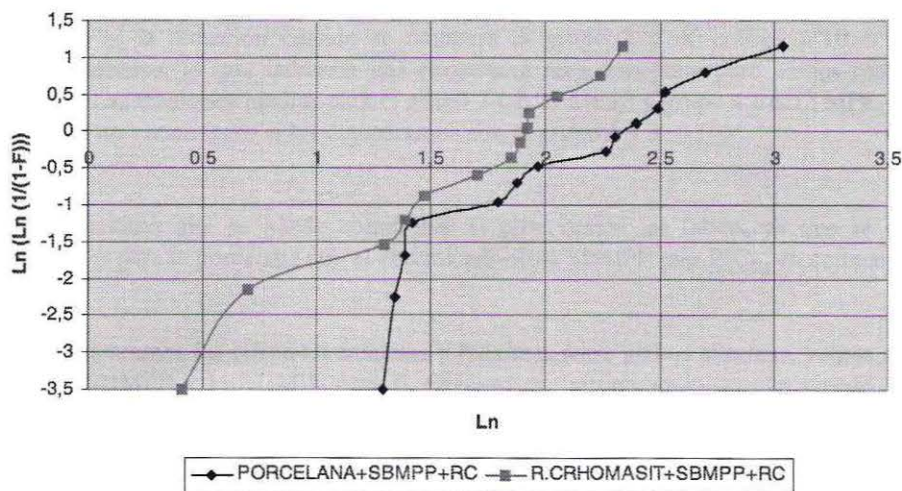


GRÁFICO N° 9 : COMPARACIONES RESINA - PORCELANA, SBMPP + R.C.

COMPARACIÓN DE DIAGRAMAS DE WEIBÜLL PARA RESINA Y PORCELANA

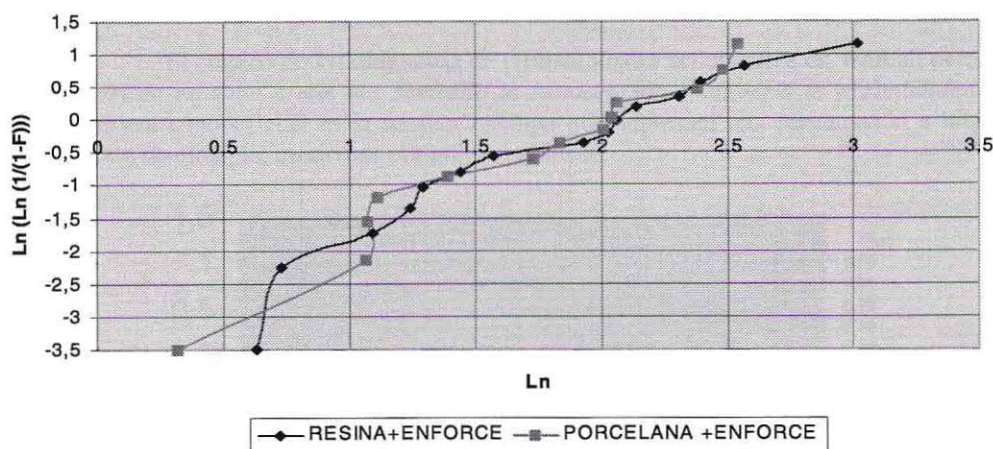


GRÁFICO N° 10 : COMPARACIÓN RESINA - PORCELANA, ENFORCE.

Cuando se analizan ambos materiales entre sí, podemos notar que su comportamiento es diferente a cuando se analizan por separado (resina - resina o porcelana - porcelana). Al proyectar en un mismo gráfico resina y porcelana para el grupo 1 y 3, se puede constatar que la curva de la porcelana está más desplazada hacia la derecha, lo que indicaría una mayor resistencia a la tracción para ésta con respecto a la resina (tal como lo propusiera Weibull en sus diagramas), y esto también se verifica con los resultados obtenidos a través de gráfico n° II, en donde el promedio de las tensiones para el Grupo 1 (Resina Chromasit más SBMPP más R.C.) corresponde a 5.81 MPa, mientras que para el grupo 3 (Porcelana más SBMPP más R.C.) ésta es de 9.06 MPa.

Opuesta es la situación cuando se compara el grupo 2 y 4 (gráfico n°10). Aquí ambas curvas tienden a sobreproyectarse, lo que indicaría una resistencia más semejante para ambos materiales frente al mismo sistema adhesivo. Las tensiones medias para el grupo 2 (7.25 MPa.) y grupo 4 (6.52 MPa.) así lo demuestran, en el gráfico n° 2, éstas no varían tanto si las comparamos con el grupo 1 y 3.

Otro resultado que se puede comprobar si observamos las tablas, es que se apreciaron elevadas resistencias traccionales para la porcelana con el sistema adhesivo SBMPP más R.C., en comparación con el cemento Enforce.

Si comparamos las tensiones mínimas y máximas entre ambos sistemas, vemos una diferencia de 17.27 MPa para el SBMPP y 11.31 MPa para E. Opuesto es, sin embargo, lo que sucede con la resina (Chromasit), en donde las mejores tensiones de fractura se presentan con el cemento Enforce.

Si observamos los gráficos podremos también notar la dispersión característica que muestran los materiales frágiles cuando éstos se someten a ensayos de tracción hasta la fractura. También es posible apreciar en la

tabla XI un comportamiento bastante uniforme, desde el punto de vista de los valores de m , en cada uno de los cuatro grupos ensayados.

El empleo de los diagramas de probabilidades acumulativa de Weibull permite además conocer, *para cada nivel de esfuerzo a que sea sometida la restauración, cuál sería la probabilidad de fractura*. En la práctica se buscará conocer cuál es la tensión máxima que soportará una restauración a una determinada probabilidad. A modo de ejemplo, obsérvese el siguiente gráfico :

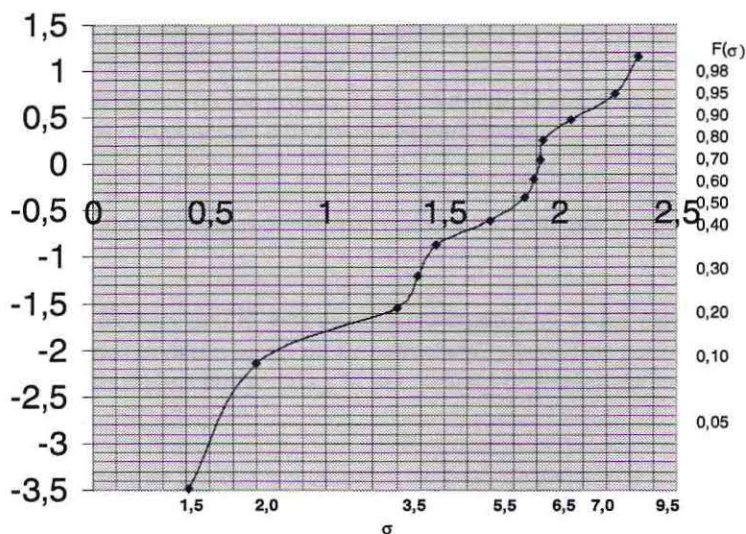


GRÁFICO 11 : DIAGRAMA DE PROBABILIDADES PARA $F(\sigma)$ EN FUNCIÓN DE σ .

Supóngase que se quiere determinar cuál es la tensión máxima a la que se podría someter una determinada restauración y para ello, como ejemplo, fijamos la probabilidad de fractura en un 5%. Si se va al gráfico 11, hay que leer en la escala de las probabilidades, $F(\sigma)$, la probabilidad correspondiente a un 5%. Se traza luego una paralela al eje horizontal que pase por el valor 5% hasta intersectar la curva del diagrama de Weibull. A continuación, se baja la perpendicular en el punto de intercepto hasta cortar el eje de las tensiones de fractura (σ). En este eje leemos entonces el correspondiente valor de la tensión máxima de fractura que podría soportar la restauración, para este caso ese valor corresponde a 1.7 MPa aproximadamente. Análogamente esto se puede realizar para distintos porcentajes de probabilidad de fractura.

En síntesis, y en adición a todo lo anteriormente expuesto, podemos decir que la estimación para la función de riesgo específico de fractura de dos parámetros es la apropiada para su aplicación en el presente estudio, y para un nivel de confianza de un 9 sus valores son significativos estadísticamente.

VI.- DISCUSIÓN.

El análisis de los distintos tipos de fractura encontrados en el presente estudio, particularmente cuando se analizaron los ensayos con resina (Crhomasit), no concuerdan con lo expresado por ciertos investigadores (Swift y cols., 1995) quienes señalan que estos ensayos de tracción muestran una gran variabilidad en sus resultados, en lo que se refiere, a los tipos de fractura que es posible encontrar. Así, en los grupos 1 y 2, las resinas presentaron casi una totalidad de fracturas tipo A (hubo un sólo caso de fractura tipo E), lo cuál nos hace pensar en una posible falla del procedimiento adhesivo.

Mayor variación existió en los grupos 3 y 4, en donde la ausencia de fracturas tipo A pudiese relacionarse con una mayor adhesión de los componentes adhesivos a la porcelana.

No obstante, ambos biomateriales fueron tratados en similares condiciones para su acondicionamiento.

Respecto de la fractura tipo E, esta se presentó en un 7 % de los casos, pese a las condiciones de almacenamiento que las piezas dentarias tuvieron luego de su extracción, y posterior período de adhesión como se señala en el capítulo IV. Esta fractura, indeseable e inesperada a la vez, se trató de minimizar en el presente estudio.

Para la realización de los test traccionales, se trató de reducir la máximo las sobreextensiones de los materiales adhesivos durante la adhesión. Para ello se delimitó el área adhesiva en relación a la superficie que presentaban los cuerpos de prueba, aún así, la formación de una pequeña banda de cemento adhesivo fue inevitable. Al respecto se ha demostrado a través de un análisis de elementos finitos (utilizando un modelo teórico), que pequeñas extensiones de material causarían una *concentración de esfuerzos* en la periferia del área adhesiva durante el procedimiento de testeo (Van Noort y cols., 1991). Creemos por lo anterior, que esta banda tuvo una pequeña influencia en las resistencias a la tensión registrada.

Otro punto de interés, fue el tratar de lograr la máxima axialidad de las probetas al momento de realizar la adhesión tracción. Para ello, la carga debería dirigirse perpendicular a la superficie de adhesión, lo cuál es extremadamente difícil de lograr por la cantidad de variables involucradas tales como : tipo de máquina utilizada, tamaño de las mordazas, tipos de porta probetas, axialidad de los cuerpos de prueba en las hemiprobetas, morfología dentaria, posicionamiento de las probetas en las mordazas, procedimiento adhesivo, etc. Sin embargo, en nuestro estudio fue posible lograr una máxima axialidad gracias al diseño y confección (exclusiva) de una matriz adhesiva y un porta probetas acondicionados para nuestra experiencia en particular.

Fue precisamente estos accesorios los que nos permitieron asegurar el alineamiento de las probetas y la aplicación de esfuerzos de tensión uniformes sin efectos de torsión.

Para los resultados del presente estudio se registraron diferencias significativas para las resistencias entre la resina (Chromasit) y porcelana. Existe un mejor comportamiento adhesivo de esta última en relación a la Resina, lo que nos hace pensar en una mejor interacción química (de los componentes) con la superficie de Porcelana acondicionada.

Con respecto a las dimensiones de las superficies y las tensiones sobre las cuales actúa, se constata que aquellas no obedecen al comportamiento descrito por Griffith (1990), quién demostró que con el aumento del área seccional la resistencia a la tensión de un material frágil disminuye. Ello porque las superficies adheridas más grandes parecen tener más defectos que las superficies pequeñas. Las adhesiones no son uniformes microscópicamente. Las interfaces pueden contener burbujas de aire, separaciones de fases, asperezas de superficie y grosor de película no uniforme., que pueden llevar a distribuciones de esfuerzo no uniformes.

De acuerdo a ello, (Van Noort y cols., 1991) señalan que la probabilidad de que los defectos puedan dominar la propagación de la fractura es muy alta a causa de la no uniformidad de la distribución interfacial de esfuerzos especialmente en el lugar de la interfase. Esto puede iniciar fracturas en los defectos que trasuntan en menores valores de resistencias.

Para nuestra investigación, dichos preceptos no parecen cumplirse en su totalidad, debido quizás a una serie de variables que también condicionan los resultados de las resistencias, sólo se pudo verificar lo anteriormente expuesto para el grupo ensayado con porcelana + cemento Enforce, donde para una superficie de 15 mm² se registro una tensión de 12.7 MPa, existiendo para el mismo ensayo, por ejemplo, superficies de 39 mm con 7.89 MPa.

Por último, lo más importante es resolver la significancia o importancia que tienen estos test de adhesión, en nuestro caso de tracción pura.

De un trabajo teórico (Van Noort y cols. , 1989 ; Wakasa y cols., 1994) se demostró que los métodos de testeo actuales producen un número de fuentes de variación que son extremadamente difíciles de controlar. El pensamiento común es que los resultados de los test no se deberían comparar entre los distintos grupos de investigadores y la importancia clínica es a lo mejor limitada. No obstante, se espera que la estandarización de los métodos de testeo.

Por otro lado, estos métodos han sido capaces de proveer una buena fuente de información para la evaluación inicial de materiales. Los test clínicos tienen muchas más variables incontroladas que hacen más difícil aún la tarea de determinar como y porqué un material es exitoso o falla.

VII.- CONCLUSIONES.

En este estudio in vitro sobre resistencia traccional pura a restauraciones estéticas indirectas, adheridas a esmalte dentario a través de distintos sistemas adhesivos, se encontró que :

1 - En orden decreciente, los mejores comportamientos de los grupos en estudio con respecto a la resistencia traccional pura, en base a sus promedios fueron : Porcelana más sistema Scotchbond Multipropósito Plus más Recin Cement.(3M) ; Resina más Adhesivo Monocomponente Prime & Bond 2.1 más cemento adhesivo Enforce (Dentsply); Porcelana más Adhesivo Monocomponente Prime & Bond 2.1 más cemento adhesivo Enforce(Dentsply) ; Resina más sistema Scotchbond Multipropósito Plus más Recin Cement.(3M).

2 - Para los grupos trabajados con Resina predominó la fractura tipo A (Adhesiva), mientras que para los grupos trabajados con Porcelana la fractura tipo A no se constato, aumentando eso sí la variabilidad para los otros tipos de fractura (B,C,D y E).

3 - Las tensiones medias de fractura en los ensayos realizados, no superaron en ningún grupo los 10 MPa.

4 - Las mayores tensiones medias de fractura fueron de 9.13 MPa, y fueron encontrados en el grupo 3.

5 - Por el presente estudio fue posible lograr ensayos de tracción pura y obtener valores significativos estadísticamente, lo cuál avala la metodología utilizada para el cumplimiento de los objetivos propuestos.

VIII.- SUGERENCIAS.

En base a las experiencias adquiridas durante la fase experimental de éste estudio, podemos sugerir que :

- Existe una gran variedad de situaciones experimentales que aún es posible de estudiar, bajo la misma metodología de trabajo como el presente estudio. Por ejemplo evaluar adhesión a dentina, utilización de sistemas adhesivos con y sin Primer, utilización de silanizadores (pre - hidrolizados), diferentes tiempos de grabado ácido, etc.

- Podría ser de interés, realizar un estudio longitudinal con varios agentes adhesivos y/o cementantes, para evaluar su comportamiento en el tiempo.

- Es necesario un cierto apoyo económico y/o auspicio por parte de los fabricantes para realizar este tipo de investigaciones. Los costos para cada material restaurador y sistemas adhesivos frenan la posibilidad de aumentar las muestras y tener un universo más amplio.

- Es aconsejable poseer un correcto conocimiento y manejo de los diferentes procedimientos técnicos previos al ensayo mismo. Por ejemplo : la utilización correcta de la máquina Instrom, la cuál puede arrojar resultados erróneos si no se encuentra correctamente calibrada, invalidando estos para su posterior aplicación.

IX.- RESUMEN.

Este estudio in vitro comparó las resistencias traccionales puras que presentaban dos biomateriales restauradores (Resina Chromasit y Porcelana) adheridos al esmalte dentario, a través de tres sistemas adhesivos :

- Sistema Adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus más el cemento adhesivo dual Resin Cement. (3M).
- Adhesivo Monocomponente Prime & Bond 2.1 más el cemento adhesivo dual Enforce. (Dentsply).
- Adhesivo monocomponente Syntac más el cemento adhesivo dual Variolink.(Vivadent).

Se utilizaron 90 terceros molares sanos, extraídos por indicación quirúrgica, asignando 30 molares para cada medio adhesivo.

Las piezas dentarias fueron limpiadas y desgastadas levemente en su superficie vestibular para su posterior adhesión al cuerpo de prueba respectivo.

Posteriormente las muestras fueron sometidas a un proceso adhesivo dando como resultado las probetas de ensayo que quedaron conformadas por un cuerpo de prueba, de porcelana o resina, adheridos al esmalte dentario.

Las probetas confeccionadas fueron sometidas a un test de tracción pura y sus resultados fueron estudiados en función de sus tipos de fracturas (que fueron previamente clasificadas) y sus tensiones de fractura.

El análisis estadístico fue hecho a través del análisis de Weibull para la función de probabilidad de fractura.

El mejor comportamiento adhesivo, ante las fuerzas traccionales, puras se observó para el grupo de Porcelana más el sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus y cemento adhesivo dual Resin Cement (3M).



X.- BIBLIOGRAFÍA.

LIBROS :

- Baratieri, L. N. ; et al (1995), Adhesivos Dentales, en :Estética. Quintessence editora. Rua Dona Brígida 691/701 Sao Paulo, Brasil, pp : 57- 74.
- Baratieri, L, N. ; et al (1995), Facetas Directas con Resina Compuesta, en : Estética. Quintessence Editora. Rua Dona Brígida 691/701 Sao Paulo, Brasil, pp : 265- 316.
- Barrancos Mooney, J. (1993). Adhesión a Estructura Dentaria, en : Operatoria Dental, Restauraciones. Editorial Médica Panamericana S.A. Marcelo T de Alvear 2145, Buenos Aires, Argentina, pp : 209-219.
- Barrancos Mooney, J. (1993). Aplicaciones Clínicas del Grabado Ácido, en : Operatoria Dental, Restauraciones. Editorial Médica Panamericana S.A. Marcelo T de Alvear 2145, Buenos Aires Argentina, pp : 238-274.
- Craig, R.G.(1989).Cerámica, en: Materiales Dentales Restauradores. Editorial Mundi S.A.I.C y F. Paraguay 2100, Buenos Aires , Argentina, pp: 459-476.
- Craig,R.G.(1989).Propiedades Mecánicas, en: Materiales Dentales Restauradores. Editorial Mundi S.A.I.C y F. Paraguay2100, Buenos Aires, Argentina, pp: 65-79.
- Haga, M. Nakazawa, A. (1991). Colocación de las Carillas de Porcelana, en : Estética Dental. Carrillas de Porcelana. Actividades Médico Odontológicas Latinoamericana, C. A. Edificio San Martín, nivel Bolívar n° 28. Parque Central, Caracas, Venezuela, pp : 28-30.
- Haga, M. Nakazawa, A.(1991). Fabricación de las Carillas de Porcelana, en : Estética Dental. Carillas de Porcelana. Actividades Médico Odontológicas Latinoamericana, C.A. Edificio San Martín, nivel Bolívar n° 28. Parque Central, Caracas, Venezuela, pp : 16-18.
- Haga, M. Nakazawa, A. (1991). Procedimiento Clínico para las Carillas de Porcelana, en : Estética Dental. Carrillas de Porcelana. Actividades Médico Odontológicas Latinoamericana, C.A. Edificio San Martín nivel Bolívar n° 28. Parque Central, Caracas, Venezuela, pp :6-10.
- Macchi, R.L. (1193).Materiales Cerámicos, en Materialers Dentales. Editorial Médica Panamericana. Marcelo T. de Alvera 2145, Buenos Aires, Argentina, pp: 113-116.
- Macchi, R.L.(1993).Sistemas, Materiales y Adhesión, en: Materiales Dentales. Editorial Médica Panamericana. Marcelo T. de Alvear 2145, Buenos Aires , Argentina, pp: 47-52.
- Phillips, R.W.(1989). Estructura de la Materia. Adhesión, en : La ciencia de los Materiales Dentales de Skinner. Nueva Editorial Interamericana, S. A. de C.V. Cedro 512 . México 4 , D.F., México, pp :10-28.
- Phillips, R.W.(1989). Porcelana Dental, en : La ciencia de los Materiales Dentales de Skinner. Nueva Editorial Interamericana, S.A. de C.V. Cedro 512. México 4, D.F., México, pp : 531-561.
- Uribe-Echeverría, J.(1990). Sistemas Resinos Compuestos, en :Operatoria Dental. Ediciones Avances Médicos Dentales S. A. Beatriz Bobadilla, 9-28040, Madtid, España, pp : 207-230.

- Uribe-Echevarría, J.(1990). Restauraciones con Resinas Compuestas en el Sector Anterior, en : Operatoria Dental. Ediciones Médicos Dentales S.A. Beatriz Bobadilla, 9-28040, Madrid, España, pp : 231-306.
- Viera, G ; de Mello, AT ; Garófalo, J ;Agra, C.(1996).Cementación Adhesiva de Restauraciones Inlay/Onlay, en : Restauraciones Estéticas Indirectas en Dientes Posteriores. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana, C.A. Edificio Caroata, Piso 1 - Apto 1. Parque Central, Caracas, Venezuela, pp : 113-129.
- Viera, G ; de Mello, AT ; Garófalo, J ; Agra, C.(1996). Técnicas de Confección de Porcelana, en : Restauraciones Estéticas Indirectas en Dientes Posteriores. Actualidades Médicas Odontológicas Latinoamericana, C.A. Edificio Caroata, Piso 1 - Apto 1. Parque Central, Caracas, Venezuela, pp : 93-103.
- Viera, G ; de Mello, AT ; Garófalo, J ; Agra, C.(1996). Materiales para la Confección de Restauraciones Inlay/ Onlay Estéticas, en : Restauraciones Estéticas Indirectas en Dientes Posteriores. Actualidades Médicas Odontológicas Latinoamericana, C.A. Edificio Caroata, Piso 1 Apto 1.Parque Central, Caracas, Venezuela, pp :25-36.
- Williams, D.F ; Cunningham, J.(1982). Adhesión, en : Materiales en la Odontología Clínica. Editora Mundi.S.A.I.CY F, Paraguay2100, Buenos Aires, Argentina, pp :67-86.
- Williams, D.F, Cunningham, J.(1982). Introducción a la Ciencia de los Materiales Dentales, en : Materiales en la Odontología Clínica. Editora Mundi S.A.I.CY F, Paraguay 2100, Buenos Aires, Argentina, pp :1-66.
- Williams, D.F. ; Cunningham, J.(1982).Porcelana Sobre Metal, en : Materiales en la Odontología Clínica. Editora Mundi S.A.I.C Y F, Paraguay 2100, Buenos Aires Argentina, pp :255-274.

REVISTAS :

- Abdalla, A.I.; Davidson, C.L.(1993) :Shear Bond Strength and Microleakage of new dentin bonding Systems. Journal of the American Dental Association. 6 :295-528
- Appeldoorn, R. :(1993) : Bond Strength of composite Resin to Porcelain with newer Generation Porcelain Repair Systems. Journal Prosthetic Dentistry. 70 :1-6.
- Baier, R.E. (1992) :Principles of Adhesión. Operative Dentistry. (Supplement)5 :1-9.
- Bailey, J.H.(1989) :Porcelain to Composite Bond Strengths Using Four Organo Silane Materials. Journal Prosthetic Dentistry. 61(2) : 174-177.
- Barkmeier, W. ; Cooley, R.L.(1992) : Laboratory Evaluation of Adhesive Systems. Operative Dentistry. (Suplement)5 :50-60.
- Bayne, S.C.(1994) :Update on Dental Composite Restorations. Journal American Dental Association .125(6) :687-701.
- Burke, F.J.T. ; Mc Caughey, A.D.(1995) : The Four Generations of Dentin Bonding. Journal of the American Dental Association. 8 :88-92.
- Burrow, M. ; Satoh, M. ; Tagami, J.(1996) : Dentin Bond Durability After Three Years Using a Dentin Bonding Agent without Priming. Dental Materials.12 :302-307.
- Chappell, R.P. ;Eick, J.D. ;Mixson, J.M. ; and Theisen, F.C.(1990) : Shear Bond Strength and Scanning Electron Microscopic Observation of four Dentinal Adhesives. Quintessence International. 21 :303-310.
- Christensen, G.J.(1992) :Clinical Factors Affecting Adhesión. Operative Dentistry. (Supplement)5 :26-31.
- Crispin, B.J.(1994) :Contemporary Esthetic Dentistry : Practice and Dentin : A brief History and State of The Art. Quintessence International, 26 :95-110.
- Duke, E.S. ; Robbins, J.W ; and Snyder, D.S.(1991) :Clinical Evaluation of a Dentinal Adhesive Systems : Three Year Results. Quintessence International. 22 :889-895.
- Duke, E.S.(1992) : Clinical Studies of Adhesive Systems. Operative Dentistry. (Supplement) 5 :103-110.
- Eliades, G. ;Palaghias, G. ; Vougiouklakis, G.(1997) :Effect of Acid Conditioners on Dentin Morphology, Molecular Compositions and Collagen Conformation in situ. Dental Materials. 13 :24-33.
- Fowler, C.S. ; Swartz, M.L. ;Moore, B.K. ; and Rhodes, B.F.(1992) : Influence of selected variables on adhesión testing. Dental Materials. 8 : 265-269.
- Goracci, G. ; Mori, G. ; Bazzuchi, M.(1995) :Marginal seal and biocompatibility of a Fourth Generation Bonding Agent. Dental Materials. 11 :343-347.
- Gwinnett, A.J.(1992) : Structure and Composition of Enamel. Operative Dentistry. (Supplement) 5 :10-16.

- Handelman, S.L. ;and Shey, Z.(1996) : Michael Buonocuore and the Eastman. Dental Center :A History Perspective on Sealants. International Dental Reserach.75 (1):29-533.
- Haller, B. ; Thull, R ; Klaiber, M ;and Teuber, M.(1991) : An Extrusion Test For Determination of Bond Strength to Dentin. Journal of Dental Research 70. Abstracts of Papers p 525 Abstracts 2070.
- Horn, H.R.(1993) : Porcelain Laminate Veneers Bonded to Etched Enamel. Dental Clínical North American. 27 :671-684.
- Jacobsen, T. ; Söderholm, K.J.(1995) : Some Effects of Water on Dentin Bonding. Dental Materials. 11 :132-136.
- Jordan, R.E.(1992) :Adhesives in Dentistry - Clínical Considerations. Operative Dentistry.(Supplement) 5 :95-102.
- Kelly, J.R.(1990) :Fracture Surface Analisis of Dental Ceramics ;Clínically Failed Restaurations. Journal of Prosthetic Dentistry .3 :430-431.
- Kelly, R.J.(1995) : Perspectives on Strength. Dental Materials. 11 :103-110.
- Kitasako, Y. ; Burrow, M. ; Nikaido, T. ; Harada, N. ; In Okoshi, S. ; Yamada, T. ;and Takatsy, T.(1995) : Shear and Tensil Bond Testing for Resin Cement Evaluation. Denatl Materials. 11 : 298-304.
- Mc Gucken, R.S. ; Tao, L. ;Thompson, W.O. ; and Pashley, D.H.(1990) :Shear Bond Streight of Scotchbond in Vivo. Dental Materials. 7 :50-53.
- Nikaido, T. ;Yamada, T. ; Koh, Y. ; Burrow, M. ; Takatsu, T.(1995) :Effects of air - powder poliishiing on Adhesión of bonding systems to tooth substrates. Dental Materials. 11 :117-125.
- Nystrom, G.P. ; Holtan, J.R. ; and Douglas, W.H.(1990) : Effects of fluoride pre treatment on Bond Streight of a resin bonding agent. Quintessence International. 21 :495-499.
- Odén, A. ; Oilo, G.(1996) :Tensile bond stregh of dental adhesives. Dental Materials. 2 :207-213.
- Pashley, D.H. ;Sano, H. ;Ciucchi,B. ;Yoshiyama, M. ; and Carvalho, R.M.(1995) : Adhesión testing of dentin bonding agents : A review. Dental Materials. 11 : 117-125.
- Perdigao, J. ; Swiift, E.J.(1994) : Analysis of dental adhesive Sistems using Scanning Electron Microscopy. Journal of Dental Research. 44 : 349-359.
- Retief, D.H. ; Gross, J.D. ; Bradley, E. L. ; and Denys, F.(1986) : Tensile bond strengths of denting bonding agentsto dentin. Dental Materials. 2 : 72-77.
- Retief, D.H.(1992) : Clínical Aplicacions of Enamel Adhesives. Operative Dentistry (Supplement) 5 : 44-48.
- Schilisel, E.R.(1980) : An evaluation of postadyustment pulishing techniques for porcelain denture teeth. Journal Prosthetic Dentistry.43 : 258-565.
- Siervo, S.(1994) : Where is the gap ?.Machinable ceramic systems and Conventional laboratory restaorations at a glance. Quintessence International. 25(11) : 773-779.
- Söderholm, K-JM.(1991) : Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials : A report of the ASCMD 156 task group on test methods for the adhesión of restorative materials. Dental Materials. 7 : 74-81.

- Sorensen, J.A(1991) : Porcelain - Composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dental Materials*. 7 (2):118-123.
- Stanley, H.(1993) : An urgent plea for a standard bonding (Adhesión) test . *Journal Dental Research*. 72 : 1392.
- Swift, E.T. ; Perdigao, J. ; Heyman, J.(1995) : Bonding to enamel and dentin : A Brief History and State of the art. *Quintessence International*. 26. : 95-110.
- Swift, B. ; Walls, A.W.G. ; Mc Cabe, J.F.(1995) : Porcelain veneers : The effects of contaminants and cleaning regimens on the bond strength of porcelain tom composite. *British Dental Journal*. 179 : 203-208.
- Van Noort, R. ; Noroozi, S. ; Howard, I.C. ; and Cardew, G.(1989) : A critique of bond Strenght measurements. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 17 : 61-67.
- Van Noort, R. ; Cardew, G. ; Howward, I.C. ; and , Noroozi, S.(1991) : The effect of interfacial geometry onthe measurement of the tensile bond strength to dentin. *Journal Dental Research*.70 :889-893.
- Walshaw, P. ; Mc Comb, D.(1996) : Clinic considerations for optimal dentinal bonding. *Quintessence International*. 27 (9) : 619-625.

BILIOGRAFÍA ANEXA :

- Espinaza, P. ; Lorenzo, P. ; Vera, F. (1995) : Estudio In Vitro de Fuerza Adhesiva del Ionómero Vitreo a Superficies Dentarias Tratadas. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista.
- Connesa, C.(1995) :Curso sobre sistemas adhesivos : 4ª Jornada de Estudiantes de Odontología de América Latina Universidad Nacional De Cuyo, 18, 19 y 20 de Septiembre.
- Steenbecker, O.(1990: Adhesión, Adhesivos, Técnica y Biomateriales Adhesivos; Memoria para optar a la Jerarquía de Profesor Titular e Operatoria Dental de la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso.
- Canepa, G.; Gaete, A.; González, R.; Y Sarmiento, C.(1988): Resinas Compuestas de Inscripción Directa e Indirecta. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista.
- Avilés, E.; Cortés, F.; García, C.; e Hidalgo, A. (1996): Estudio In Vitro Sobre Microinfiltración en Amalgamas Adheridas. Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista.
- Maintenance Instructions. (1967). Instron Universal Testing Instruments (Canton, Massachusetts, U.S.A.).
- Borgia, E.; Dell'Aqua, A.; Garnoe, W.; Guzmán, H.; Henostroza, G.; Steenbecker, O.; Teitelbaum, H.; Uribe - Echevarría, J.;and Vélez, C.(1997): Pasado, Presente y Futuro de las Restauraciones Estéticas, en : La operatoria Dental a fines del Milenio. Editor Gilberto Henostroza Haro, Lima, Perú, pp:12-17.
- Borgia, E. ; Dell'Aqua, A. ;Garnoe, W. ; Guzmán, H. ;Henostroza, G. ; Steenbecker, O. ; Teitelbaum, H. ; Uribe-Echevarría, J. ;and Vélez, C.(1997) : Opciones Restauradoras en el Sector Anterior, en : La Operatoria Dental a fines del milenio. Editor Gilberto Henostroza Haro, Lima, Perú, pp : 44-51.
- Manual de Instrucción y manejo del Sistema Adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus.
- Manual de Instrucción y Manejo de la Resina de Cementación Dual Resin Cement (3M).
- Manual de Instrucción y Manejo del Adhesivo Syntac Monocomponente (Vivadent).
- Manual de Instrucción y Manejo del Cemento Adhesivo Variolink.(Vivadent).
- Manual de Instrucción y Manejo del Cemento Adhesivo Enforce.(Dentsply).
- Manual de Instrucción y Manejo del Adhesivo Monocomponente Prime & Bond 2.1.(Dentsply).
- Martínez, V.(1994).Carga Axial y de Corte, en: Resistencia de Materiales : Teoría y Ejemplos. Editor V. Martínez. V. Santiago, Chile, pp: 32-50.

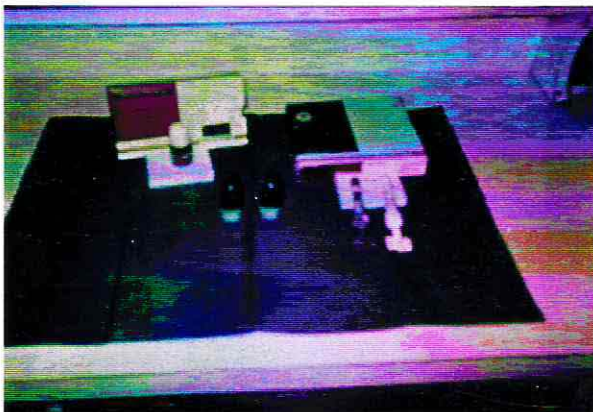
ANEXO FOTOGRAFICO.



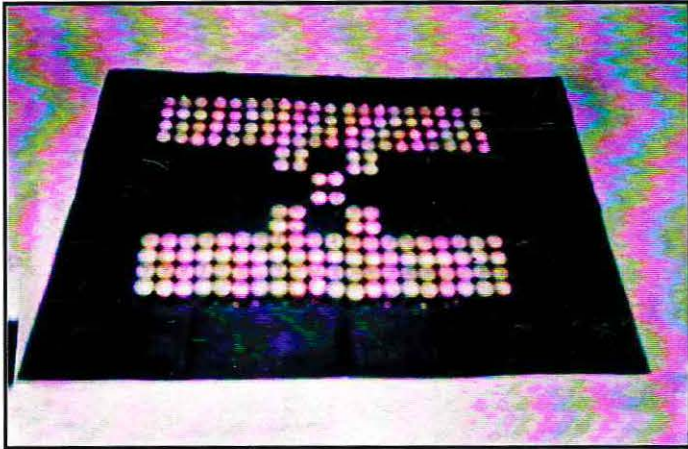
Sistema adhesivo Scotch Bond Multipropósito Plus,
más Recin Cement (3M)



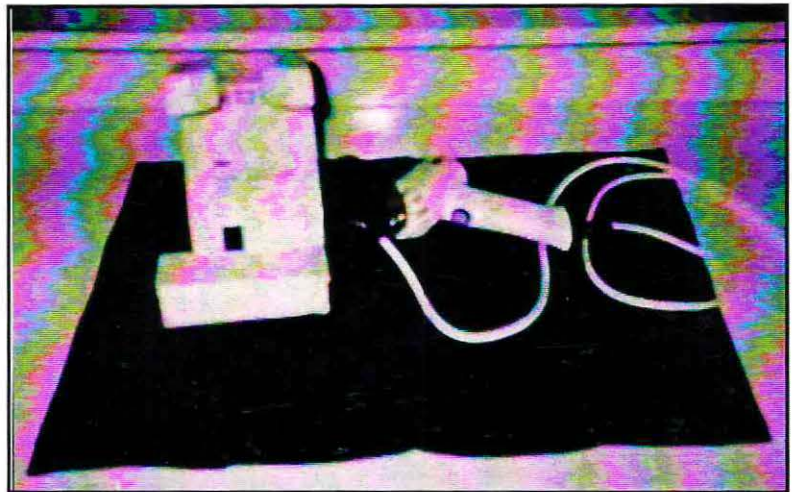
Adhesivo Monocomponente Prime & Bond 2.1
más cemento Enforce (DENTSPLY)



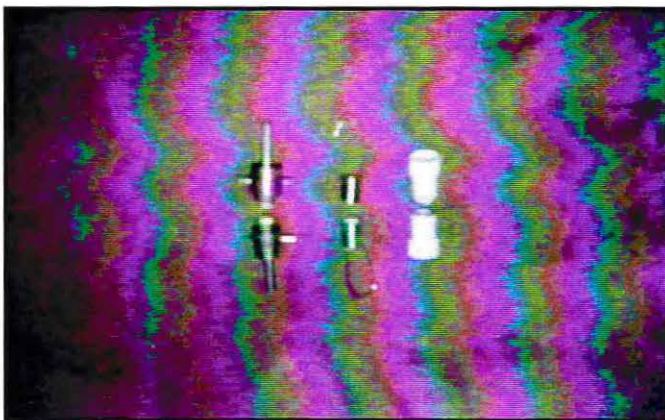
Adhesivo Syntac, más cemento Variolink (VIVADENT)



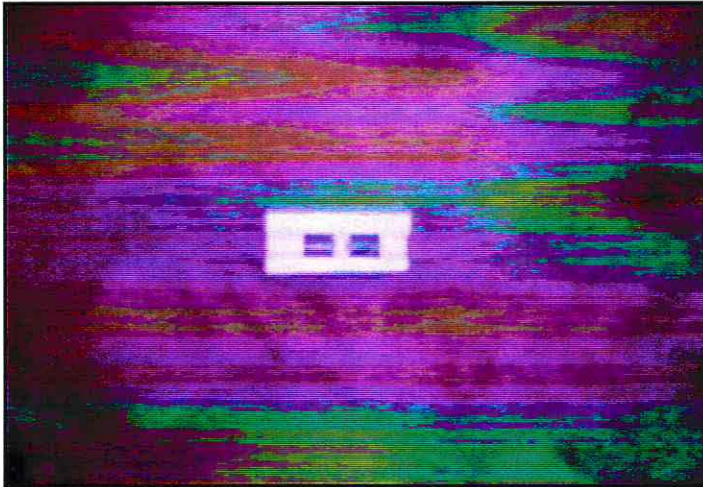
Total de muestras, previo a proceso de adhesión



Unidad de Fotocurado XL 1.500 3M



Evolución de tipos de Probetas

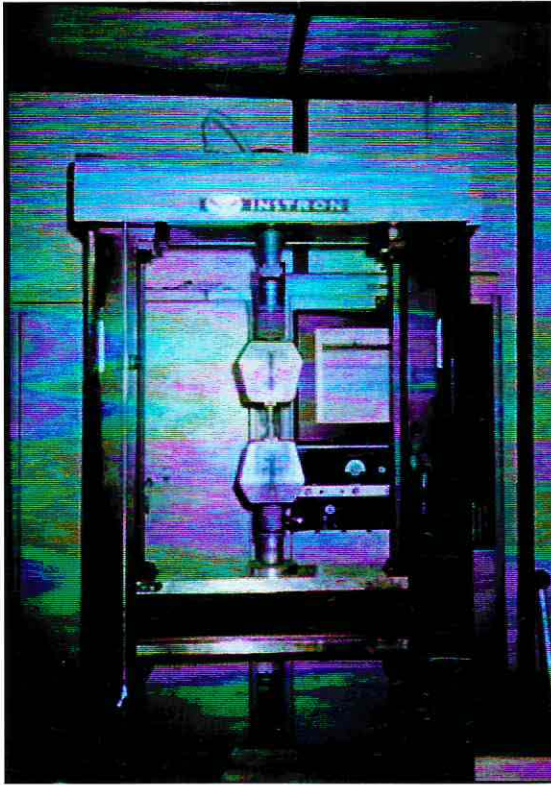


Matriz adhesiva



Porta Probetas de adaptación

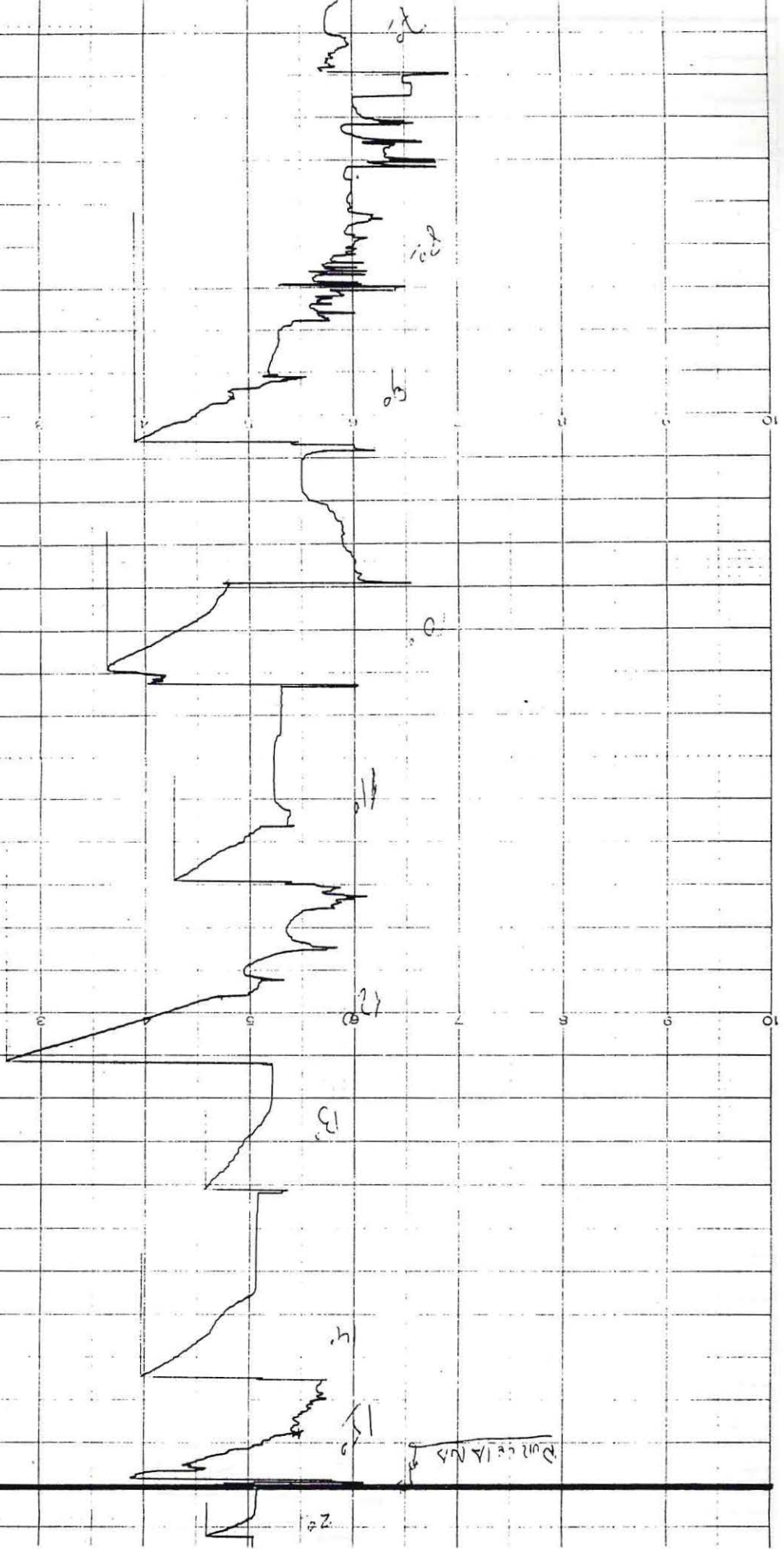
Máquina Instron. Zona de prueba propiamentetal



Máquina Instron. Cuerpo de la máquina



RESINA CRHOMASIT
+
SYNTAC - VARIO LINK
(LUDINO CALIFORNIA)
VIVADENT

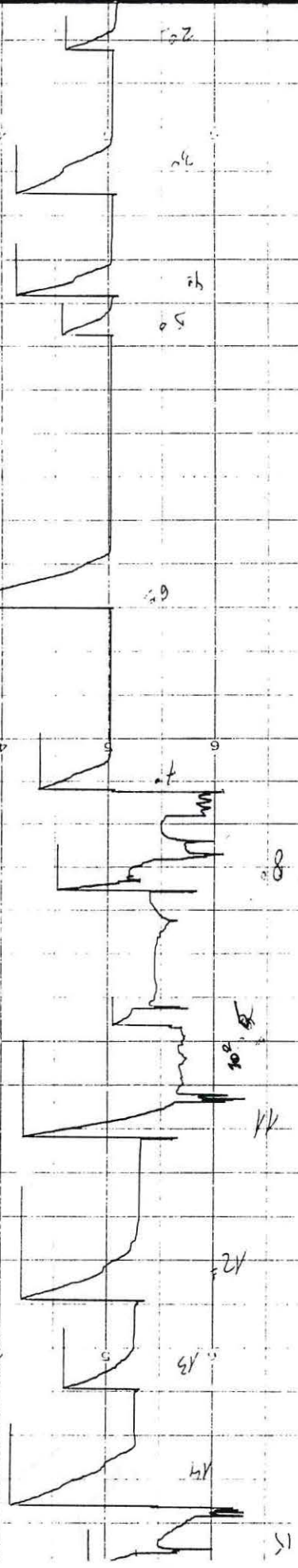


Run cell 1A N.S. 2

PORCELANA.
 + SYNTAC +
 NONGOND(S) VIVADENT
 + MARIO LINK

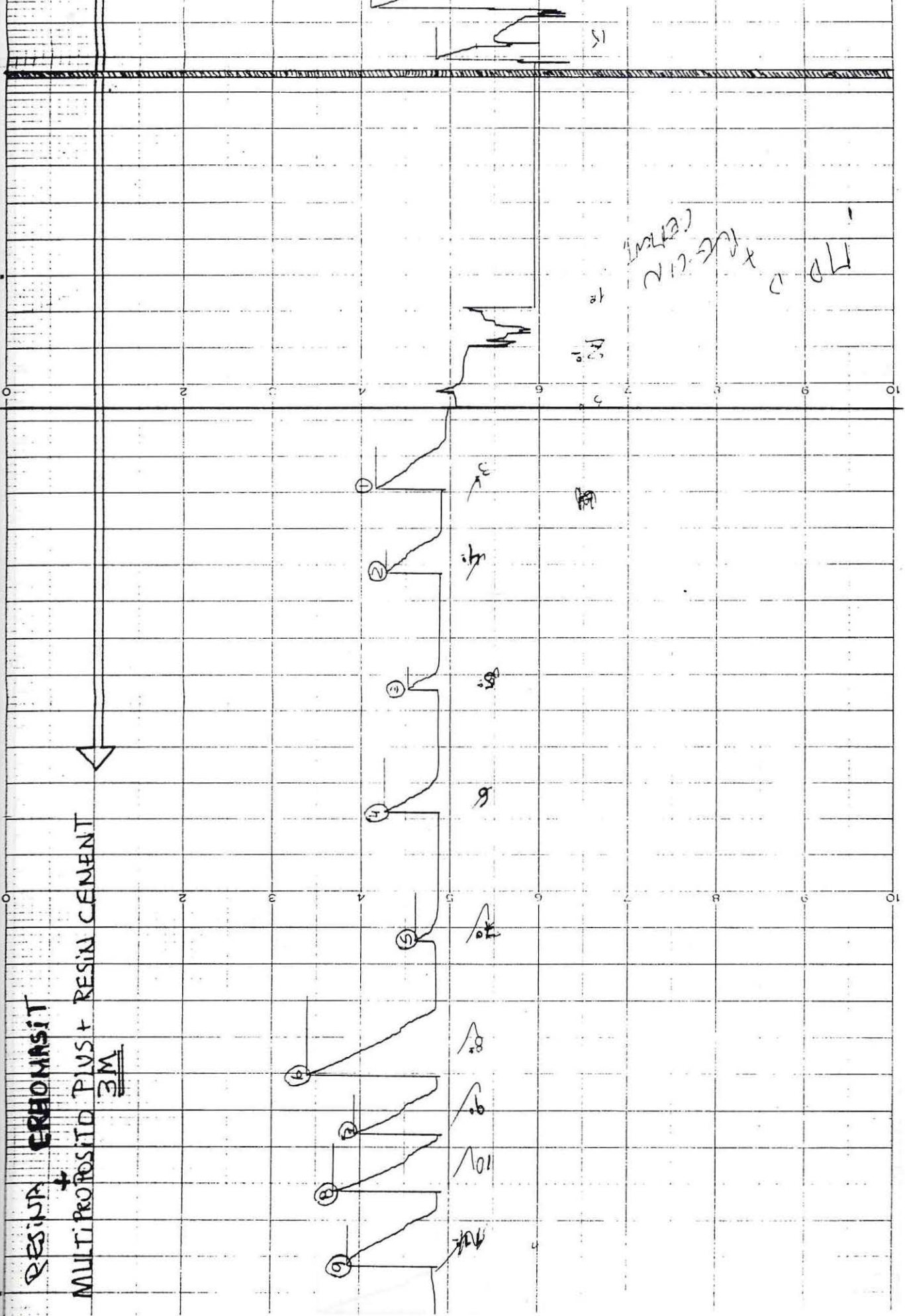


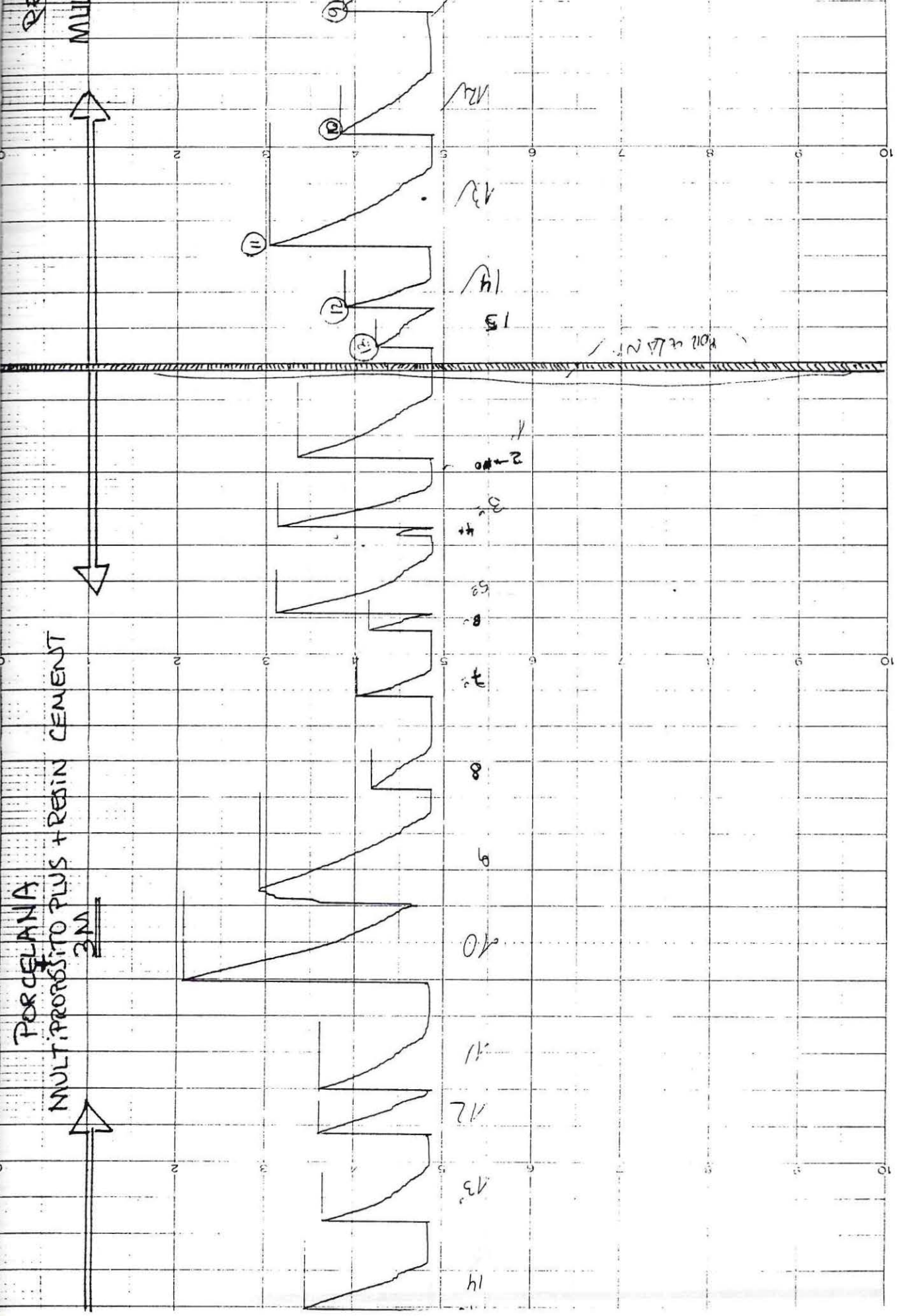
2 3 4 5 6 7 8 9 10



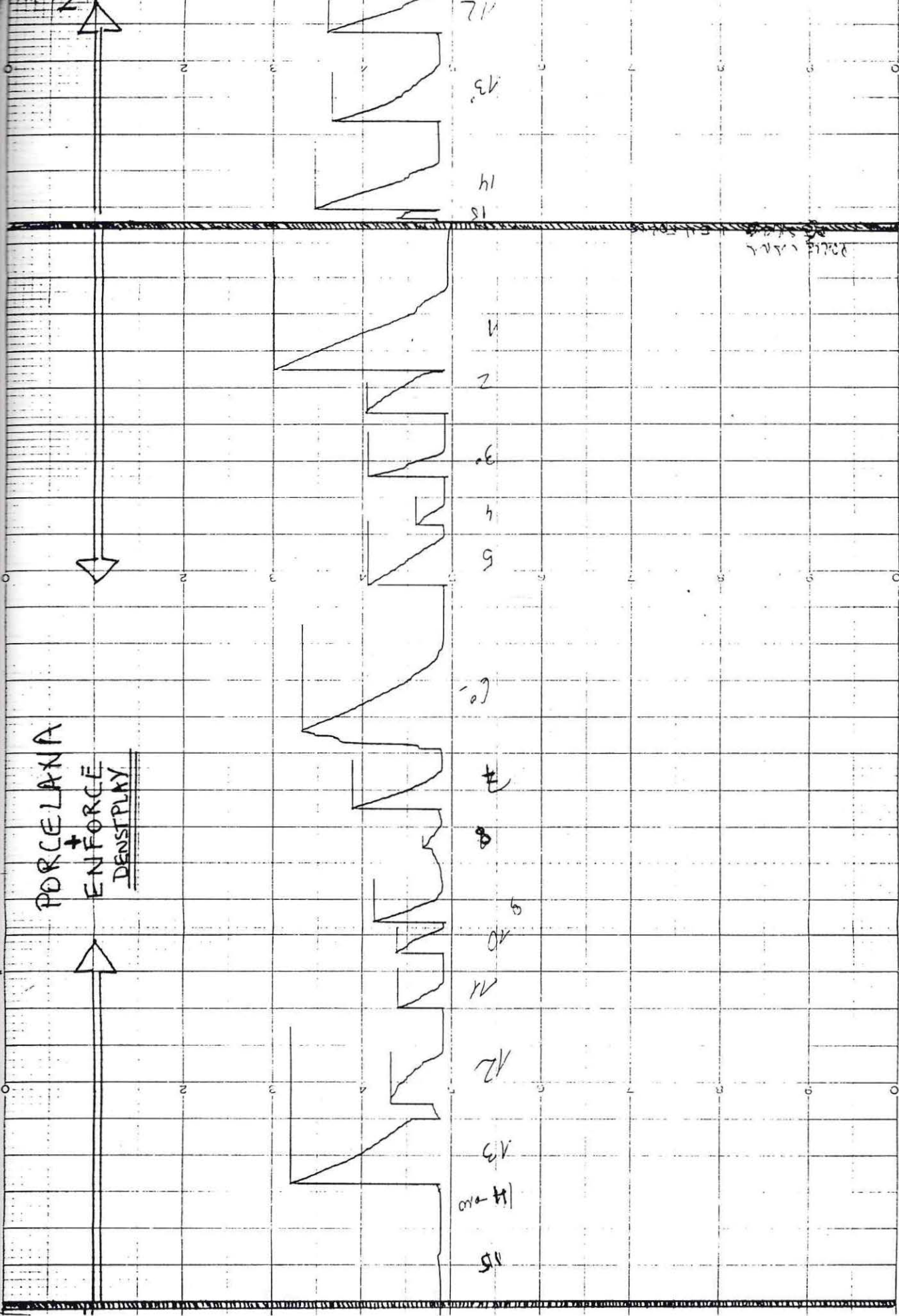
15
 14
 13
 12
 11
 10
 9

RESINA CEROMASIT
MULTIPOSITO PLUS + RESIN CEMENT
3M



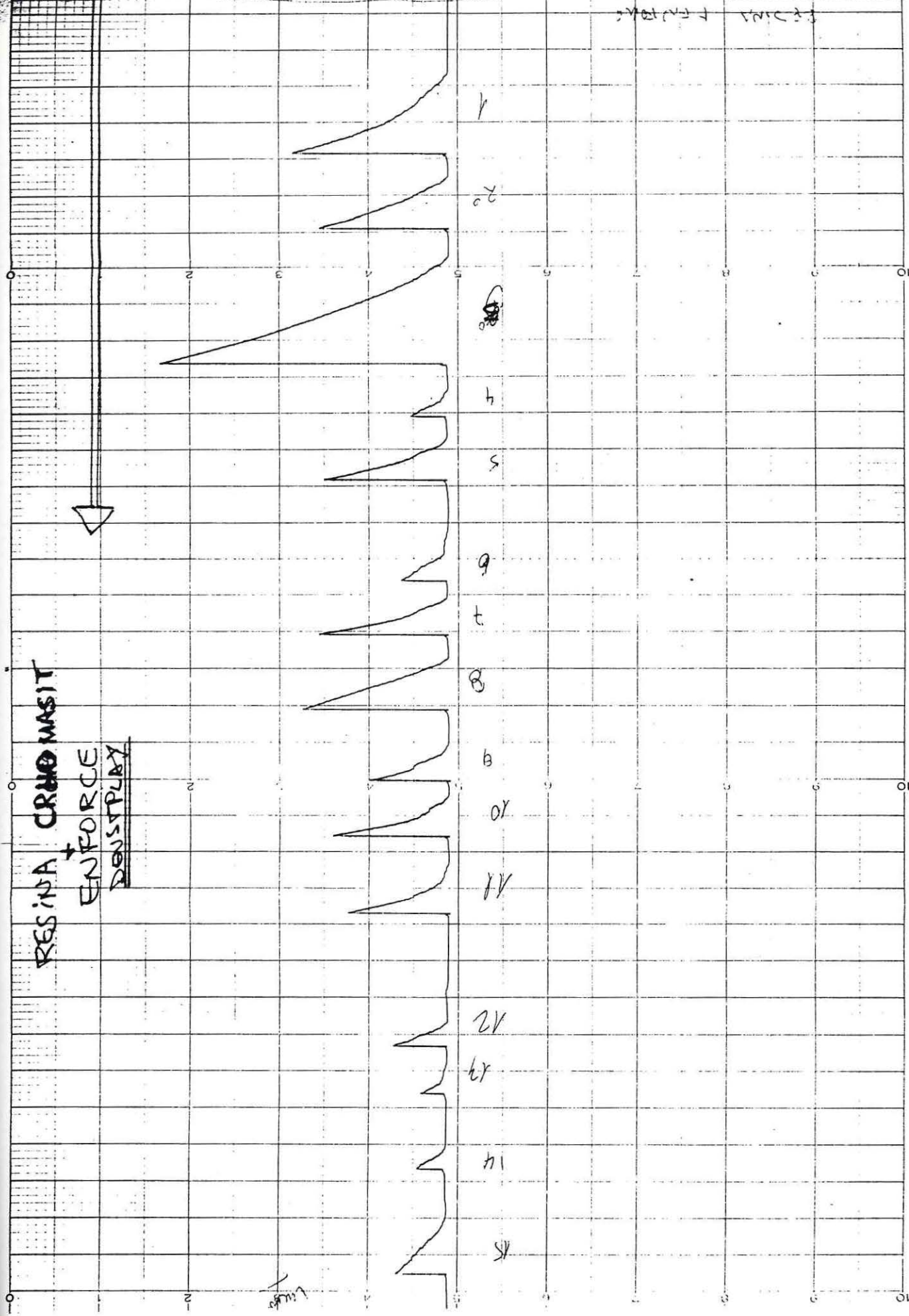


PORCELANA
 MULTIPROPOSITO PLUS + RESIN CEMENT
 3M



PORCELANA
+ ENFORCE
DENSITPLAY

12
13
14
15
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15



EX DIME FENIATA