

**“EVALUACIÓN IN VITRO DE LA VIABILIDAD DE LA CAPA  
INHIBIDA Y DE LAS UNIONES RESINA-RESINA UTILIZANDO  
DIFERENTES TÉCNICAS ADHESIVAS”**

**Tesis presentada por:**

**LAURA BEATRIZ ECHEVERRÍA ECHEVERRÍA**

**Ante el Tribunal de la Facultad de Odontología de la  
Universidad de San Carlos de Guatemala,  
que practicó el Examen General Público,  
previo a optar al Título de:**

**CIRUJANO DENTISTA**

**Guatemala, octubre de 2004**

DL  
09  
+(1438)

## **JUNTA DIRECTIVA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

Decano:	Dr. Carlos Guillermo Alvarado Cerezo
Vocal Primero:	Dr. Sergio Armando García Piloña
Vocal Segundo:	Dr. Guillermo Alejandro Ruiz Ordóñez
Vocal Tercero:	Dr. César Mendizábal Girón
Vocal Cuarto:	Br. Pedro José Asturias Sueiras
Vocal Quinto:	Br. Carlos Ivan Dávila Alvarez
Secretario:	Dr. Otto Raúl Torres Bolaños

## **TRIBUNAL QUE PRACTICO EL EXAMEN GENERAL PUBLICO**

Decano:	Dr. Carlos Alvarado Cerezo
Vocal Primero:	Dr. César Mendizábal Girón
Vocal Segundo:	Dr. Erick Hernández Velásquez
Vocal Tercero:	Dr. Horacio Mendía Alarcón
Secretario:	Dr. Otto Raúl Torres Bolaños

## ACTO QUE DEDICO

### A DIOS

Por ser mi guía y por llenarme de bendiciones junto a las personas que más quiero.

### A MIS PADRES

Carlos Echeverría y Claudia de Echeverría por cimentar en mi persona bases sólidas de educación y respeto. Este logro es para Ustedes porque sin su apoyo y amor jamás hubiera alcanzado esta meta. Que Dios los llene de bendiciones.

### A MIS HERMANOS

Boris y Alejandro que junto a mis sobrinos y cuñadas siempre me han dado su cariño en todo momento.

### A MI NOVIO

Pablo Javier Méndez por compartir y ayudarme a lo largo de la carrera. Siempre agradeceré tu incondicional ayuda y cariño. Gracias por todo lo que has hecho por mí. Esto también es para ti, te amo.

### A LA FAMILIA MÉNDEZ CONLLEDO

Gracias por abrir las puertas de su casa y corazón. Nunca terminaré de agradecerles su apoyo a lo largo de este camino. Siempre los llevaré en mi corazón y les agradezco toda la ayuda.

### A MIS AMIGOS

Ester de Lucero por sus sabios consejos, a Héctor Aníbal Reyes por su valiosa amistad y ayuda y a Bianca Montenegro por su amistad.

### A MIS CATEDRÁTICOS

Dr. Erick Hernández y Horacio Mendía por su valiosa colaboración para la realización de este trabajo.

## HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Tengo el honor de someter a su consideración mi trabajo de tesis:

“ EVALUACIÓN IN VITRO DE LA VIABILIDAD DE LA CAPA INHIBIDA Y DE LAS UNIONES RESINA-RESINA UTILIZANDO DIFERENTES TÉCNICAS ADHESIVAS”, conforme lo demandan los estatutos de la Universidad de San Carlos de Guatemala, previo a optar al título de:

CIRUJANO DENTISTA

Quiero expresar mi agradecimiento especialmente a la Señora María Eugenia Guerra y a la compañía 3M de Guatemala por colaborar en el desarrollo de esta investigación y a ustedes distinguidos miembros del honorable Tribunal Examinador, reciban mis más altas muestras de consideración y respeto.

# ÍNDICE

	Pág.
Sumario.....	2
Introducción .....	3
Antecedentes .....	4
Planteamiento de problema.....	5
Justificación .....	6
Revisión de Literatura.....	7
Objetivo general.....	42
Objetivos específicos.....	42
Definición del objeto a investigar.....	43
Variables.....	44
Metodología.....	46
Resultados.....	49
Discusión de resultados.....	52
Conclusiones.....	54
Recomendaciones.....	55
Limitaciones.....	56
Bibliografía.....	57
Anexos.....	59

## SUMARIO

Este estudio se realizó con el propósito de evaluar la capa inhibida a diferentes intervalos de tiempo y las uniones Resina – Resina utilizando diferentes técnicas adhesivas.

Se realizaron pruebas de adherencia por corte para evaluar la fuerza necesaria para separar bloques de resina, estos fueron contruidos dentro de tubos de cristal con incrementos de 1mm de resina Z 100<sup>®</sup>, 50 de color A1 y los otros 50 de color A3.5 para diferenciarlos, esto se realizó con un condensador metálico y se fotocuró cada incremento por 40 segundos.

Luego se procedió a colocar los bloques en un aditamento al cual se le realizó un ensayo de adherencia por corte en una prensa universal, cada grupo de bloques fue separado al intervalo de tiempo específico para los mismos, los resultados obtenidos fueron expresados en Mpa.

El grupo de bloques que presentó mayor resistencia para separarse fue el primero dando un resultado de 60.84 Mpa, por lo que se pudo concluir en esta investigación que la capa inhibida se va deteriorando a razón de tiempo desde su aparición y que aún con protocolos adhesivos la unión química (capa inhibida) es más fuerte.

---

<sup>®</sup> Marca Registrada, propiedad de 3M

## **INTRODUCCIÓN**

En la actualidad se utilizan las resinas como material restaurador, por lo que debe de conocerse más a fondo sus propiedades para hacer un uso más adecuado de ellas.

En esta investigación se evalúa la vida útil de la capa inhibida y como se va deteriorando a través del tiempo y con que técnica adhesiva presenta mejores valores de adhesión.

Para evaluar esto se utilizaron bloques de resina divididos en 2 grupos, los primeros 6 grupos fueron unidos a diferentes intervalos de tiempo, mientras que los 4 restantes fueron unidos mediante diferentes técnicas adhesivas para evaluar cual es la más efectiva.

Estas pruebas fueron sometidas a ensayos de adherencia por corte en una prensa universal, la cual se encuentra en el Centro de Investigaciones de Ingeniería, todos los datos fueron expresados en Mpa.

## ANTECEDENTES

Según la revisión bibliográfica basada en estudios nacionales; en el estudio realizado por Muralles <sup>(8)</sup> titulado “Efectividad del grabado con ácido en cementos que sirven de material de base en tratamientos dentales de obturaciones de resina compuesta”. El problema de este estudio era investigar y sacar conclusiones precisas del grabado ácido sobre los cementos base y establecer en que uniones cemento-resina se logra una retención mecánica más adecuada. El método utilizado en sí, se circunscribió a determinar la retención de los cementos grabados unidos a resina por medio de una prueba física de aplicación de cargas que luego se tradujo en resistencias  $\text{gr/cm}^2$ , mediante la elaboración de moldes de acrílico cortados por la mitad con una preparación cavitaria donde se colocaron los cementos de base y a los cuales se les adicionó la resina y en la otra mitad del molde se colocó resina y se fotocuró, después se unieron los moldes con agentes de enlace y después se les aplicó tensión hasta separarlos. Los resultados fueron que la unión de hidróxido de calcio grabado a 30 segundos tuvo el valor mas bajo en cuanto a resistencia, la unión del policarboxilato reportó el valor mas alto a resistencia y en cuanto al resto de materiales reportaron valores que no representaron motivo de señalamiento especial. Por lo tanto se concluyó que el grabado ácido afecta directamente a los distintos cementos usados, dando como resultado una retención mecánica disímil entre los cementos y las resinas.

De acuerdo con el material bibliográfico revisado, el anterior fue el único estudio que presentó similitud con esta investigación; haciendo evidente la falta de más estudios para obtener información del tema.



## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Al fabricar incrustaciones y coronas de resina, estas tienen una capa inhibida en su cara interna, capaz de unirse químicamente al cemento. Esta unión química entre el cemento y la incrustación aumentará la resistencia adhesiva y reducirá la filtración marginal. Esta capa inhibida puede perderse por varios factores, como por ejemplo las diferentes técnicas de adhesión o por el tiempo transcurrido a partir de la fabricación de la restauración; por lo tanto este estudio plantea la siguiente problemática: ¿Cuál es el tiempo ideal o prudencial entre la fabricación de estas restauraciones y su cementación?

## **JUSTIFICACIÓN**

Ninguna publicación determina la duración de una capa inhibida en una restauración de resina compuesta, por lo que el tiempo ideal o prudencial entre la fabricación de estas restauraciones y su cementación no está claramente definido. En consecuencia, es necesario realizar a cabo este estudio.

## REVISIÓN DE LITERATURA

Sin la menor duda, la adhesión es responsable de las más importantes innovaciones producidas en el ejercicio de la odontología en toda su historia, y particularmente durante las últimas dos décadas del siglo XX <sup>(5)</sup>.

En los albores del siglo XXI, es práctica común valerse de la adhesión en un sinnúmero de acciones clínicas y de laboratorio, muchas veces sin valorar en su real magnitud tan formidable herramienta, que sólo pocas décadas atrás resultara inimaginable aplicar en la profesión odontológica. De ahí la importancia de ubicar en el tiempo los acontecimientos más trascendentes que marcaron la evolución de la adhesión, asociándolos principalmente a la odontología restauradora <sup>(5)</sup>.

El desarrollo de tales acontecimientos viene siguiendo varias rutas, todas ellas obviamente tienen como meta común procurar adhesión; sin embargo, de acuerdo con su orientación específica se pueden diferenciar claramente dos grandes grupos: el primero encaminado a obtener adhesividad a los tejidos dentales (esmalte y dentina), y el segundo busca lograrlo a las estructuras artificiales (metálicas, cerámicas y poliméricas), que se utilizan en la elaboración de restauraciones indirectas o aparatos protésicos. Por lo tanto, se abordan los acontecimientos más relevantes que han acaecido en cada grupo <sup>(5, 9)</sup>.

### ***1. CRÓNICA DE LA ADHESIÓN A LAS ESTRUCTURAS DENTALES.***

La evolución de la adhesión a tejidos dentales se produjo en dos campos: el de los polímeros (resinas compuestas) y los cerámicos <sup>(5)</sup>.

- *Polímeros (Resinas Compuestas) en la Adhesión a las Estructuras Dentales*

a) La Primera Tentativa: “Aunque virtualmente ignorado, el primer intento por lograr adhesión a los tejidos dentales corresponde atribuírselo, al químico suizo Oscar Hagger, según MCLEAN (2000), quien en 1949 patentó en su país un producto basado en el dimetacrilato del ácido glicerofosfórico, que la compañía Amalgamated/De Tray comercializó con el nombre de Sevitron Cavity Seal, conjuntamente con Sevitron, una resina acrílica restauradora autopolimerizable” <sup>(5, 12)</sup>.

b) Surge el procedimiento base, el acondicionamiento ácido de Buonocore: Se reconoce universalmente como la piedra angular de la adhesión dental el legado de Michael BUONOCORE, quien en 1955 propuso el tratamiento de la superficie del esmalte con ácido fosfórico (originalmente al 85 %) para promover la adhesividad adamantina; aplicando así por primera vez en Odontología, una práctica ya entonces de uso común en la industria naviera, consistente en realizar un acondicionamiento ácido a las superficies metálicas, a fin de aumentar la retención de pinturas o barnices sobre ellas <sup>(4, 5, 9, 11, 12)</sup>.

Tal procedimiento se caracteriza por revertir la poca o casi nula adhesividad natural del esmalte, dotándolo de un favorable potencial adhesivo en su superficie, como resultado de un proceso desmineralizador. Este, en una primera etapa, disuelve generalizadamente 20 a 50  $\mu\text{m}$  de la superficie original, y concluye reduciendo selectivamente las varillas adamantinas. Esta acción selectiva le confiere a la superficie del esmalte una particular rugosidad, en la cual pueden identificarse simultáneamente tres tipos característicos de relieve, conocidos desde 1975 como patrones de grabado <sup>(5, 9, 11, 12)</sup>.

El más frecuente, denominado de tipo I, se caracteriza por presentar disuelto sólo el centro de los prismas; el de tipo II por tener afectada únicamente su periferia y el tipo III por mostrar estriaciones completamente irregulares y menos profundas, producidas en áreas donde el esmalte carece de un ordenamiento coordinado de sus prismas, debido a lo cual se estima que proveen el más bajo potencial de adhesividad <sup>(5, 11, 12)</sup>.

c) La primera resina compuesta dental: la gran paradoja de la historia de la adhesión dental radica en que el trabajo de BUONOCORE permanecería prácticamente inadvertido durante cerca de dos décadas. Probablemente ello fue debido a que el material (basado en metilmetacrilato) a cuya mejora de retención se orientó originalmente la propuesta, estaba en aquella época extinguiéndose ante la presencia del silicato, a causa de la principal limitación: contracción de polimerización <sup>(5, 11)</sup>.

Por ello, el grabado ácido adquirió vigencia solamente cuando aparecieron nuevos materiales poliméricos que prontamente se hicieron conocidos como resinas compuestas. La idea precursora se le adjudica a KNOCK y GLENN, quienes en 1951 con fines odontológicos propusieron incorporar partículas cerámicas de relleno a las resinas <sup>(5, 11)</sup>.

d) Aparece la formula Bowen, la base para los adhesivos poliméricos: a partir de tal propuesta, Rafael BOWEN patentó en 1962 su celebre resina Bis-GMA (producto de la reacción entre un Bisfenol

y el Metacrilato de Glicidilo) o simplemente fórmula de Bowen. De esa manera se dió inicio al desarrollo propiamente dicho de materiales poliméricos capaces de adherirse al esmalte. Para alcanzar tal meta, NEWMAN y SHARPE en 1966 tuvieron que modificar la consistencia eliminando virtualmente su relleno cerámico, a fin de producir una resina de muy baja viscosidad, la cual fue la primera en lograr adherirse al esmalte. Así nació el primer adhesivo dental <sup>(5, 10, 12)</sup>.

Todavía en 1971, según refieren SHORTALL y WILSON (1988), se reportó el uso clínico consistente del acondicionamiento adamantino con ácido fosfórico logrado en la restauración exitosa de incisivos fracturados, mediante adhesión de un material polimérico a la superficie acondicionada del esmalte <sup>(5)</sup>.

El material creado por Bowen continua siendo la base de prácticamente todos los biomateriales dentales denominados resina compuesta dental o tan solo resinas compuestas o resinas reforzadas, e inclusive frecuentemente también son llamadas con el anglicismo composite (por compuesto), término que por si solo es impreciso pues se refiere en general a toda combinación de materiales, en la cual sus componentes pueden ser claramente distinguibles uno del otro. Así mismo el calificativo de resina compuesta, aunque menos inexacto, tampoco describe con fidelidad el particular tipo de compuesto que conforma la resina <sup>(5)</sup>.

En consecuencia las citadas nomenclaturas son inadecuadas para referirse a un grupo de materiales cuya denominación apropiada es, compuesto cerámico-polimérico con relleno particulado <sup>(5)</sup>.

e) Consolidación de la adhesión al esmalte: durante casi medio siglo de adhesión al esmalte (1955-2003), su gran efectividad, confiabilidad y su mínima susceptibilidad a la técnica, observadas desde el comienzo, prácticamente han suprimido la necesidad de modificar el procedimiento clínico original. Son pequeñas excepciones: la reducción de la concentración del ácido fosfórico (del original 85 % a entre el 30 y el 40 %), la disminución en su tiempo de aplicación (de los 60 segundos originales a solo 15) y su presentación alternativa en forma de gel <sup>(1, 5, 9, 11, 12, 13)</sup>.

Tal estabilidad se atribuye unánimemente al principal mecanismo de adhesión al esmalte dado por el anclaje micromecánico que proveen las irregularidades producidas por el grabado ácido, en las cuales la resina (tras infiltrarse en consistencia fluida) queda trabada al adoptar rigidez por polimerización. No obstante no se descarta el rol del efecto quelante o los puentes de hidrógeno <sup>(1, 9)</sup>.

f) La larga búsqueda de la adhesión a la dentina: el escenario señalado para la adhesión adamantina contrasta substancialmente con las múltiples variaciones que se han tenido que hacer (y aún tendrán que continuarse haciendo probablemente durante mucho tiempo) en los materiales y

procedimientos necesarios para lograr una adhesión dentinaria tan segura y perdurable como la que se da en esmalte. Tal aspiración se ve obstaculizada porque, a diferencia del esmalte, la dentina no presenta características homogéneas que favorezcan su adhesividad (1, 5, 9, 12, 13).

Entre las barreras que dificultan la adhesión dentinaria están: sus importantes variaciones topográficas, su composición química con un relativamente alto contenido orgánico y agua, y la presencia de fluido dentinario, las cuales los fabricantes han tratado de superarlas principalmente desarrollando productos que permitan a los adhesivos funcionar en un medio húmedo (hidrófilos) e interactuar con el componente orgánico. Sin embargo, aunque se ha avanzado notablemente, no se ha logrado aún la meta final. Otro factor desfavorable para la adhesión dentinaria es la presencia de una capa superficial característica que se forma después de la instrumentación rotatoria de la dentina (1, 5, 9, 12, 13).

g) Denominación e identificación del Barro Dentinario: la mencionada capa que se forma como consecuencia de la preparación dentaria (principalmente cuando se realiza con instrumentos rotatorios) consiste primordialmente de detritus y dentina desorganizada. Se atribuye a BOYDE y Col., (1963) su denominación de Barro Dentinario cuya profusa difusión ha determinado que frecuentemente se la utilice tal cual en numerosos idiomas; no obstante, cuando se trata de emplear un equivalente en español, por lo general se utiliza Barro Dentinario (5, 9, 15).

El 1970 David EICK y Col., fueron los primeros en identificar químicamente la mencionada capa y describir su apariencia topográfica, y en 1984 BRANNSTROM la subdividió en dos capas, la externa (Smear On), que es amorfa y reposa sobre la superficie dentinaria, y una interna (Smear In o Smear Plug), formada por partículas mas diminutas que se localizan en el interior de los túbulos (5, 9).

h) El grabado total de Fusayama extiende el acondicionamiento ácido a la dentina: la reconocida virtud del Barro Dentinario, relativa a disminuir la permeabilidad dentinaria y por ende a proteger el complejo dentino-pulpar, mantuvo una oposición tan cerrada a retirarla rutinariamente, que durante muchos años permaneció ignorada la propuesta de FUSAYAMA (1980), quien fue el primero en preconizar que el tratamiento ácido de la superficie dentinaria, lejos de perjudicarla, favorecería su adhesividad. Denominó Grabado Total al procedimiento, para destacar que (como medio promotor de la adhesión) es favorable grabar no solo el esmalte sino también extenderlo a la dentina, para así eliminar el barro dentinario y permitir el ingreso del adhesivo en los túbulos dentinarios, quedando trabado

mecánicamente dentro de ellos luego de su polimerización. Se consideraba que este mecanismo era el principal responsable de la adhesión dentinaria y de manera accesoria su impregnación en la superficie intertubular. Infortunadamente su propuesta solo fue apreciada en los países occidentales después de una década, al constatarse su favorable potencial con productos mejorados, principalmente por su característica hidrófila <sup>(5,9)</sup>.

i) La primera observación y la primera descripción de la capa híbrida: KRAMER y MCLEAN en 1952, notaron que el producto utilizado por Hagger en su referido trabajo pionero, tenía la tendencia a penetrar la superficie dentinaria y formar una zona intermedia entre la dentina y la restauración. Esta fue descrita por primera vez, por NAKABAYASHI en 1982 quien después de acondicionar la superficie de la dentina con una solución denominada 10-3 (10 % de ácido cítrico y 3 % de cloruro férrico) y aplicar sobre ella un adhesivo basado en 4 META/MMA-TBB-O, observó las características de una capa de 3-6  $\mu$  a la que llamó capa híbrida por estar constituida de colágeno y de resina a consecuencia de la infiltración del adhesivo en la zona que el ácido fosfórico dejó desmineralizada y por ende integrada primordialmente por fibras colágenas. Sobre esta base planteó la teoría conocida como Hibridización Dentinaria, la cual sostiene que la adhesión a la dentina por polímeros se da por un mecanismo de retención micromecánico de la resina en la red de fibras colágenas de la dentina desmineralizada, en la cual (luego de infiltrarse en consistencia fluida y adoptar rigidez por polimerización) queda trabada formando una capa mixta o capa híbrida resina/colágeno, también denominada de interdifusión <sup>(4, 5, 9, 12, 13, 15)</sup>.

j) La desproteínización de la capa desmineralizada: variante del grabado total: FUJITA y Col. en 1990, cuestionando la capacidad de infiltración del adhesivo en la zona desmineralizada de la dentina por el grabado ácido, con el argumento de que el contenido casi exclusivo de componentes orgánicos en la superficie desmineralizada de la dentina podría inhibir la adhesión, iniciaron en Japón estudios que exploraban eliminar las fibras de colágeno de la zona desmineralizada (luego de desmineralizar la dentina y antes de aplicar sobre ella el adhesivo) utilizando experimentalmente para ello solventes de material orgánico, tales como las soluciones de hipoclorito de sodio o colagenasa. Tales estudios encontraron que dicho procedimiento no disminuye la resistencia adhesiva y eventualmente puede favorecerla. Por consiguiente, quedó descartada que la traba micromecánica del adhesivo en la red de fibras colágenas (hibridización) sea la única que sustenta la adhesión dentinaria y

más bien se renovó la atención a la elevación de su tensión superficial y a los mecanismos de adhesión específica. No obstante, estos hallazgos no lograron la suficiente acogida como para ponerlos en práctica clínicamente, principalmente por ser contrarios a la corriente de simplificación de las técnicas (5, 9).

k) Evolución de los sistemas adhesivos poliméricos: a lo largo de muchas décadas, la Odontología mantuvo la remoción de dentina sana como procedimiento para crear áreas retentivas (mediante la profundización de cavidades) con la finalidad de mantener las restauraciones en posición (5).

La odontología adhesiva, (que permite una verdadera adhesión a las estructuras dentarias), hizo posible modificaciones significativas en los conceptos de la extensión de las preparaciones cavitarias, los cuales se tornaron más conservadores (5).

El mecanismo básico de unión al esmalte y a la dentina es esencialmente el mismo y corresponde a un proceso de sustitución de la hidroxiapatita (que ha sido disuelta mediante ácidos) por los adhesivos, que subsecuentemente se polimerizan y quedan micromecánicamente penetrados en las porosidades creadas (1, 5).

Nada se hacía más evidente que la necesidad, hecha posible por la odontología adhesiva, de permitir la unión eficiente de dos sustancias diferentes, tanto en la odontología restauradora directa como en la indirecta. Hoy en día, los adhesivos son materiales indispensables en casi todos los procedimientos restauradores, por ejemplo:

- Restauraciones directas de resinas compuestas, compómeros e inclusive en las amalgamas adheridas.
- Cementaciones adhesivas de incrustaciones inlays y onlays, coronas o prótesis fijas, tanto las estéticas de cerámica y resina compuesta como las metálicas.
- Cementaciones adhesivas de postes radiculares de fibra de carbono con resina, de fibra de vidrio con resina e inclusive los metálicos.
- Los adhesivos también se indican para impermeabilizar superficies dentinarias sensibles, no solo por su exposición por erosión y/o abrasión del esmalte, sino también por la preparación para procedimientos indirectos, sean estos adhesivos o no (5).

Al referirse a la adhesión es preciso conocer la magnitud de la resistencia adhesiva requerida para soportar las fuerzas que actúan sobre la restauración adherida. La primera fuerza corresponde a la contracción de polimerización de la resina compuesta, que genera en la interfaz adhesiva una tensión de



cerca de 13 Mpa. La segunda fuerza en actuar es la masticatoria, cuya magnitud es muy difícil de calcular, pues varía en función de: la región de la boca, la fuerza muscular del paciente, el área de contacto; en fin, de diversas variables que son imposibles de medir con precisión <sup>(5)</sup>.

Toda resina compuesta está formada por una gran cantidad de partículas inorgánicas asociadas por moléculas orgánicas pequeñas, los monómeros, que se unen durante la polimerización para formar moléculas grandes, denominadas polímeros. Es precisamente esta unión (que implica una aproximación de moléculas) la que ocasiona como consecuencia una contracción de polimerización <sup>(1, 5, 14)</sup>.

Debido a la contracción, la resina tiende a separarse de las paredes cavitarias, produciendo como primera consecuencia la aparición de sensibilidad postoperatoria, ya que los túbulos dentinarios (a través del espacio creado) quedarán en contacto con el medio bucal. Eso permitirá un libre movimiento de los fluidos existentes, generando una presión en el plexo subodontoblástico, con la consecuente sensación de dolor <sup>(5)</sup>.

A pesar de parecer simple, el proceso de adhesión es complejo e incluye numerosos pasos, cuyo descuido en sólo uno de ellos dará como resultado el fracaso <sup>(5)</sup>.

l) Evolución de la técnicas adhesivas: La odontología estética utiliza materiales hidrófugos, ya que no poseen afinidad con los líquidos que contienen sustancias colorantes, tales como café, té, vino y bebidas gaseosas, impidiendo así la alteración de color de la restauración estética. En realidad, la necesidad de ser hidrófugo no se limita sólo al material restaurador, sino también al adhesivo que se encuentra presente en los límites de la restauración, como una delgada capa, y que asimismo debe ser resistente a la absorción de líquidos que contienen colorantes <sup>(5, 12)</sup>.

Estos adhesivos se comportan muy bien en lo referente a su unión con el esmalte, ya que éste, después de volverse poroso (por la aplicación previa del ácido) se lava y seca totalmente, lo cual hace viable la adecuada penetración del adhesivo hidrófugo <sup>(5, 12)</sup>.

De esta manera, es posible conseguir una perfecta adhesión de la resina compuesta a los márgenes de una cavidad totalmente circundada por esmalte; sin embargo, el problema persistía en cavidades de clase II o V, con margen gingival en cemento o dentina <sup>(5)</sup>.

Hasta la década del '70 no se retiraba el *barro dentinario*, ya que los sistemas adhesivos de entonces eran incompatibles con el substrato dentinario húmedo, y, por lo tanto, la adhesión se daba entre el adhesivo y el barro dentinario. Se trataba de una unión muy frágil que terminaba rompiéndose en el momento de la contracción de polimerización de la resina compuesta <sup>(5)</sup>.

Desde el principio se logró tanto éxito en el proceso de unión el esmalte, que luego se pretendió

extender el acondicionamiento ácido a la dentina, pero sin obtener el éxito esperado. Esto se debe a que al retirar la capa de barro dentinario y aumentar el diámetro de los túbulos dentinarios, el ácido produce en la superficie de la dentina un nivel de humedad incompatible con las características hidrófugas de los adhesivos utilizados <sup>(5)</sup>.

La brillante idea consistió en dividir el "adhesivo" en dos componentes. El primero, llamado imprimador (más fluido e hidrófilo), con la función de penetrar en las irregularidades húmedas de la dentina desmineralizada. El segundo, llamado Bond (que corresponde al adhesivo en sí) es una resina fluida hidrófuga, que tiene por objeto recubrir al primero y unirlo con la resina compuesta. El único componente que es hidrófilo penetra en la dentina y el esmalte, quedando totalmente recubierto por los hidrófugos, no pudiendo, por lo tanto, mancharse. Ese fue el comienzo de la era de los adhesivos que emplean el "acondicionamiento ácido total" <sup>(5)</sup>.

Los imprimadores son monómeros disueltos en un solvente del tipo acetona, alcohol o agua. Las moléculas de los imprimadores presentan dos terminaciones, una hidrófila con radicales -OH y -COOH, que gracias a su afinidad por el agua facilitan la penetración en la dentina húmeda; y la otra hidrófuga, con terminaciones del tipo -HC=CH<sub>2</sub>, cuyo doble enlace, asimismo roto, existen en el segundo componente del adhesivo, el "Bond". Las resinas fluidas o bonds, son monómeros hidrófugos como el Bis-GMA, los cuales, pudiendo tener monómeros hidrófilos en menor cantidad, actuarán como intermediarios entre el primer y el material restaurador <sup>(5)</sup>.

Resumiendo, el proceso de adhesión pasó a realizarse en 3 etapas:

- 1) el acondicionamiento ácido que actúa preparando el sustrato dental para la adhesión.
- 2) la aplicación del imprimador, que es la parte del sistema adhesivo compatible con la dentina húmeda, y finalmente.
- 3) la parte hidrófuga o bond, compatible con la resina compuesta. Estos sistemas adhesivos se consideran como el punto de partida para todos los adhesivos modernos <sup>(5)</sup>.

Los fabricantes siempre persiguen la simplificación; y, en el caso de los adhesivos, ésta se obtuvo disminuyendo etapas. La primera simplificación consistió en unir en un solo frasco el imprimador y el bond, y por eso les quedó la denominación de "Adhesivos de frasco único" <sup>(5)</sup>.

Como consecuencia de la disolución de los cristales de hidroxiapatita, en la dentina intertubular queda una capa (de un espesor de cerca de 5 micrómetros) integrada por fibras colágenas que se encuentran separadas unas de las otras por el agua utilizada para lavar el ácido. Por lo tanto, es necesario poner atención a los siguientes dos aspectos:

- Si el agua que separa las fibrillas colágenas fuese retirada por el secado de la zona, tales fibrillas quedarán tan próximas entre sí que obstaculizarán la penetración del adhesivo.
- Aún cuando se mantenga la humedad, para facilitar la penetración del adhesivo, este ingresará tan sólo cerca de tres micrómetros, dejando así alrededor de dos micrómetros de fibras colágenas sin proteger y consiguientemente expuestas a un proceso de hidrólisis <sup>(5)</sup>.

En la dentina peritubular, que es más mineralizada, la disolución ácida amplía la entrada de los túbulos dentinarios. Si por una deficiencia en la técnica, el adhesivo no hubiese podido penetrar en los túbulos que fueron abiertos, se presentará la posibilidad de un cuadro de sensibilidad postoperatoria <sup>(5)</sup>.

La mejor forma de evitar estos problemas, fue lograr que el primer fuese capaz de promover adicionalmente el acondicionamiento ácido. En el inicio de la década de los '90 surgieron los "adhesivos autoacondicionadores", cuyo imprimador consiste en una molécula ácida y polimerizable, de manera que el ácido y adhesivo penetren juntos. Siguiendo la tendencia de simplificación, aparecieron luego los adhesivos de etapa única, los cuales aplican de una sola vez imprimador autoacondicionante y bond <sup>(4,5)</sup>.

En lo que respecta a técnica de utilización, la gran ventaja de los adhesivos autoacondicionadores consiste en prescindir del acondicionamiento con ácido fosfórico. Con ello se elimina, asimismo, la fase de lavado del ácido, el cambio de los rollos de algodón y el secado, manteniendo la dentina húmeda <sup>(4,5)</sup>.

## **2. FUNDAMENTOS DE LA ADHESIÓN DENTAL**

Evidentemente uno de los mayores problemas de la odontología restauradora, que pretende bajo su accionar reconstruir la partes perdidas de las estructuras dentarias duras (esmalte, dentina y cemento), es fijarlas a ellas <sup>(5)</sup>.

Cualquiera sea el método o técnica de fijación del biomaterial restaurador que se utilice, incluirá la adhesión de este frente al diente <sup>(5)</sup>.

Sin querer dar una definición propia, se verán las definiciones de algunos diccionarios <sup>(5)</sup>.

*Adhesión* deriva del latín *Adhaesio*, que significa unir o pegar una cosa con otra (Dicc. Enc. Salvat Universal 1985), siendo esta tal vez su definición más simple <sup>(1,4,5,12)</sup>.

Pero existen otras más complejas como:

- Las que se encuentran en el Dicc. Salvat: Fenómeno por el cual dos superficies colocadas en

contacto se mantienen unidas por fuerzas de atracción establecidas entre sus moléculas.// Unión química o mecánica entre materiales mediante un adhesivo <sup>(5)</sup>.

- Las que se encuentran en el Dicc. Odont. de Friedenthal 1981: Fenómeno físico consistente en la unión de dos cosas entre sí, quedando pegadas una contra otra.// Fuerza que produce la unión de dos sustancias cuando se ponen en íntimo contacto. La atracción aquí se realiza entre moléculas dispares; cuando se efectúa a través de moléculas de la misma clase, se denomina cohesión.// Adhesión mecánica, es la que se produce cuando una de las partes penetra en las irregularidades que presenta la otra, quedando de tal manera trabadas.// Adhesión química es la que se produce cuando las partes en contacto por medio de la fuerza obtenida por la formación de uniones químicas entre las superficies que se adaptan entre si por un contacto íntimo <sup>(5)</sup>.
- Según la American Society for Testing and Materials (ASTM, 1983) es el estado o fenómeno mediante el cual 2 superficies de igual o distinta naturaleza se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, sean estas físicas, químicas o por la interacción de ambas <sup>(5)</sup>.

Aún cuando la definición misma incluye dos mecanismos de adhesión, existen aún posiciones recalcitrantes en la Odontología actual que aceptan como principal o “verdadera” solo a la química, siendo ello totalmente arbitrario pues se sabe que la adhesión al esmalte es casi enteramente física o mejor dicho micromecánica, como también que prácticamente toda adhesión química implica asimismo algo de adhesión física (Uribe-Echevarria y col 1997). Basta pensar que la mayoría de las reacciones químicas adhesivas involucran cambios dimensionales <sup>(4, 5)</sup>.

La adhesión en odontología restauradora, entonces, significa unir a un sustrato sólido (las estructuras dentales) el biomaterial a aplicar, manifestándose la adhesión como tal en la interfaz diente-restauración, es decir entre sus superficies o caras en contacto, en las cuales se deben producir fuerzas que las mantengan fijadas en forma permanente <sup>(1, 4, 5, 11, 12)</sup>.

Referirse a la adhesión no es fácil, por lo tanto, antes de referirse a la adhesión misma es indispensable partir de algunas definiciones y conceptos muy claros de biomateriales adhesivos y de técnicas adhesivas de aplicación <sup>(5)</sup>.

Como se dijo, en adhesión existen dos sustratos: uno que siempre es sólido, los tejidos dentarios duros (esmalte, dentina y cemento), y el otro sustrato a aplicar, puede ser un sólido, un semisólido, un semilíquido o un líquido. En el caso de ser líquido, se trata de los agentes adhesivos y no de la restauración misma <sup>(5)</sup>.

Como el diente y el biomaterial de la restauración son materia, es necesario que se defina.

Materia deriva del latín materia y es todo elemento o compuesto constitutivo de los cuerpos físicos que se caracterizan por tener tres propiedades: extensión (ocupar un lugar en el espacio), inercia (permanencia en reposo o en movimiento) y gravitación (atracción hacia o por otros cuerpos, según la cantidad de masa que cada uno de ellos tenga) (Dicc. Enc. Salvat Universal 1985; MAIZTEGUI y SABATO 1997) <sup>(5)</sup>.

## ***a. MEDIOS Y FORMAS DE ADHESIÓN***

a.1. Adhesión física: Es la que se logra exclusivamente por traba mecánica entre las partes a unir. Se clasifican en:

a.1.1. Macromecánica: Es la que requieren las restauraciones no adherentes a los tejidos dentarios. Ella se logra mediante diseños cavitarios que deben lograr una forma de retención o anclaje, dependiendo de si la restauración es directa (plástica) y indirecta (rígida), respectivamente <sup>(5,11)</sup>.

Es importante resaltar que los diseños cavitarios para otorgar forma de retención o forma de anclaje solo difieren en la inclinación de sus paredes hacia el borde cavo marginal, retentivas las primeras, y expulsivas las de anclaje <sup>(5)</sup>.

Las formas de retención o anclaje se las clasifican en:

- *Por fricción o roce*: Más que una condicionante del diseño cavitario, es una condicionante del ajuste o contacto que la restauración tenga respecto a las paredes cavitarias. Esta forma de unión se requiere especialmente en las preparaciones cavitarias de un plano, aún cuando en realidad es requisito base para todo tipo de preparación en una restauración <sup>(5)</sup>.
- *Por profundidad*: Se utiliza preferentemente en preparaciones cavitarias de un plano y secundariamente en las preparaciones cavitarias de más de un plano. Se requiere en todos los tipos de preparaciones de Black, excepto la clase IV. Su requisito es que su profundidad sea mayor al ancho perimetral de acceso a la preparación cavitaria <sup>(5)</sup>.
- *Por mortaja, cola de milano o cola de paloma*: Es la forma de anclaje o retención preferente en casi todas las preparaciones cavitarias de dos planos. En uno de estos planos se inscribirá la cola de milano y su istmo. El anclaje o retención en sí es dado en el istmo de la mortaja <sup>(5)</sup>.
- *Por compresión*: las deben tener todas las cavidades de tres planos para incrustaciones en clases I y II de Black, y las III y IV unidas por sus caras palatinas o linguales, según el caso. El anclaje se logra entre las paredes contrapuestas, ya sea entre las paredes axiales (de fondo), entre las de contorno

(circundantes), o entre cortes en rebanada (sílice). También las deben tener todas las cavidades de tres planos para restauraciones directas no adhesivas en clases I y II, lográndose la retención de la misma forma que en el anclaje, vale decir, entre paredes contrapuestas <sup>(5)</sup>.

- *Por extensión al o los conductos radiculares:* para realizarlo, es requisito previo que el diente este tratado endodónticamente en forma apropiada. Se utiliza para anclar incrustaciones metálicas, postes-muñones y prótesis fijas con retenedores totales, como también para introducir en ellos postes prefabricados que sean la base de retención de restauraciones directas (plásticas), como las amalgamas o las resinas compuestas. Su diseño debe seguir todos los principios aplicables en prótesis fijas unitarias totales o en la confección postes-muñones, vale decir, la exigencia mínima es que la extensión en el conducto pueda alojar un poste que tenga una longitud al menos igual a la longitud de la corona clínica <sup>(5)</sup>.
- *Por pines y rieleras:* si se trata de pines de anclaje, en la preparación cavitaria se realizará un "pit" o lecho para pin, que recibirá a un pin metálico que forma parte del colado de la incrustación. Si se trata de pines de retención, ello implica realizar profundizaciones puntuales ("pit" o lecho para pin), en donde se alojará un pin de retención cementado, a fricción o roscado, en donde se retendrá un biomaterial plástico de aplicación directa <sup>(5)</sup>.

Si se trata de rieles, tanto en anclaje como en retención, ello supone profundizaciones en forma de surcos en los ángulos diedros formado por una pared axial y una pared vestibular, palatina o lingual de una caja proximal, o mesial o distal de una caja vestibular, palatina o lingual. En ambos casos, a expensas de las paredes que no son pulpaes o axiales pulpaes <sup>(5)</sup>.

a.1.2. Micromecánica: es la adhesión física propiamente dicha. Se produce por dos mecanismos o efectos en los cuales están involucrados la superficie dentaria y los cambios dimensionales que al endurecer puedan tener los medios adherentes y/o el biomaterial restaurador.

Estos mecanismos (efectos) son los siguientes:

- **Efecto geométrico:** se refiere a las irregularidades superficiales que puedan tener dos superficies sólidas en contacto. Al penetrar un adhesivo líquido o semilíquido y endurecer entre ellas, las trabará. Dichas irregularidades se producen ya sea por fresado o por acondicionamiento (grabado) ácido <sup>(5)</sup>.

Respecto a las irregularidades internas de las restauraciones metálicas, estas se producen en las coladas por efecto de la copia en su superficie interna de las irregularidades de la cámara de colados, por impacto de partículas abrasivas (arenado) o por acción química (grabado). En las cerámicas, se producen por el grabado de su superficie interna con el ácido fluorhídrico. En las de resina compuesta

y cerómeros, por la copia de las irregularidades del modelo sobre el cual se construyeron y también por arenado <sup>(5)</sup>.

- Efecto reológico: si sobre una superficie sólida endurece un semisólido o un semilíquido y este cambia dimensionalmente, es posible que por contracción o por expansión se ajuste de tal manera que termine adhiriéndose físicamente sobre él. Un ejemplo sería la expansión de fraguado de una amalgama en una cavidad de un plano, pues al aumentar el volumen de la amalgama condensada esta se comprimirá contra las paredes cavitarias, aumentando la fricción y por ende su fijación <sup>(5)</sup>.

a.2. Adhesión Química o Específica: Es la que se logra exclusivamente por la reacción química entre dos superficies en contacto. Ella no solo es capaz de fijar permanentemente la restauración al diente, sino que también puede sellar túbulos dentinarios e impedir la microfiltración y sus problemas derivados <sup>(5, 11)</sup>.

a. Por enlaces primarios: se refiere a uniones a nivel de átomos. Específicamente se produce entre los electrones que conforman la capa atómica mas externa, vale decir con relación a sus electrones de valencia y son: los iónicos, los covalente y los metálicos <sup>(5, 11)</sup>.

b. Por enlaces secundarios: se producen como consecuencia del desequilibrio electrostático entre los átomos que conforman una molécula. Este desequilibrio se origina por la diferente densidad de electrones que cada átomo tiene a su alrededor. En general, se les conoce como las fuerzas de Van der Waals y son: las fuerzas de Keeson, las fuerzas de Debye, las fuerzas de dispersión de London y el puente de Hidrógeno <sup>(5, 11)</sup>.

c. Puentes de Hidrógeno: Se consideran un punto intermedio entre los enlaces químicos y los físicos. El átomo de hidrógeno es una estructura dipolar que puede realizar un enlace con otro átomo dipolar determinando así un puente de hidrógeno <sup>(11)</sup>.

Como en realidad estas uniones se producen entre moléculas y no entre átomos, existe cierta tendencia a denominarlas físicas en lugar de químicas, por lo cual es preferible utilizar el término de adhesión específica que es sinónimo de adhesión química <sup>(5)</sup>.

## ***b. FACTORES QUE FAVORECEN LA ADHESIÓN***

### ***b.1. Dependientes de la Superficie***

- *En contacto íntimo:* Lo mejor que se adapta a un sólido es un líquido; por lo tanto, el biomaterial restaurador o su medio adhesivo deberían serlo. Si no hay íntimo contacto, las reacciones químicas y las trabas mecánicas no se producirán <sup>(5)</sup>.
- *Limpias y secas:* Lo primero es obvio, lo segundo es relativo. El esmalte es fácil de limpiar y secar; en cambio, en la dentina encontramos dificultades para realizar ambas. Difícil de limpiar por su misma naturaleza y difícil de secar, de un lado por la presencia de líquido que exuda constantemente de los túbulos dentinarios cortados (por muy cubierto de smear layer que se encuentre); y por otro, que de hacerlo significaría modificar el equilibrio hídrico del túbulo, lo cual es causa desde dolor postoperatorio hasta una mortificación pulpar <sup>(5)</sup>.
- *Con alta energía superficial:* Mientras más alta sea esta energía, mayor será la potencialidad de atraer hacia su superficie tanto biomateriales restauradores adherentes como sus sistemas adhesivos <sup>(5, 11)</sup>.
- *Potencialmente receptivos a uniones químicas:* El esmalte y la dentina lo son. El primero a través de los radicales hidroxilos de la hidroxiapatita, y el segundo a través de los mismos, más los radicales presentes en la fibra colágena; carboxilos, aminos y cálcicos <sup>(5)</sup>.
- *Superficie lisa vs rugosa:* Desde el punto de vista de la adhesión física es indispensable que la superficie sea irregular para que en ella se trabe el adhesivo al endurecer: en cambio, desde el punto de vista de la adhesión química es preferible una superficie lisa en donde un adhesivo pueda correr y adaptarse fácilmente <sup>(5)</sup>.

#### b.2. Dependientes del adhesivo

- *Con baja tensión superficial:* Mientras menor sea ésta, mejor posibilidad de que el adhesivo humecte a los tejidos dentarios, logrando con ello un mejor contacto que favorezca uniones físicas y químicas <sup>(5)</sup>.
- *Con alta humectancia o capacidad de mojado:* Mientras mas humectante sea el biomaterial a aplicar o sus sistemas adhesivos, mejor será el contacto favoreciendo sus potenciales uniones físicas y químicas <sup>(5)</sup>.
- *Con bajo ángulo de contacto:* Mientras menor sea éste, mejores posibilidades de humectancia, de contacto físico y de reactividad química <sup>(5)</sup>.
- *Con totipotencialidad de enlace:* Ello implica que debe ser capaz de unirse física y químicamente a



todos los tejidos dentarios, y por supuesto, el biomaterial restaurativo que se desea unir <sup>(5)</sup>.

- *Con alta estabilidad dimensional*: Ya sea al momento de endurecer o una vez endurecido, frente a variaciones térmicas, frente a su propio proceso de endurecimiento o frente a tensiones que intenten deformarlo <sup>(5)</sup>.
- *Con alta resistencia mecánica química adhesiva-cohesiva*: Que lo hagan soportar las fuerzas de oclusión funcional y el medio oral <sup>(5)</sup>.
- *Biocompatibles*: Tanto con el diente como también con los tejidos orales y el paciente en si <sup>(5)</sup>.

### b.3. Dependientes del biomaterial

- De fácil manipulación, aplicación y mínima implementación.
- Con técnicas adhesivas confiables.
- Compatible con los medios adhesivos a ocupar <sup>(5)</sup>.

### b.4. Del profesional y del personal auxiliar

Si el profesional no conoce el biomaterial a utilizar, no tiene los instrumentos que se requieren, no capacita a su personal, y además no posee las habilidades psicomotoras que su utilización requiere, jamás podrá sacarle partido a ningún biomaterial de nueva generación que pretenda usar, y será el peor crítico de un material que “en sus manos no resulta”, cuando ello se debe sólo a su falta de competencia, y no al material en si mismo. Por lo tanto, cualquier crítica que este haga sobre el “no será válida” <sup>(5, 15)</sup>.

Pero hay un factor que reviste la mayor importancia y que en la mayoría de los casos es olvidado por el Odontólogo, este es la presencia de aceite en el spray de sus turbinas y la presencia de aceite y/o agua en el aire de sus jeringas <sup>(5)</sup>.

La presencia de aceite en el spray de las turbinas y en el aire de la jeringa triple contamina seriamente las superficies dentarias en tratamiento, impidiendo que sean receptivas de todo sistema adhesivo, y consecuentemente disminuyendo e inclusive anulando la adhesión que se pretende lograr. De existir presencia de agua en el aire de la jeringa triple, es evidente que no podrá secar las superficies dentarias. Hay que recordar que un esmalte limpio y grabado ha aumentado su energía superficial y puede atraer una capa mono molecular de agua, disminuyendo una mejor traba mecánica o una reacción química <sup>(5)</sup>.

#### b.5. De los fabricantes

Con productos probados que sean de alta durabilidad, con instrucciones claras y precisas, con mínima implementación, de bajo costo, fácil almacenaje y prolongada vida útil <sup>(5)</sup>.

### c. **PROPIEDADES SUPERFICIALES**

Se tiene presente que en la adhesión de restauraciones a tejidos dentarios participan varios factores, lo primero que se debe hacer es reconocerlos en cuanto a sus potencialidades adhesivas, sean estas químicas, físicas o ambas <sup>(5)</sup>.

Cabe recalcar que adhesión en Odontología significa unir un sustrato sólido (las estructuras duras de los tejidos dentarios) a otro sustrato que es la restauración <sup>(5)</sup>.

Dadas sus características morfológicas fisicoquímicas el esmalte es capaz de absorber en su interior y adsorber en su superficie fluidos que lo rodeen. Si se encuentra limpio y seco se comportara como un cuerpo hidrófilo y esto se observa cada vez que se aísla en forma absoluta a un diente <sup>(5)</sup>.

Por lo expuesto, el biomaterial a aplicar debería tener como características:

- Baja tensión superficial.
- Alta humectancia.
- Alta fluidez.
- Afinidad fisicoquímica con las estructuras dentarias que pretenden adherir o sobre las cuales se va a adherir <sup>(5)</sup>.

#### c.1. Energía Superficial:

Se debe tener presente que todo átomo y molécula tiende a moverse, por la energía cinética que posee. Este movimiento es totalmente libre en los gases, limitando en los líquidos y prácticamente nulo en los sólidos. Por otra parte, también se tiene presente que toda molécula libre tiende, por cohesión, a acercarse o atraerá sus vecinas <sup>(5, 13)</sup>.

Si la adhesión en odontología implica fenómenos de superficie, deberemos tener presente tanto los fenómenos de energía cinética y de cohesión <sup>(5)</sup>.

No obstante que en toda molécula de un cuerpo sólido es nula la posibilidad de que su energía cinética se manifieste, si se encuentra presente la atracción por cohesión en sus moléculas superficiales. Esta se manifiesta por un campo eléctrico electrostático que se conoce como energía superficial, la cual

es capaz de atraer a las moléculas libres del medio que tengan un campo eléctrico contrario. Tienen alta energía superficial los cuerpos cristalinos (como el esmalte y los materiales cerámicos) o los de naturaleza metálica (metales y aleaciones especialmente nobles o preciosas). En cambio, los cuerpos orgánicos como la dentina, el cemento dentario o los polímeros tienen una baja energía superficial <sup>(5, 13)</sup>.

### c.2. Humectancia

Es la capacidad de un líquido de mojar un sólido. Mientras más baja sea la tensión superficial de un líquido frente a un sólido de alta energía superficial, mejor lo humectará; e inversamente, una alta tensión superficial del líquido y una baja energía superficial del sólido, impedirá que el líquido moje al sólido y más bien tienda a formar gotas sobre su superficie. El grado de imprimación ideal ocurre cuando los valores de tensión superficial del líquido adhesivo son ligeramente menores que los valores de energía superficial del sustrato sólido <sup>(5, 13)</sup>.

La formación de gotas en la superficie de un sólido es un signo indicativo de la mayor o menor humectancia de un líquido, y aún más la curvatura de la gota también es indicativa de la humectancia. Mientras más tendencia tenga la gota a formar una esfera, menos humectante será el líquido. Por el contrario, mientras más plana sea la gota, más mojará el líquido al sólido <sup>(5)</sup>.

Dada esta circunstancia, se puede medir la capacidad de mojado de un líquido, a través del denominado ángulo de Contacto, que es el que se forma entre la superficie del sólido y una tangente trazada desde el lugar de contacto de la gota con el sólido y que pasa por su ecuador <sup>(5)</sup>.

A menor ángulo, más humectará el líquido a un sólido. E inversamente, mientras más cercano esté de los 90° o lo supere, menor será su humectancia <sup>(5)</sup>.

### c.3. Capilaridad

Es el conjunto de fenómenos relacionadas con la tensión superficial de los líquidos por la acción de las fuerzas intermoleculares. Este fenómeno se presenta en la línea de separación de un líquido, con un sólido (el tubo) y con un gas (el aire), dentro de un tubo capilar <sup>(5, 13)</sup>.

### c.4. Sorción

Nombre genérico asignado al proceso de absorción y adsorción, cuando se producen simultáneamente, pero quedan dudas sobre cuál de ellos predomina (DICC. FRIEDENTHAL 1981).// Fenómeno caracterizado por la retención de un fluido por una superficie sólida o

líquida (DICC. ENC. SALVAT UNIVERSAL 1985) <sup>(5)</sup>.

- Absorción: Penetración de las moléculas de una sustancia entre las de la otra, dando lugar a una disolución, un complejo de inclusión o una auténtica combinación química. DICC. ENC. SALVAT UNIVERSAL 1985. // Fenómeno físico por el cual ingresan al interior de un cuerpo sólido fluidos del medio en el cual están inmersos. Cuando se trata de líquidos penetrando un coloide el fenómeno se llama imbibición (STEENBECKER 1998 - 1999) <sup>(5)</sup>.
- Adsorción: Fenómeno físico por el cual se retienen o concentran en la superficie de un sólido sustancias disueltas o dispersas en un fluido (DICC. FRIEDENTHAL - 1981). // Proceso por el cual los átomos o moléculas de una sustancia (adsorbato) se adhieren sobre la superficie de otra a otra (adsorbente) (DICC. ENC. SALVAT UNIVERSAL - 1985) <sup>(5)</sup>.

#### c.5. Filtración

Es el paso de un líquido a través de cualquier cuerpo permeable. // Ingreso de residuos y microorganismos a través de márgenes deficientes de obturaciones dentales, provocando recidiva de caries. (DICC. FRIEDENTHAL - 1981). // Separación de las partículas sólidas en suspensión de un fluido, mediante el paso forzado de este a través de un medio filtrante o membrana, sobre la cual se depositan los sólidos. // DICC. ENC. SALVAT UNIVERSAL - 1985) <sup>(5)</sup>.

#### c.6. Permeabilidad

Propiedad de la membrana celular de permitir el paso de diversas sustancias a través suyo. Puede ser de dos tipos: pasiva, debida a gradiente de presiones, y activa, dependiente de procesos activos que se desarrollan en la misma membrana (DICC. ENC. SALVAT UNIVERSAL 1985) <sup>(5, 13)</sup>.

### **3. LAS GENERACIONES DE ADHESIVOS:**

#### *Adhesivos de Primera Generación*

Imitando su técnica de grabado ácido, Buonocore en 1956 reportó que el GPDM podría unirse a superficies dentinarias grabadas con ácido clorhídrico. Las resistencias de unión obtenidas con esta técnica antigua adhesiva fueron solo de 2 a 3 Mpa, sin embargo, en contraste a las resistencias de unión de 15 a 20 Mpa obtenidas con el esmalte grabado, y la unión fue inestable en agua. Precediendo los experimentos de Buonocore, Hagger usó el mismo monómero, GPDM, a principios de los 50' con la

introducción de un material (Sevitron Cavity Seal) de resina acrílica que podía ser polimerizado catalíticamente por la acción del ácido sulfínico. (5, 8, 12, 13)<sup>1</sup>.

Después de fallas en la técnica de grabado ácido a dentina, numerosos adhesivos dentinarios con fórmulas químicas complejas fueron diseñadas y desarrolladas con el objetivo de promover la adhesión química. Los agentes de adhesión dentinarios dejaron de ser resinas sin relleno intentando mejorar la humectación de la superficie antes de su aplicación en la resina compuesta. Estos se volvieron monómeros orgánicos bifuncionales con grupos reactivos específicos que reaccionaban químicamente con la hidroxiapatita de calcio y/o el colágeno de la dentina. El concepto tradicional de moléculas con el potencial químico adhesivo está basado en una molécula bifuncional con un grupo Metacrilato (M), unido a un grupo reactivo (X), por medio de un grupo intermediario (R). Mientras que X está diseñado para una reacción con la dentina, M permite a la molécula polimerizar con la resina compuesta. El grupo R debe ser de un largo adecuado para mantener los grupos reactivos separados (12, 13, 16).

El desarrollo del Metacrilato de Glicidilo N-fenilglicina fue la base de los primeros agentes de unión dentinarios comercialmente disponibles. Estos agentes adhesivos dentinarios de primera generación teóricamente se unían a esmalte y dentina por medio de quelación con calcio en la superficie dental y mejoraba su resistencia a la humedad (12, 13, 16).

### *Adhesivos de Segunda Generación*

Estos adhesivos estaban basados en derivados de ésteres fosfóreos de metacrilato. Su mecanismo adhesivo involucraba una humectación mejorada de la superficie así como también la interacción iónica entre los grupos de fosfato cargados negativamente y el calcio cargado positivamente. Aunque diversas interacciones químicas fueron postuladas ya sea con partes orgánicas o inorgánicas de dentina, y es teóricamente posible, la adhesión química primaria juegue un papel importante en el proceso de unión. Los sistemas de segunda generación poseen fuerzas de unión modestas, rara vez excediendo los 5 a 6 Mpa. Pruebas clínicas de estos agentes adhesivos comúnmente dan pobres resultados. Se especuló que las fallas clínicas se debieron a la inadecuada estabilidad hidrolítica en el medio ambiente oral y porque su principal adhesión estaba en el barro dentinario en lugar de la dentina subyacente. La presencia del barro dentinario intermedio previene el íntimo contacto de resina-dentina el cual es un prerequisite para una reacción química (8, 12, 13, 16).

---

<sup>1</sup> Abreu Rodríguez R. J (2004). Autograbantes. (correo electronico) España España. Facultad de Odontología Universidad de Valencia.

### *Adhesivos de Tercera Generación*

El fundamento de estos adhesivos fue apoyada cuando ganó aceptación la filosofía Japonesa al proponer remover parcialmente el barro dentinario para luego grabar dentina. Esta técnica fue desaprobada en América y Europa hasta finales de los 80' debido a la preocupación de que el ácido produjera una inflamación pulpar. El mecanismo de adhesión postulado de la técnica de grabado a dentina fue que la dentina grabada podría proveer retención micromecánica en las resinas compuestas permitiendo la penetración del agente de adhesivo dentro de los túbulos dentinarios abiertos. Sin embargo, la presión opuesta del fluido dentinal y su abundante presencia en el sitio de adhesión dificultaba la unión micromecánica de las primeras resinas <sup>(8, 12, 13, 15, 16)</sup>.

La remoción de lodo dentinario por medio del uso de ácidos o agentes quelantes reduce la disponibilidad de iones de calcio para una interacción con comonomeros quelantes de superficie activa, como el NPG-GMA. Bowen y col, en 1982 trataron de sustituir los iones de calcio mediante la aplicación de una solución ácida de 6.8% de oxalato férrico a la dentina como un acondicionador ácido o limpiador. Se formó un precipitado insoluble de oxalatos de calcio y fosfatos férricos en la superficie; se esperaba que el precipitado sellara los túbulos dentinarios y protegiera la pulpa. La aplicación subsecuente de una solución de acetona de PMDM mezclado con NPG-GMA, mejoró la adhesión a niveles clínicos significativos. Algunas veces el oxalato férrico causó pigmentaciones negras en la interfase, que sin embargo, después fue reemplazado por oxalato de aluminio. La microretención creada por el grabado dentinario probablemente contribuye más a la adhesión que a la precipitación del oxalato, sin embargo, este puede de hecho, interferir con la interacción del adhesivo y la dentina <sup>(12, 13, 16)</sup>.

Una extensiva investigación en Japón ha demostrado un efecto favorable de 4-META en la adhesión a dentina. El 4-META contiene grupos químicos tanto hidrofóbicos como hidrofílicos. En 1982, Nakabayashi y Col. utilizaron este sistema para describir el mecanismo de adhesión micromecánica que es utilizado por los sistemas adhesivos actuales. Con este sistema la dentina es grabada con una solución acuosa al 10% de ácido cítrico y 3% de cloruro férrico, seguido de la aplicación de una solución acuosa al 35% de HEMA y una resina adhesiva autocurable conteniendo 4-META, metil metacrilato (MMA), y TBB, que actúa como un iniciador de polimerización <sup>(8, 13, 16)</sup>.

La remoción de lodo dentinario con agentes quelantes como EDTA fue introducido con Gluma. Sin embargo, sin considerar el uso de EDTA, la efectividad de este sistema, pudo haber sido disminuida

por las instrucciones del fabricante al colocar la resina compuesta sobre un adhesivo sin curar<sup>(12, 13)</sup>.

Otra propuesta para el tratamiento del lodo dentinario era el uso de un producto de la casa 3M (Scotchprep), una solución acuosa de ácido maléico al 2.5% y 55% HEMA, seguido de la aplicación de una resina sin relleno bis-GMA/HEMA. El grabado simultáneo e impregnación de la superficie dentinaria con esta solución ácida de monómero hidrofílico promovió a la tecnología adhesiva hasta un resultado más consistente y duradero. Soportado por excelentes resultados clínicos en diversas pruebas clínicas, el Scotchbond 2 fue el primer producto en ser aceptado por la Asociación Dental Americana<sup>(12, 13)</sup>.

#### *Adhesivos de Cuarta Generación*

Se realizaron avances significativos en la odontología adhesiva con el desarrollo de sistemas adhesivos dentinarios de varios pasos a principios de los 90'. La capacidad mejorada del adhesivo y responsable por la efectividad clínica mejorada de los sistemas adhesivos de cuarta generación, de amplio uso actual todavía, es el pretratamiento de la dentina con acondicionadores y/o imprimadores que hacen al substrato dentinal heterogéneo e hidrofílico más receptivo a la adhesión. La difusión e impregnación de resina dentro del sustrato de la dentina parcialmente descalcificada seguida por polimerización creando una capa híbrida de resina reforzada. Esta capa es una mezcla ácido resistente de estructura dental y polimérica creando un compuesto resina/dentina. Se acondiciona la dentina y luego se aplica un sistema de resina multicomponente, los adhesivos de esta generación se basan en la hidratación de la dentina como un parámetro crítico para la adhesión efectiva. El acondicionamiento ácido desmineraliza superficialmente la dentina, produciendo una superficie rica en fibras colágenas. El agua en la superficie ayuda a suspender las fibras colágenas permitiendo espacio para la subsecuente penetración del Imprimador. La desecación excesiva de la superficie dentinal causa el colapso de la microestructura y crea una barrera que impide la penetración completa del Imprimador hidrofílico, la situación opuesta crea espacios vacíos resultantes de una separación entre las fases de los componentes del primer que llevan a una emulsión de polimerización de la capa adhesiva. El uso de rellenos crea un sistema que es radiopaco y en teoría exhibe menos contracción de polimerización en la capa adhesiva. El promedio de fuerza adhesiva para estos sistemas es de 17 a 24 Mpa. Luego del grabado ácido se aplica un imprimador que tiene monómeros de resina hidrofílica. Las moléculas del imprimador como HEMA contienen 2 grupos funcionales: un grupo hidrofóbico que tiene afinidad por la resina y un grupo

hidrofilico con afinidad por la superficie dentinaria. El imprimador humecta y penetra la red colágena y aumenta la energía superficial. La resina sin relleno se aplica y penetra la otra resina copolimerizando con el imprimador, para formar una capa entremezclada con resina y colágeno llamada zona de resina reforzada, capa de resina infiltrada o capa híbrida, descrita por Nakabayashi y Col. en 1982 <sup>(12, 13, 15, 16)</sup>.

#### *Adhesivos de Quinta Generación*

Estos sistemas combinan los pasos de imprimado y aplicación de resina adhesiva en una fórmula de un solo frasco. Su principio de acción es la hibridación de la dentina y el uso de la humedad residual para el efecto de penetración de la resina en la dentina, pueden requerir múltiples aplicaciones para una adhesión exitosa. Estos adhesivos contienen la molécula PENTA la cual supone graba parcialmente la dentina, por lo cual solo se requiere de grabado del esmalte y no de grabado total <sup>(13, 16)</sup>.

#### *Adhesivos de Sexta Generación*

Estos adhesivos de autograbado dan la posibilidad de incorporar el barro dentinario en la capa híbrida. La infiltración con un monómero ácido incrementa la concentración a través del barro dentinario en la matriz de dentina inferior creando una capa híbrida especial, la cual contiene una zona superior de barro dentinario híbrido y una zona inferior de dentina desmineralizada donde penetra el "primer". Teóricamente es un sistema que simultáneamente desmineraliza e infiltra la dentina por el monómero el cual luego se polimeriza *in situ* <sup>(16)</sup>.

Los sistemas de autograbado reemplazaron el fenil-P por otro ácido fosfórico, 10 metacrilixidecil fosfato hidrogenado. El primer de autograbado es preparado mezclando una gota de 2 botellas separadas, aplicada y se deja actuar por 30 segundos. Los nuevos imprimadores de autograbado tienen ácidos adicionales como el maléico o nítrico para incrementar la acidez <sup>(5)</sup>.

Con respecto a estos sistemas, se podría decir que su efectividad adhesiva es igual o inferior a los sistemas adhesivos convencionales, aunque no existen estudios a largo plazo que garanticen una adhesión duradera, principalmente sobre esmalte, por otra parte, se sugiere que con los sistemas autograbadores de última generación se obtienen fuerzas de adhesión superiores en comparación con sistemas anteriores, aunque no existen estudios concluyentes al respecto <sup>(5)</sup>.

SANO en 1994 sugirió la presencia de espacios vacíos de dimensiones nanométricas en la base de la capa híbrida, que podrían haberse producido al no haber logrado la resina infiltrar en todo el espesor de la capa desmineralizada. Otra posible explicación es que se hubiesen formado por la remoción de la resina pobremente polimerizada, por acción de los fluidos bucales o dentinarios. A lo



largo de esos espacios, observó que se producía una filtración, a lo cual propuso llamarla nanofiltración (SANO 1995) para diferenciarla de la típica filtración ampliamente conocida como microfiltración, cuya medida se expresa en dimensiones micrométricas <sup>(5)</sup>.

Para superar tal limitación, surgió casi de inmediato la propuesta de no realizar el acondicionamiento con ácido fosfórico como paso previo a la aplicación del adhesivo (bond) (técnica con la cual se había observado la citada nanofiltración) sino mas bien en conjunto con el imprimador, manufacturado específicamente con tal característica, en cuyo caso generalmente se denominan imprimadores autoacondicionadores o autograbadores aún cuando algunos fabricantes prefieren llamar a sus productos (por ejemplo: Tyrian SPE de Bisco) acondicionadores autoimprimantes o self priming etchants (SUH, 2002), para enfatizar su favorable efecto sobre el esmalte <sup>(5)</sup>.

La totalidad de los fabricantes de adhesivos siguen estas tendencias, desarrollando nuevos sistemas o realizando variantes a los existentes, ya que la técnica es simplificada y además sus resultados en la dentina parecen ser prometedores, por lo menos en las primeras evaluaciones; sin embargo, su efecto es aún incierto en el esmalte hace que muchas veces los mismos productores aconsejan utilizar previamente ácido fosfórico en el esmalte, a pesar de que eso va en contra de la tan apreciada adhesión en un solo paso y al más breve plazo <sup>(5)</sup>.

#### **4. CRÓNICA DE LA ADHESIÓN A LOS SUSTRATOS NO DENTARIOS**

##### *a. La Adhesión a la Cerámica Dental*

Otro paso importante en la adhesión a sustratos no dentales se dió en 1983 cuando, en forma independiente pero casi simultánea, John CALAMIA de la Universidad de Nueva York y Harold HORN reportaron el grabado ácido de la cerámica con ácido fluorhídrico para producir microretenciones en su superficie y así permitir la adhesión de láminas de porcelana feldespática sobre las caras bucales de incisivos superiores. Posteriormente, tal mecanismo de adhesión micromecánico se complemento con un mecanismo químico mediante la utilización del silano, un agente de enlace bifuncional que, por un lado, se une al silicio de los componentes de la cerámica, y por el otro, a la resina del cemento resinoso <sup>(5)</sup>.

La adhesión lograda con las carillas cerámicas (sumado al procesado de la cerámica sobre modelo refractario, patentado por SIGLER en 1987) posibilitó aplicar similares principios a las incrustaciones de porcelana, las que al ser adheridas al remanente coronario permitieron ubicarse como

una importante opción restauradora, dejando atrás sus antiguas limitaciones, dadas por las deficiencias en su manufactura y por no disponer de materiales apropiados para su cementación, lo cual las hacía entonces muy débiles frente a las fuerzas masticatorias <sup>(5)</sup>.

En restauraciones y prótesis cerámicas se logró un avance muy importante en 1962, al conseguirse la adherencia de la porcelana sobre metal, ampliando sustancialmente el alcance de la porcelana como material restaurador. En los años '80, se desarrollaron técnicas novedosas para sustituir el colado del metal, tales como la electro deposición o el sistema Captek (sinterización metálica sobre modelo refractario) que aún cuando no han alcanzado difusión masiva, representan importantes alternativas al sistema tradicional en la fabricación de infraestructura metálica para la confección de restauraciones de porcelana adherida sobre una infraestructura metálica <sup>(5)</sup>.

### *b. La Adhesión a los Polímeros*

La necesidad de adherir restauraciones indirectas no solamente estéticas sino también metálicas, ha renovado el concepto de cementación por el de adhesión. Así, a partir de los años '80, se ha extendido el uso de materiales "cementantes" basados en resinas compuestas (cementos resinosos) <sup>(5)</sup>.

Los cementos resinosos en general, se adhieren a sustratos cerámicos y metálicos por los mecanismos ya enunciados; y con más facilidad lo hacen a las resinas compuestas restauradoras, ya que su unión es de naturaleza química. En el caso de cementación adhesiva a restauraciones o prótesis poliméricas se han tornado particularmente populares respecto a los materiales que aparecieron a partir de mediados de 1996 con la denominación de cerómeros (cerámica optimizada con polímeros) que presentan nuevos tipos de monómeros y fotoiniciadores con un alto grado de relleno cerámico que les otorga, "según los fabricantes", características intermedias entre resinas y la cerámica, por eso los anuncian tan bien como polímeros cerámicos, poli-cerámicos, polímeros vítreos o poli-vítreos e inclusive ormoceros (del acrónimo inglés ormocers Organic Modified Ceramics) sin embargo, lo apropiado es considerarlos como resinas compuestas mejoradas para diferenciarlas de sus predecesores, las convencionales <sup>(5)</sup>.

El comportamiento clínico que han observado los cementos resinosos en los primeros años de uso, que seguramente se confirmará con los controles longitudinales (y que además permitirá distinguir sus limitaciones) indican que constituyen una buena alternativa clínica para la cementación adhesiva; no obstante, aun están lejos de cumplir las metas ansiadas desde siempre: monómeros que polimericen por completo y sin contracción, libres de tensiones y además que no ostenten sorción de agua. Por tal

razón, los materiales de fijación basados en ionómeros de vidrio, particularmente los modificados con resinas, ocupan un lugar preponderante en la cementación adhesiva de sustratos no dentarios, incluyendo los íntegramente cerámicos que hasta ahora representaban su única contraindicación <sup>(5)</sup>.

La adhesión a sustratos poliméricos es relativamente sencilla, teniendo en cuenta que las fórmulas de cementantes son en su gran mayoría de la química polimérica <sup>(5)</sup>.

Los tres grupos de plásticos o polímeros sintéticos de mayor aplicación en Odontología son: resinas acrílicas, resinas compuestas de uso directo en la clínica y resinas compuestas de uso en laboratorio <sup>(5)</sup>.

### c. *Adhesión a Resinas Acrílicas*

Las resinas acrílicas son derivados del ácido acrílico o metacrílico en la forma de ésteres como el metacrilato de metilo y su polímero el polimetacrilato de metilo o PMMA <sup>(5)</sup>.

Su polimerización se logra mediante acción de iniciadores y activadores químicos para las resinas acrílicas de autocurado o la acción de la temperatura, como activador físico en las resinas acrílicas de polimerización térmica. La apertura de los dobles enlaces de la química del carbono en los monómeros y comonómeros por acción de los iniciadores activados, permite su unión para conformar cadenas poliméricas de tipo lineal o tridimensional según los monómeros que hayan sido utilizados <sup>(5)</sup>.

La unión de los dientes acrílicos a la base de acrílico de la dentadura total es de tipo cohesivo, por involucrar sustratos similares químicamente. Sin embargo, debe asegurarse que el monómero líquido del material para base sea capaz de disolver superficialmente la parte palatina o el talón de los dientes artificiales. Si esa zona de los dientes está confeccionada con resinas de estructura altamente cruzada, esta situación puede no darse. En estos casos puede ser necesario generar alguna forma de retención mecánica entre ambas estructuras <sup>(5)</sup>.

### d. *Adhesión a Resinas Compuestas*

La resina compuesta desarrollada inicialmente por BOWEN en 1959 ha experimentado una evolución continua a fin de mejorar sus características estéticas, físicas y mecánicas. Su composición y estructura se basa en la química de los polímeros reforzados con vidrios silanizados <sup>(5, 12, 13)</sup>.

El mecanismo de activación de su polimerización se realiza de dos formas. La activación química se concreta en forma similar a la mencionada con las resinas acrílicas. La presencia de iniciadores y activadores químicos posibilita la polimerización de los monómeros presentes en la resina

compuesta <sup>(5)</sup>.

Mejores resultados se obtienen con la activación de la polimerización por calor o energía radiante <sup>(5)</sup>.

### e. *Capa Inhibida*

Antes de tocar el tema sobre uniones entre capas de resina es conveniente tocar el tema de la capa inhibida, ya que ésta es la predecesora para dichas uniones.

Los radicales libres producidos durante la polimerización tienen la particularidad de mostrarse más reactivos con el oxígeno que con el monómero, de modo tal que aquél se comporta como un inhibidor impidiendo la polimerización radical y dando lugar a la formación de una capa parcialmente polimerizada en la parte más superficial de la resina que se halla en contacto con el oxígeno atmosférico <sup>(7, 12, 14)</sup>.

Esta capa inhibida varía en su espesor desde unas pocas micras en las resinas compuestas polimerizables con luz visible, alrededor de 2,5 a 50 micras en los químicos <sup>(7, 14)</sup>.

Para corroborar la existencia de la capa inhibida y determinar su espesor en micras se realizaron 32 cavidades coincidentes con la dirección de las varillas adamantinas en premolares extraídos por razones ortodóncicas que fueron obturados con 8 tipos diferentes de resina compuesta. Ocho cavidades fueron restauradas con resinas compuestas químicas y las restantes 24 con resinas compuestas activadas por luz visible durante 40 segundos en la mitad mesial y 40 segundos en la mitad distal de las cavidades. Estas fueron sometidas a la acción de colorantes. Dos muestras de cada material fueron sumergidas en una mezcla de rojo de Congo y de fucsina básica al 0,5 en solución hidroalcohólica y otras dos en verde de Malaquita durante 48 horas. Los elementos dentarios fueron desgastados en platos rotatorios con óxido de aluminio de granulometría decreciente en una máquina para pulido y fueron fotomicroografiados con doble iluminación incidente lateral con fotometría automática <sup>(14)</sup>.

Así se pudo determinar que:

- a) todos los materiales estudiados presentaron sus respectivas capas inhibidas en la superficie oclusal de las obturaciones, donde la resina compuesta estuvo en contacto con el oxígeno atmosférico;
- b) los poros presentes en los materiales, por tratarse de aire atrapado en el interior de la resina también presentaban capa inhibida;
- c) del examen comparativo entre las resinas compuestas de polimerización química y las

fotopolimerizables surgió que la capa parcialmente endurecida es máxima en los primeros y mínima en los últimos <sup>(14)</sup>.

El lógico efecto negativo que produce la presencia de esta capa inhibida, como cambios de color en la superficie de la resina y mayor proporción de desgaste por su dureza disminuida indican que la condición ideal sería su eliminación total de las áreas superficiales de las restauraciones. Sin embargo, sus propiedades son altamente positivas cuando se efectúan las obturaciones por técnica incremental, estratificada o en capas, donde la presencia de la capa inhibida actuaría como agente de unión entre cada estrato del material compuesto a través de los grupos monoméricos libres que presenta <sup>(14)</sup>.

Es habitual en el procedimiento operatorio que el profesional coloque capas delgadas de resina compuesta en forma incremental, polimerizando cada una de ellas con una unidad de fotocurado durante algunos segundos <sup>(5, 7)</sup>.

Al observar cada capa polimerizada puede visualizarse un brillo superficial, que al ser tocado aparece como "untuoso". Esto no es otra cosa que la CAPA INHIBIDA, la cual tiene su lado positivo, que es la posibilidad de efectuar la adhesión entre dos capas de resina, durante la obturación de una preparación cavitaria por la técnica incremental, para lograr la adhesión resina-resina inmediata con fines reparativos, o para obtener la adhesión entre una incrustación de resina compuesta directa o indirecta fotopolimerizable con el medio cementante <sup>(5, 14)</sup>.

#### *f. Adhesión Resina-Resina*

Al colocar una capa de resina y fotopolimerizarla, la capa inhibida actúa como enlace entre ambas generándose una unión cohesiva, que es de tipo primario y resistente por su naturaleza química. Se logra así la unión química cohesiva entre los diferentes incrementos, integrándose el conjunto como un solo cuerpo <sup>(5, 12)</sup>.

Al terminar la restauración, la capa inhibida es eliminada con el procedimiento de pulido y brillo. En consecuencia, si el odontólogo deseara adicionar otra capa de resina será conveniente pincelar el agente de unión sobre la superficie pulida <sup>(5, 14)</sup>.

En la técnica de cementación con resinas adhesivas, dado el espesor delgado del material cementante, se requiere la aplicación de un gel que aisle la película de cemento de la acción inhibitoria del oxígeno, para lograr así una correcta fotopolimerización <sup>(5)</sup>.

Una característica clínica única de la resina compuesta es que la unión entre este mismo material es confiable en técnicas clínicas (Chan y Boyer, 1983; Miranda y col, 1984; Marshall y col, 1983).

Recientes investigaciones han demostrado que varios parámetros dictaron la eficacia de adición resina a resina con los siguientes resultados:

1. Tiempo de Reparación: Uniones reparadas resistentes iguales al material resinoso pueden ocurrir luego de la unión a superficies no preparadas después de 30 minutos de realizadas<sup>(14)</sup>.
2. Condición de la Superficie: Al intentar reparar restauraciones de resinas compuestas antiguas se obtienen mejores resultados cuando la superficie de la resina es ligeramente abrasionada, grabada y aplicada con bonding antes de la aplicación de la nueva capa de resina. (Murrey y col, 1983; Miranda y col, 1984; Meeker y col, 1983)<sup>(14)</sup>.
3. Química de la Resina Compuesta y el Adhesivo: Mientras mayor sea la similaridad química entre la resina compuesta y el adhesivo mejor será la reparación (Chan y Boyer, 1983)<sup>(14)</sup>.

Debido a su alto grado de estética y estabilidad de color, los materiales de micro-relleno son considerados ideales para las reparaciones de resina a resina. Dichos materiales se adhieren bien con una fuerza de unión de aproximadamente 75% con respecto a su fuerza tensil<sup>(1, 6, 14)</sup>.

#### *g. Adhesión Resina-Resina Inmediata*

Cuando no transcurren más de 10 minutos de la polimerización de una resina compuesta se puede efectuar la reparación de poros, grietas y rayas en la superficie de un sistema resinoso, defectos muy frecuentes a través del agregado de un nuevo estrato del material<sup>(1, 11, 14)</sup>.

En estos casos se logra una verdadera unión química de las capas por medio de una copolimerización entre radicales libres sin reaccionar de la primera capa más los nuevos radicales libres de la segunda. La película despolimerizada superficial de la resina compuesta actuaría como una fuente proporcionadora de dobles enlaces libres capaces de unirse a la nueva capa del material<sup>(14)</sup>.

La unión sería más fuerte y efectiva cuando menor sea el tiempo transcurrido entre la colocación de ambos estratos, siendo imprescindible: a) la no contaminación con la humedad para asegurarse una unión verdadera; b) que la resina compuesta que se añada tenga el mismo tipo de matriz resinosa que la primera resina compuesta; y c) que no hayan transcurrido más de 24 horas desde la polimerización<sup>(14)</sup>.

Otro tipo de unión habitual resina-resina inmediata es el que se efectúa en los sistemas resinosos compuestos fotopolimerizables para la construcción de incrustaciones de resina por técnica directa o indirecta, donde el medio cementante de composición similar a la resina base es el encargado de adherirse químicamente a la incrustación y micromecánicamente el esmalte del elemento dentario<sup>(14)</sup>.

## n. *Adhesión Resina-Resina Mediata*

Cuando las condiciones anteriores no están dadas se puede recurrir a esta forma de unión de tipo micromecánico y no químico, a través de un agente de enlace o resina sin carga para lograr la reparación de resinas compuestas ya colocadas, u obtener la unión de un medio cementante resinoso a las incrustaciones o carillas de resinas compuestas termopolimerizadas a presión, o de cerámica <sup>(1, 11, 14)</sup>.

Las condiciones ideales para la unión se dan cuando la resina primitiva es de macrorrelleno, en cuyo caso el espacio dejado por las macropartículas desprendidas de la superficie de la resina ofician de microporos para recibir la resina fluida <sup>(14)</sup>.

El procedimiento para realizar tal unión consiste en primer lugar en abrasionar la resina inicial mediante piedras de diamante extrafinas, discos con óxido de aluminio incorporado o la proyección de bicarbonato de sodio a presión con aparatos especiales, eliminando la capa más superficial del mismo y rebiselando el esmalte en contacto con la restauración. La superficie del material y el bisel adamantino se tratan con gel tixotrópico de ácido fosfórico al 37% por 15 segundos para limpiar la resina y acondicionar nuevamente el esmalte. Luego de un lavado de 45 segundos con agua presurizada y del secado con aire filtrado por 30 segundos, se aplica la resina de enlace de diacrilato o de dimetacrilatos de uretano, se polimeriza, y se modela la nueva capa de resina compuesta <sup>(1, 14)</sup>.

Este procedimiento viene a solucionar el problema del deterioro superficial que sufren las resinas con el tiempo, mediante un tratamiento conservador que implica la no eliminación completa de la restauración, como se efectuaba con las obturaciones de cementos de silicatos o de resinas acrílicas. No obstante, es importante remarcar que la resistencia al resquebrajamiento de una resina unida por el sistema resina-resina mediata, es tan solo de un 50% del original <sup>(14)</sup>.

Para el cementado de incrustaciones o carillas de resinas compuestas termopolimerizadas a presión que no presentan capa inhibida se abrasiona previamente la superficie interna mediante la proyección de un chorro de óxido de aluminio con una granulometría de 50 micrometros y se impriman las áreas en contacto con las paredes cavitarias con un solvente orgánico como acetona o tetracloruro carbono, para recién proceder a la unión micromecánica con el cemento resinoso <sup>(14)</sup>.

Cuando se deben cementar incrustaciones o carillas cerámicas con un cemento resinoso es necesario efectuar el grabado con ácido hidrofúrico para crear microporos y lograr una retención físico-mecánica efectiva, que se puede aumentar por una unión a través de la aplicación de silanos que modifican positivamente la tensión superficial entre los dos materiales <sup>(14)</sup>.

### *i. Adhesión en restauraciones poliméricas indirectas*

Con el avance en la química de polímeros reforzados se ha hecho posible elaborar diferentes restauraciones en el laboratorio, que son fijadas con las técnicas adhesivas <sup>(5)</sup>.

Diferentes compañías presentan formulaciones de resinas compuestas con refuerzos cerámicos. Algunos de ellos denominan a sus productos polividrios o cerómeros. Las resinas reforzadas de este tipo corresponden a polímeros con refuerzos de cerámicos en un porcentaje entre 74 y 87 % en masa <sup>(5)</sup>.

Las restauraciones indirectas que se realizan con estos materiales van desde la elaboración de incrustaciones, carillas, coronas completas, y hasta prótesis fija adhesiva de tres unidades <sup>(1, 5, 14)</sup>.

Dada su naturaleza polimérica por un lado, y el alto refuerzo de vidrio, se establecen los protocolos para la preparación de las superficies para la unión adhesiva con fórmulas de resinas cementantes de polimerización dual. A pesar del alto contenido de vidrio cerámico, no se recomienda el grabado con ácido fluorhídrico ya que se comporta en forma destructiva sobre la superficie de la resina reforzada. Se ha informado (NILSSON y Col., 2000) que el arenado y silanizado, en restauraciones tipo incrustación-poliméricas, favorecen altos valores de resistencia adhesiva al ser utilizados como método de preparación de superficie en combinación con resinas cementantes adhesivas <sup>(5)</sup>.

En consecuencia, puede establecerse el protocolo de preparación de superficies para la cementación adhesiva de restauraciones elaboradas en resinas reforzadas que muestra en el siguiente cuadro:

Protocolo de preparación de superficie para cementación adhesiva en resinas reforzadas procesadas en laboratorio
<ul style="list-style-type: none"><li>• Micro-arenado con oxido de aluminio de 50 micrómetros de tamaño de partícula, con presión de 60 psi durante 5 segundos.</li><li>• Limpieza con vapor durante 2 minutos.</li><li>• Secar con aire limpio.</li><li>• Silanizado interno: opcional.</li><li>• Aplicación del agente de unión.</li><li>• Cementación con una formula adhesiva dual o de fotocurado.</li></ul>
Tomado de: (5).



### *Etapas de una cementación adhesiva:*

Según GARONE NETTO y BURGER (1998), la primera etapa consiste en la preparación de la superficie de la pieza a cementarse:

- metálica, debe ser arenada y/o sometida a electro-deposición.
- cerámica, deber arenada y/o acondicionada por ácido fluorhídrico y por último silanizada.
- polimérica, debe ser arenada y silanizada.

Las siguientes etapas sucesivamente son: tratamiento de la superficie dentaria para la adhesión, aplicación del adhesivo y del cemento resinoso en las superficies, aplicación de alguna forma de presión para el asentamiento de la pieza, eliminación de los excesos groseros del cemento resinoso, principalmente de las troneras proximales, polimerización del adhesivo y del cemento resinoso, retiro cuidadoso de todo exceso del cemento y finalmente verificación de la oclusión <sup>(5)</sup>.

### *Clasificación de los adhesivos para procedimientos indirectos:*

El único procedimiento indirecto que merece un análisis separado es la cementación de carillas de porcelana, pues en este caso la utilización de adhesivos y cementos resinosos fotoactivados no solo es posible sino que está totalmente indicado. Los materiales que son activados químicamente forman subproductos que presentan cambios de color con el tiempo, y podrían provocar alteraciones en el color de la carilla <sup>(5)</sup>.

En lo que respecta a los adhesivos que se utilizan en las demás cementaciones adhesivas, pueden clasificarse en dos grandes grupos:

a) los adhesivos que se polimerizan antes de la cementación propiamente dicha: Si quisiéramos utilizar por algún motivo un adhesivo fotoactivado en la cementación de una estructura no transparente (por ejemplo un onlay) el adhesivo debe colocarse en el diente, fotopolimerizarse y solo entonces debe realizarse la cementación <sup>(5)</sup>.

En este caso deben tenerse algunos cuidados:

- El adhesivo debe ser capaz de polimerizarse en una capa tan fina, que no interfiera el asentamiento del onlay, o sea que los adhesivos con espesor de película superior a 20 micrómetros están contraindicados, como es el caso de los que tienen mayor porcentaje de relleno.
- Debemos tener especial cuidado durante la aplicación del adhesivo para evitar todo acumulo en los ángulos diedros y triedros de la preparación, pues esto podría ocasionar un desajuste en el

asentamiento del onlay, aún cuando el adhesivo normalmente tuviese un espesor de película compatible.

- El cemento resino para este caso debería ser de polimerización dual, ya que no sería posible utilizarse el fotoactivado por tratarse de una estructura no transparente, y el de activación química no sería compatible con un adhesivo fotoactivado.
- No sería factible utilizarse en situaciones donde el acceso de la luz fotoactivadora fuese imposible, como por ejemplo en un conducto radicular.

b) los que se polimerizan después de la cementación: estos también se dividen en dos grupos:

- Adhesivos de activación dual: Son resultantes de algún tipo de mezcla en la que se unen el iniciador y el activador de la reacción química, que se encontraban separados, e inician una reacción química que va a producir el endurecimiento del adhesivo, presentando al mismo tiempo la posibilidad de ser fotoactivados.

El principal cuidado en este caso es ser lo suficientemente rápidos para que la pieza a ser cementada y el cemento resinoso de activación dual o química se lleven a su posición en la boca antes del endurecimiento del adhesivo. En caso contrario, el asentamiento de la pieza no sería óptimo. También sería importante que el adhesivo tuviese una lenta velocidad de polimerización <sup>(5)</sup>.

- Adhesivos que se polimerizan en contacto con el cemento resinoso: En realidad, son adhesivos aparentemente fotoactivados, ya que no se procede a realizar ningún tipo de mezcla que pudiese desencadenar una reacción química. En lugar de aquello, estos adhesivos tienen un iniciador químico (una amina por ejemplo), que los demás fotoactivados no tienen, y que es capaz de desencadenar la reacción al entrar en contacto con el activador químico (peróxido de benzoilo por ejemplo) existente en los cementos resinosos de polimerización dual o química <sup>(5)</sup>.

Por lo tanto, para identificar adecuadamente sus indicaciones y el uso correcto de los sistemas adhesivos es necesario conocer en detalle su composición y seguir las instrucciones de los fabricantes <sup>(5)</sup>.

#### *j. Propiedades mecánicas de cementos de resina con diferentes modos de activación*

En las últimas dos décadas, los procedimientos de unión han extendido las indicaciones de restauraciones indirectas y han permitido el desarrollo de nuevos tratamientos alternativos. Como

ejemplos están los puentes de Maryland en los '80 y las restauraciones cerámicas en los '90. Las ventajas de restauraciones indirectas incluyen un mejor sellado marginal, reduciendo el riesgo de sensibilidad postoperatoria (Rosentiel y col.,1998), baja solubilidad y propiedades mecánicas superiores de los cementos de resina comparados con el fosfato de zinc y cementos de ionómero de vidrio <sup>(2)</sup>.

De acuerdo al modo de activación, los cementos de resina son usualmente divididos en tres grupos: cementos activados químicamente (auto-curado), los foto activados y los duales. Los cementos de auto-curado están indicados para restauraciones cerámicas y metalo-cerámicas, puentes de Maryland y postes pre-fabricados. Como algunos de los cementos auto-curados son translúcidos, pueden ser utilizados para restauraciones cerámicas. Los cementos curados a base de luz han sido indicadas para carillas debido a su severa reducción de intensidad de luz durante su transmisión a través de la restauración. Los cementos duales fueron desarrollados para conciliar las características favorables de los cementos de auto-curado y cementos foto-activados <sup>(2)</sup>.

Es lógico que si las resinas compuestas con un alto grado de conversión también tienen buenas propiedades mecánicas. Por esta razón, la mayoría de estudios de cementos duales se han concentrado en la comparación de su potencial de curado bajo diferentes modos de activación y/o parámetros de foto-activación. Varios estudios han demostrado que los cementos duales dependen de la foto-activación para lograr un grado de conversión óptimo <sup>(2)</sup>.

Harashima y col. (1991) estudiaron el grado de conversión de cinco cementos duales, utilizando el espectómetro infrarojo de transformación, encontrando un 59-75% de auto-curado y 66-81% de foto-activación <sup>(2)</sup>.

Los valores de dureza presentan una buena correlación con el grado de conversión para una composita específica (Ferracane, 1985) y por esta razón se han utilizado para comparar el comportamiento de cementos duales bajo diferentes condiciones de foto-activación. Hasewaga y col. (1991) afirmaron que la dureza final de los cementos duales depende de la cantidad de exposición a la luz de curado. Pero más allá de esto, encontraron que existen marcadas diferencias en los contenidos de los foto-iniciadores y los de auto-curado. Según Watts y col. (1994), algunos productos son sobredependientes en la foto-activación, lo cual puede llevar a un curado inadecuado y ejecución clínica. Más recientemente, El-Mowafy y col. (1999) relacionaron que aún las últimas generaciones de cementos duales no pueden superar los bajos valores de dureza obtenidos por los el método de auto curado <sup>(2)</sup>.

Sin embargo, así como es de importante la evaluación de los cementos duales por su relativa

dureza (o el grado de conversión) también lo es determinar como el modo de activación influencia sus propiedades mecánicas. El grado de conversión no es el único factor responsable de las propiedades mecánicas de las compositas. El contenido del relleno y el tipo de monómero resultaron ser factores determinantes en la fuerza diametral tensil. Por otra parte, la concentración diluida, el modo de activación, el tipo y el contenido del iniciador no mostraron efectos significativos en varias propiedades mecánicas de resinas sin relleno. Peutzfeldt (1995) estudió el revestimiento y el grado de conversión de ocho cementos resinosos después de su autocurado y su fotocurado. No se encontró correlación significativa entre estas dos variables. Además, el curado dual redujo el revestimiento solamente en tres de los ocho cementos <sup>(2)</sup>.

*k. Efecto del tratamiento de la superficie cerámica sobre la fuerza tensil de unión al cemento resinoso.*

El éxito clínico de restauraciones adheridas cerámicas y reparaciones directas en prótesis cerámicas depende de la efectiva unión a la superficie cerámica. La microestructura cerámica y su composición tienen un efecto significativo en la resistencia de fracturas de coronas cerámicas unidas a dentina. Se ha demostrado que la topografía de las superficies es producida de acuerdo al tipo de grabado y a la microestructura cerámica. Las irregularidades de la superficie cerámica producida por tres grabados (ácido fluorhídrico, amonio de bifluor y flúor de fosfato acidulado) exhiben un patrón único para cada producto. Los cambios de superficie más significativos son producidos por el ácido fluorhídrico que ataca preferentemente los defectos de superficie cerámica y la fase de leucita. Aumentando el área de superficie por el grabado también promueve los cambios en el comportamiento húmedo de la porcelana, el cual también puede cambiar la energía de la superficie cerámica y su potencial adhesivo a la resina <sup>(3)</sup>.

Los materiales y procedimientos utilizados para cementar restauraciones cerámicas con cementos de resina están basados en resultados de pruebas de fuerza de unión que muestran una amplia variabilidad en patrones de fractura. La comúnmente usada prueba de SHEAR BOND a menudo producen fracturas a una distancia desde la zona de adhesión de la resina que previene la medida de la fuerza de unión interfacial, los límites de los sistemas de unión y que pueden llevar a conclusiones erróneas respecto a la cualidad de unión. En la búsqueda de un método que produzca una distribución de estrés uniforme, los investigadores han evaluado sistemas adhesivos similares bajo diferentes pruebas de unión. Estos estudios sugieren que la fuerza de unión tensil puede ser más apropiada para

evaluar la fuerza de unión de interfaces adhesivas debido a que hay una distribución mayor de estrés uniforme <sup>(3)</sup>.

Los objetivos de este estudio fueron las siguientes hipótesis: (1) Superficies cerámicas tratadas con ácido fluorhídrico producen una fuerte unión tensil a cementos resinosos, independientemente de la microestructura y composición de la cerámica; y (2) Las pruebas de fuerza de unión tensil son adecuadas para evaluar la calidad de las interfaces de los sistemas de unión a resinas <sup>(3)</sup>.

## **OBJETIVO GENERAL**

- Evaluación de la viabilidad de la capa inhibida y de las uniones resina-resina utilizando diferentes técnicas adhesivas por medio de ensayos por corte de adherencia.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Evaluar la viabilidad de la capa inhibida entre resina-resina unida a diferentes intervalos de tiempo utilizando la capa inhibida.
- Evaluar la viabilidad de la capa inhibida entre resina-resina utilizando diferentes técnicas micromecánicas de adhesión para luego compararlas con la resistencia obtenida por medios químicos.
- Conocer cual es la viabilidad de la capa inhibida utilizando diferentes técnicas de unión resina-resina.

## **DEFINICIÓN DEL OBJETO A ESTUDIAR**

Evaluación in vitro (investigación de laboratorio realizada en materiales inertes) de la viabilidad (tiempo de vida útil) de la capa inhibida (capa más superficial de resina compuesta en contacto con el oxígeno que no polimeriza completamente) en bloques de resina compuesta.

## VARIABLES

### Independiente

**La resina compuesta.**

### Dependientes

**Cemento Resinoso**

**Técnicas Adhesivas**

## DEFINICIÓN DE LAS VARIABLES

### Independiente

#### **Resina Compuesta:**

Material heterogéneo compuesto por una matriz (orgánica) y por un relleno (inorgánico) unidos por medio de un agente de unión (silano).

### Dependientes

#### **Cemento Resinoso:**

Material cementante a base de resina compuesta que puede ser auto o fotopolimerizable.

#### **Técnicas Adhesivas**

Procedimiento mediante el cual se logra la unión de la resina compuesta a un sustrato dentario o no dentario.



## INDICADORES DE VARIABLES

La cuantificación del grado de adhesión de las resinas compuestas en

### Independiente

#### **Resina Compuesta:**

Serán los bloques de resina compuesta fabricados con el material pre seleccionado (Z 100)<sup>®</sup>

### Dependientes

#### **Cemento Resinoso**

Se utilizará un cemento a base de resina fotopolimerizable

#### **Técnicas Adhesivas**

Se utilizaran varias técnicas definidas en el procedimiento de presente protocolo.

---

<sup>®</sup> Marca Registrada, propiedad de 3M

# METODOLOGÍA

## Descripción del experimento:

Se construyó un total de 100 bloques de resina, de ellos 50 fueron fabricados de resina color A1 y los otros 50 de color A3.5 de la casa 3M-ESPE Z100<sup>®</sup> de 1.5 cm de longitud y 0.8 cm de diámetro. Se formaron 10 grupos los cuales tenían 5 pares de bloques de resina (bloque RC 1 y bloque RC 2), estos fueron realizados con resina híbrida A1 y A3.5 para diferenciar la unión de los bloques, y fotocurados con lámpara XL 2,500 a una intensidad de 500 mw/cm<sup>2</sup>, los cuáles fueron contruidos de la siguiente manera:

Los bloques (RC 1 y RC 2) fueron contruidos elaborando el bloque RC 1 dentro de un tubo de cristal (con las medidas ya mencionadas) con incrementos de 1mm, esto se realizó con un condensador metálico y luego fue fotocurado cada incremento durante 40 segundos. El bloque RC 2 fue elaborado después de haber fotopolimerizado el último incremento del bloque RC 1 (esto únicamente para los bloques B del grupo A) y al intervalo de tiempo específico para cada grupo, dentro del mismo tubo y colocando incrementos de resina hasta que se completó 1.5 cm de longitud.

Para la elaboración de los bloques RC 2 se utilizó un tubo de cristal donde previamente fue introducido el bloque RC 1 para luego construir sobre él el bloque RC 2.

Luego se procedió a colocar los bloques en un aditamento al cual se le realizó un ensayo de adherencia por corte en una prensa universal. Los resultados fueron tabulados y computados en Mpa.

Uniones resina-resina utilizando capa inhibida a diferentes intervalos de tiempo:

### Grupo A (control)

Siguiendo el procedimiento de elaboración ya mencionado se unió el bloque RC 2 al bloque RC 1 inmediatamente después de haber contruido el bloque RC 1. El primer bloque de resina fue almacenado dentro de un tubo de cristal para evitar la contaminación de la capa inhibida.

### Grupo B

Se realizó el mismo procedimiento que el grupo A con la excepción que el segundo bloque de resina de cada prueba fue agregado 24 horas después de la fabricación del primer bloque.

---

<sup>®</sup> Marca Registrada, propiedad de 3M

### Grupo C

Se realizó el mismo procedimiento que el grupo A con la excepción que el segundo bloque de resina de cada prueba fue agregado 48 horas después de la fabricación del primer bloque.

### Grupo D

Se realizó el mismo procedimiento que el grupo A con la excepción que el segundo bloque de resina de cada prueba fue agregado 72 horas después de la fabricación del primer bloque.

### Grupo E

Se realizó el mismo procedimiento que el grupo A con la excepción que el segundo bloque de resina de cada prueba fue agregado 96 horas después de la fabricación del primer bloque.

### Grupo F

Se realizó el mismo procedimiento que el grupo A con la excepción que el segundo bloque de resina de cada prueba fue agregado 192 horas después de la fabricación del primer bloque.

### Grupo G

A partir de este grupo, la superficie externa de todos los bloques RC 1 fueron pulidos con discos pulidores (Soflex®) en orden de grano decreciente (grosso, mediano y fino), a continuación se colocó el adhesivo (Single Bond®) para luego construir sobre este el bloque RC 2.

### Grupo H

Para esta prueba los bloques A después de ser pulidos fueron microabrasionados con óxido de aluminio de 50 micras a una presión de 40 lbs/plg<sup>2</sup> y por último se les colocó el adhesivo (Single Bond®) para luego construir sobre este el bloque RC 2.

### Grupo I

Al bloque RC 1 después de ser pulido se le colocó Silano (Ceramic Primer®) a continuación se colocó el adhesivo (Single Bond®) para luego construir sobre este el bloque RC 2.

### Grupo J

Para este último grupo los bloques de resina fueron pulidos y se les colocó ácido para luego construir sobre este el bloque RC 2.

Estos últimos grupos tuvieron solamente como finalidad determinar que tipo de adhesión es más duradera.

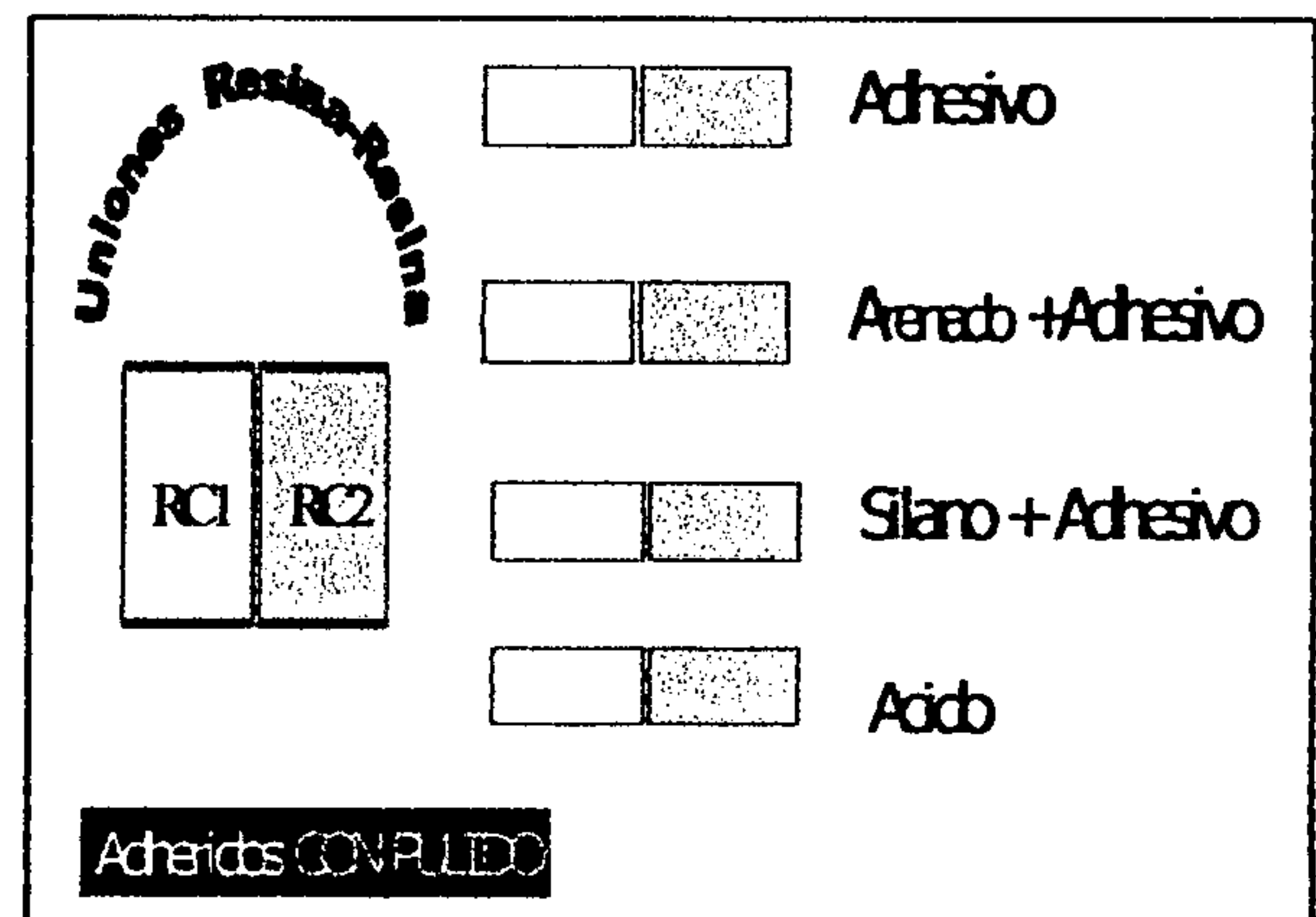
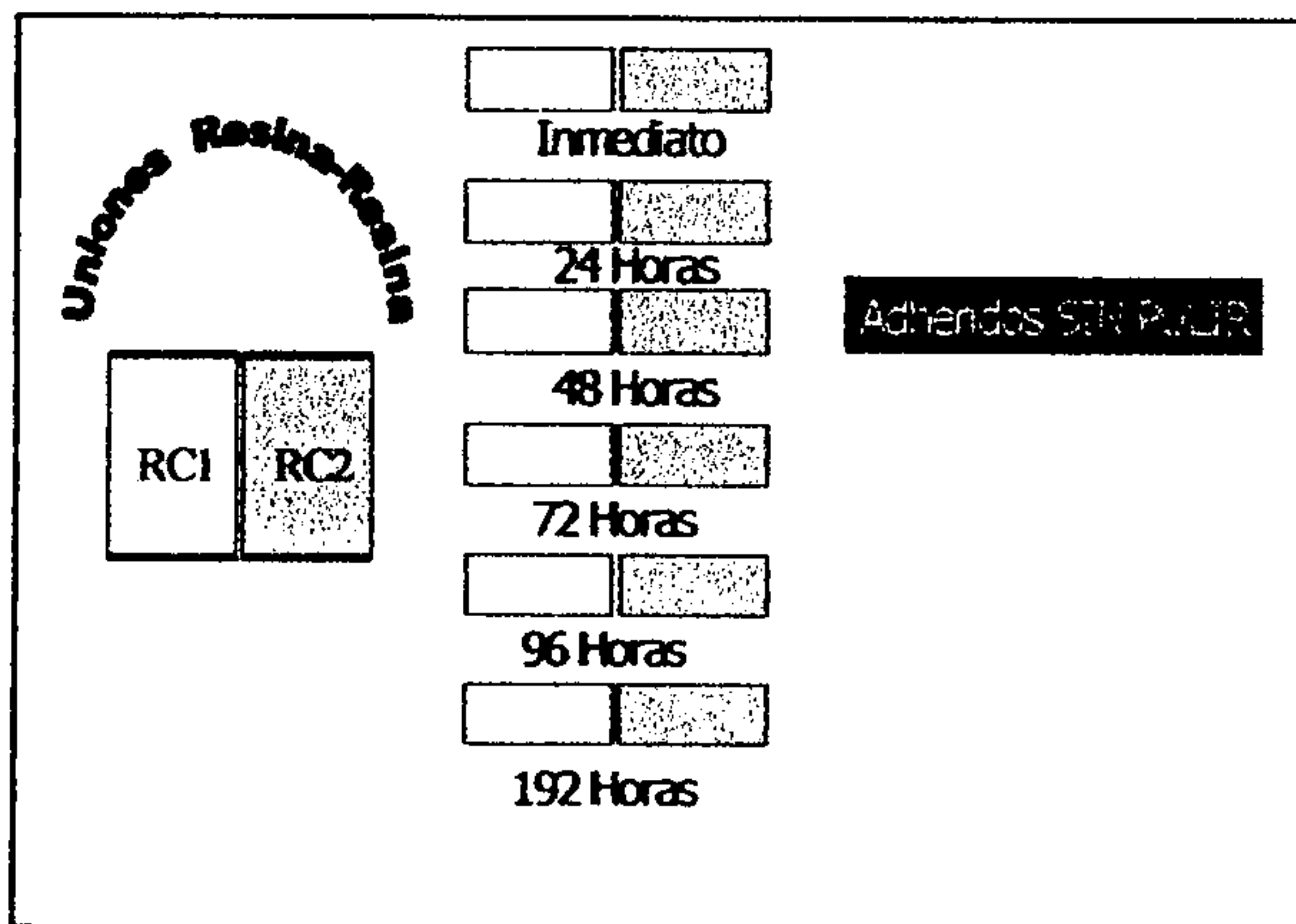
---

® Discos pulidores, marca registrada, propiedad de 3M

® Adhesivo dentinario, marca registrada, propiedad de 3M

® Adhesivo para porcelana, marca registrada, propiedad de 3M

## Diseño del Experimento:



Esta investigación estuvo diseñado para realizar pruebas de adherencia por corte en los bloques de resina compuesta para medir la fuerza necesaria para separar dichos bloques, y realizar comparaciones entre los distintos grupos para determinar el más resistente. Después de haber sido construidos estos bloques se llevaron al Centro de Investigación de Ingeniería. Para empezar el procedimiento se llevaron a cabo mediciones circunferenciales de todos los bloques en sus extremos para realizar las conversiones necesarias y ser expresadas en Mpa. Después de este paso se procedió a colocar cada prueba en un aditamento construido especialmente para las mismas, una parte del aditamento sujetó la prueba mientras la otra parte de esta ejerció una fuerza para separar los bloques (como se puede observar en el anexo) mediante corte en la prensa universal. Todos los datos fueron expresados en Mpa.

### Criterios de Evaluación:

- *Posibles Situaciones*
  - a) Que los bloques se separen en su unión.
  - b) Que los bloques se separen en el bloque RC 1 o RC 2.
- *Interpretación*
  - a) Significó que el resultado de la fuerza necesaria para separar se utilizó como patrón de comparación con los otros bloques.
  - b) Que la unión producida por el proceso adhesivo presente es más fuerte que la unión química de la propia resina del mismo bloque.

## RESULTADOS

De acuerdo con los datos obtenidos en el trabajo de campo se presenta a continuación la tabulación de los mismos y su respectiva descripción.

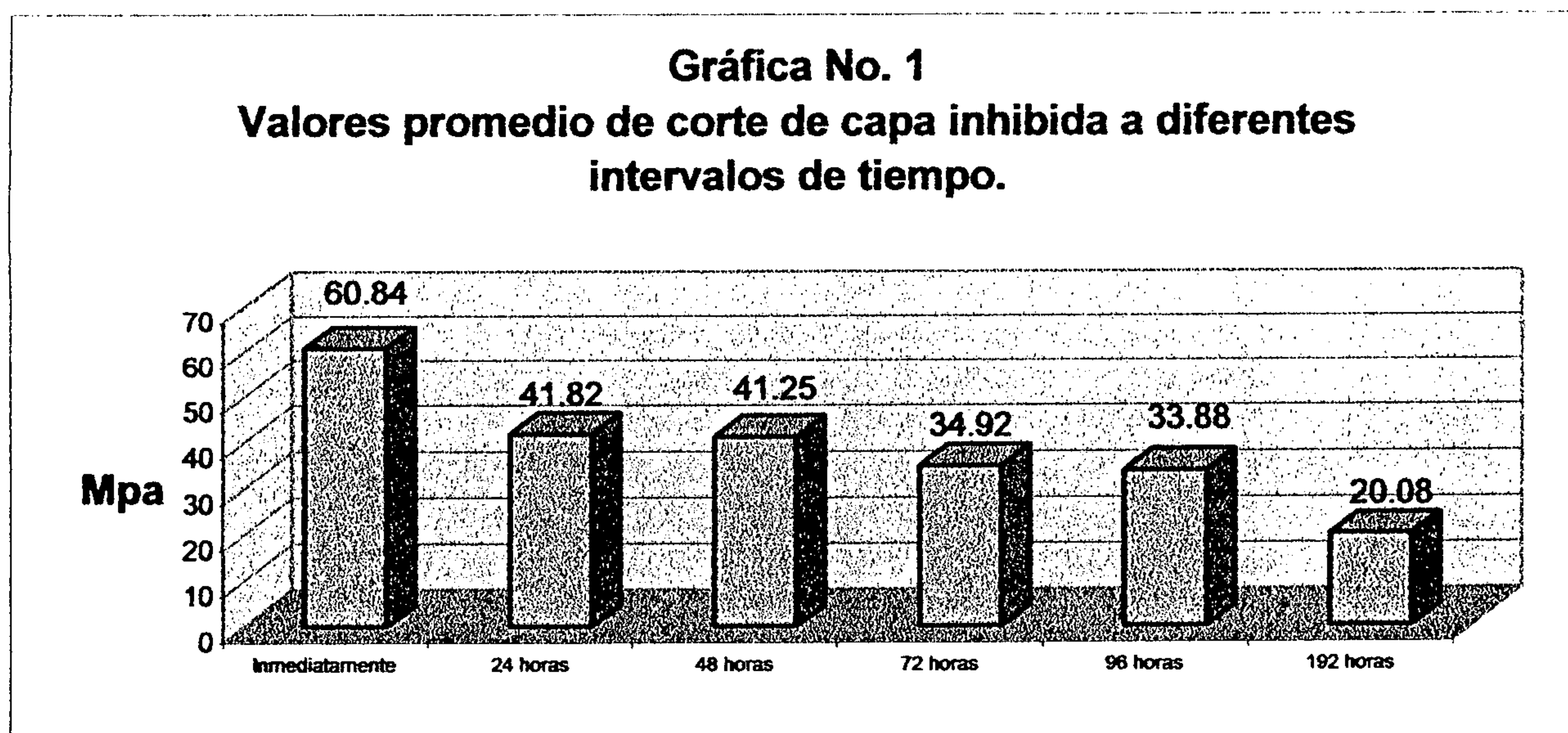
<b>Cuadro No. 1</b>										
<b>Esfuerzo en Mpa necesarios para la separación de los bloques de resina</b>										
No. Prueba	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D	Grupo E	Grupo F	Grupo G	Grupo H	Grupo I	Grupo J
1	40.04	71.73	37.05	56.39	25.67	12.71	15.29	36.77	21.50	6.00
2	50.94	39.23	62.93	30.51	31.80	13.82	21.38	25.44	42.25	17.83
3	75.65	37.37	37.37	40.59	27.79	38.50	17.13	25.44	27.50	16.07
4	69.46	39.79	25.87	31.33	42.47	14.19	33.62	20.78	40.03	11.62
5	68.12	20.98	43.04	15.80	41.68	21.16	27.46	18.17	46.13	21.83
Media	60.84	41.82	41.25	34.92	33.88	20.08	22.97	25.32	35.48	14.67

Como lo muestra el cuadro No. 1 se puede apreciar que el valor promedio de esfuerzo necesario para separar los bloques RC 1 de los bloques RC 2 del grupo A, fue de 60.84 Mpa en un rango de 40.04 a 75.65 Mpa; para el grupo B, fue de 41.82 Mpa en un rango de 20.98 a 71.73 Mpa; para el grupo C, fue de 41.25 Mpa en un rango de 25.87 a 62.93 Mpa; para el grupo D, fue de 34.92 Mpa en un rango de 15.80 a 56.39 Mpa; para el grupo E, fue de 33.88 Mpa en un rango de 25.67 a 42.27 Mpa; para el grupo F, fue de 20.08 Mpa en un rango de 12.71 a 38.50 Mpa; para el grupo G, fue de 22.97 Mpa en un rango de 15.29 a 33.62 Mpa; para el grupo H, fue de 25.32 Mpa en un rango de 18.17 a 36.77 Mpa; para el grupo I, fue de 35.48 Mpa en un rango de 21.50 a 46.13 Mpa; para el grupo J, fue de 14.67 Mpa en un rango de 6.00 a 21.83 Mpa.

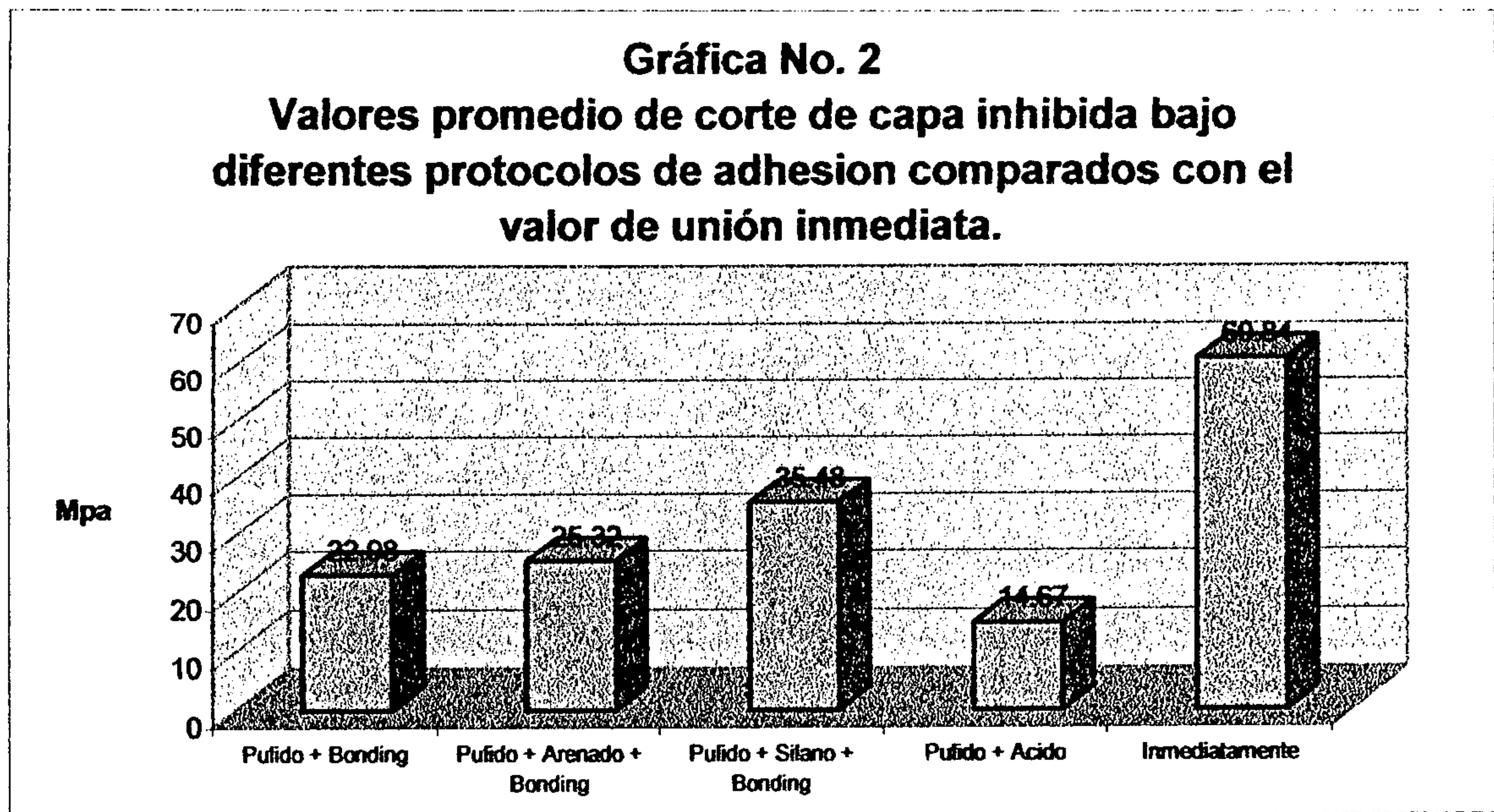
<b>Cuadro No. 2</b>										
<b>Tipo de falla registrados en los bloques de resina</b>										
No. Prueba	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D	Grupo E	Grupo F	Grupo G	Grupo H	Grupo I	Grupo J
1	A	A	C	A	C	A	A	A	A	A
2	A	A	A	C	A	C	C	A	A	A
3	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
4	A	A	A	A	A	A	A	C	A	C
5	A	C	A	A	A	A	A	A	A	A

A: Adhesiva  
C: Cohesiva

De acuerdo al cuadro No.2 se puede apreciar que el tipo de falla más frecuente fue a nivel adhesivo para la mayoría de los grupos.



Según la gráfica No. 1 se observa que para los grupos donde se evaluó la capa inhibida a diferentes intervalos de tiempo el grupo A fue el que presentó mayor resistencia en comparación con los otros grupos de su categoría.



Por último en la gráfica No. 2 se aprecia que la unión más fuerte es el grupo al cual después de ser pulido se le aplicó Silano y por último el bonding, el grupo que le siguió fue el de los bloques que después de ser pulidos se les realizó arenado y por último se le aplicó bonding, como penúltimo grupo esta el grupo al que solamente se le aplicó bonding después de ser pulido y el último grupo fue al cual solamente se le aplicó ácido después de ser pulido, y comparando estos últimos grupos con el primer grupo, este supera los niveles de adhesión en un casi 50%.

## DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Después de analizar los datos finales, se puede aseverar que la unión química (capa inhibida) entre las capas de resina es mas fuerte si existe una unión inmediata entre ellas. Esto se manifiesta conforme pasa el tiempo, ésta se va debilitando, ejemplo: de esto son las pruebas No. 1 a la No. 6, en las cuales se elaboraron bloques de resina fotocurada en donde el primer grupo se construyeron los bloques RC 2 inmediatamente después del bloque RC 1, estos arrojaron los resultados más altos de resistencia dando un esfuerzo promedio de 60.84 Mpa necesarios para separarlos en su unión; después le siguió el grupo B en donde los bloques RC 2 fueron unidos después de 24 horas, y para los cuales fueron necesarios en promedio 41.82 Mpa para separarlos; el tercer grupo fue el C, el cual en promedio utilizo 41.25 Mpa para separarlos, en este grupo los bloques RC 2 fueron contruidos sobre el RC 1 a las 48 horas; el siguiente grupo fue el D en donde los bloques RC 2 se construyeron 72 horas después sobre el bloque RC 1, para este hubo un promedio de 34.92 Mpa necesarios para separarlos; el penúltimo grupo de esta categoría fue el E en donde el bloque RC 2 se construyó sobre el RC 1 después de 96 horas y para este se necesito un esfuerzo promedio de 33.88 Mpa para separarlos y el último grupo fue el F en donde el bloque RC 2 se construyó sobre el bloque RC 1 después de 192 horas y hubo un promedio de 20.08 Mpa necesarios para separarlos; en todos los grupos la separación de los bloques se dio en la unión. De acuerdo a estos datos el primer grupo fue el que presentó mayor resistencia, esto puede deberse a que la capa inhibida actúa como enlace entre ambas generándose una unión de tipo primario y resistente por su naturaleza química, por lo que se puede pensar que esto se logró por medio de una copolimerización entre radicales libres sin reaccionar de la primera capa más los nuevos radicales libres de la segunda capa, por lo que la capa inhibida superficial proporcionó dobles enlaces libres capaces de unirse a la nueva capa. Para los otros grupos que presentaron menor resistencia esto puede haber sucedido debido a que la capa inhibida va perdiendo su naturaleza química por un excesivo contacto con el oxígeno lo cual debilita sus enlaces.

Para la segunda categoría en donde se comparan diferentes técnicas adhesivas se puede apreciar que el grupo con valores más altos de resistencia se encuentra el grupo I, el cual consistió en que el bloque RC 1 era pulido en su superficie después se le aplicó Silano y por último bonding para luego colocar sobre este el bloque RC 2 y el cual necesitó un esfuerzo promedio de 35.48 Mpa para separarlos; el segundo grupo que mostró un valor alto fue el grupo H en donde la superficie del



bloque A fue pulida, arenada y al final se le colocó bonding, para este el esfuerzo promedio fue de 25.32 Mpa para separar los bloques, el tercer grupo mostró un esfuerzo promedio de 22.97 Mpa necesarios para separar los bloques, en donde la superficie del bloque RC 1 fue pulida y después solo se le agregó bonding para que después se construyera sobre este el bloque RC 2; y el grupo que menos resistencia demostró fue el J el cual consistía en que la superficie del bloque RC 1 fue pulida y después se le colocó solamente ácido para después colocar sobre este el bloque RC 2.

Esta última categoría se ha comparado con el grupo A debido a que los bloques RC 2 fueron contruidos inmediatamente sobre los bloques RC 1 en ambos casos y por lo tanto se puede aseverar que con la capa inhibida la resistencia es mayor y que aún con técnicas adhesivas disminuye aproximadamente un 50% de adhesión.

Respecto a las técnicas adhesivas puede decirse que el grupo de mayor resistencia fue el que presentó el protocolo que incluía el pulido, la colocación del silano y el bonding, lo cual puede deberse a que en primera instancia el pulido contribuye al proporcionar un mecanismo de adhesión por un tipo de anclaje macromecánico debido a las irregularidades que provee el fresado sobre el material, como segunda instancia el silano favorece con altos valores de resistencia adhesiva al ser utilizado como método de preparación de la superficie y el bonding que es una monómero disuelto en un solvente ya sea de tipo acetona, alcohol o agua, el cual tiene la función de penetrar en las irregularidades existentes en el material. Pero comparando estos últimos grupos con el primer grupo, este presento mayores valores por lo que puede deducirse que la unión química sigue siendo una base importante para la adhesión aún contando con otros métodos de tipo físico.

## CONCLUSIONES

1. La viabilidad de la capa inhibida se deteriora a razón de tiempo transcurrido desde su aparición, por ejemplo el valor promedio de esfuerzo necesario para separar 2 bloques de resina contruidos en el mismo momento es de 60.84 Mpa, para 2 bloques unidos 24 horas después de la elaboración del primer bloque es de 41.82 Mpa, para 2 bloques unidos 48 horas es de 41.25 Mpa, para 2 bloques unidos 72 horas es de 34.92 Mpa, para 2 bloques unidos 96 horas es de 33.88 Mpa, para 2 bloques unidos 192 horas es de 20.08 Mpa.
2. El protocolo de adhesión entre resina y resina que mayores valores de adhesión presentó fue el que utilizó pulido, silano y agente de unión presentando un valor de 35.48 Mpa necesarios para separar la unión de la resina.
3. Los protocolos de adhesión entre resina y resina que presentaron valores medios de adhesión fueron el grupo que utilizó pulido, arenado y bonding, y el otro grupo fue el que utilizó pulido y bonding en sus superficies presentando un esfuerzo de 25.32 Mpa y 22.98 Mpa respectivamente.
4. El protocolo de adhesión entre resina y resina que presentó los valores mas bajos fue el grupo que utilizó pulido y ácido dando un valor de 14.67 Mpa necesarios para separar la unión de la resina.
5. La eliminación de la capa inhibida disminuyó en la fuerza de unión en casi un 50% comparando el grupo A con el I.
6. El mejor momento para realizar una reparación de una resina es en el mismo momento puesto que a mayor tiempo de su elaboración se obtendrán menores valores de adhesión.
7. Cuando no hay capa inhibida en una restauración anterior y se desea realizar una reparación lo mejor sería colocar silano.

## **RECOMENDACIONES**

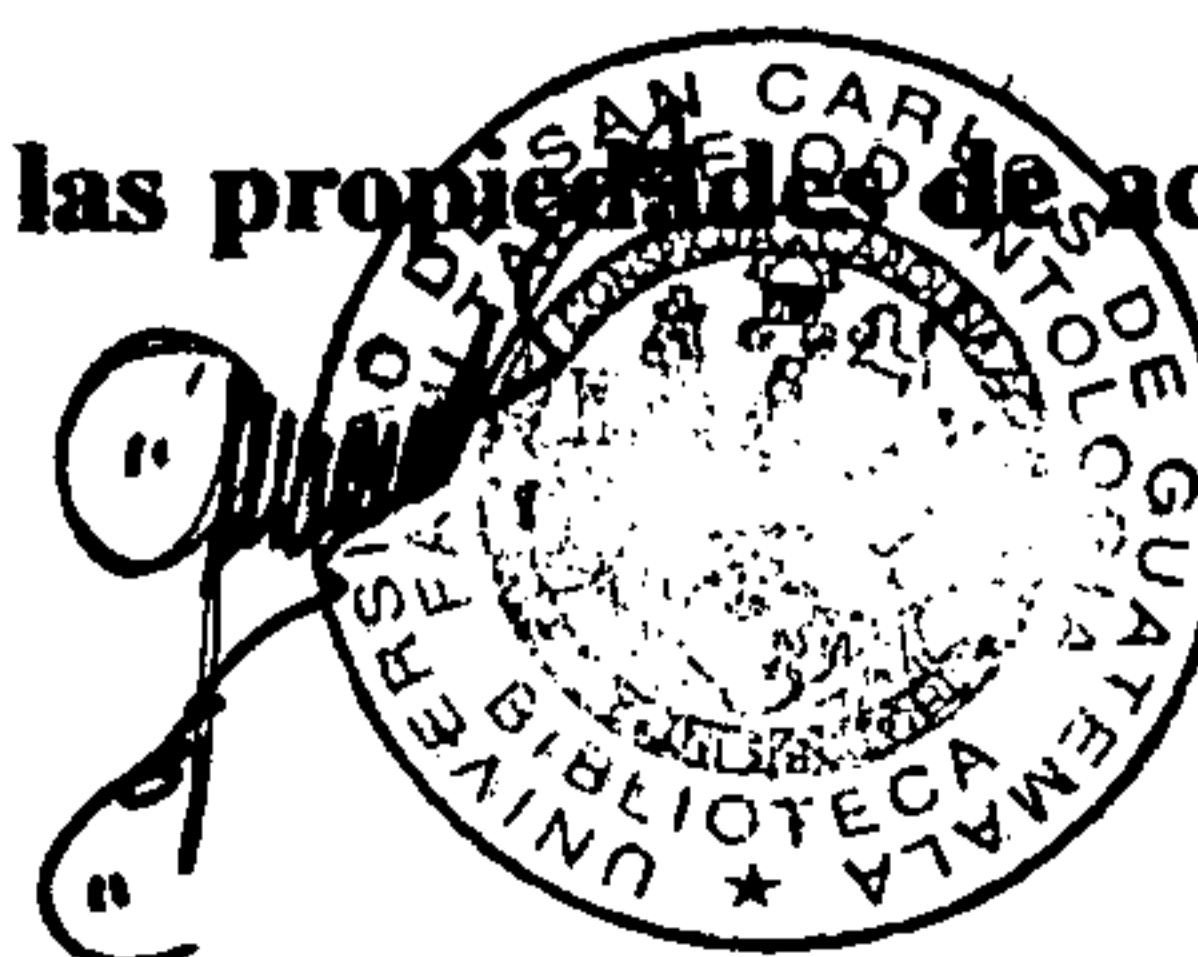
1. Crear un laboratorio en la Facultad de Odontología para la realización de estudios sobre las propiedades de los materiales dentales que se estén utilizando en el mercado actual como lo es la resina
2. Realizar estudios que evalúen diferentes técnicas de adhesión.
3. Si se desea realizar una reparación tomar en cuenta el tiempo y el protocolo a utilizar.

## **LIMITACIONES**

1. No existe un laboratorio adecuado para este tipo de investigaciones en la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos.
2. El laboratorio del Centro de Investigaciones de Ingeniería no está adaptado totalmente para estos estudios, ya que sus aparatos están diseñados para trabajar muestras de macroestructura.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Barrancos, M. (2000). **Operatoria dental**. 3 ed. México: Panamericana. pp. 567-571, 603-606.
2. Braga, R. R.; Cesar, P. F. y Gonzaga, C. C. (2,002). **Mechanical properties of resin cements with different activation modes**. J of Oral Rehab. 29: 257-262.
3. Della Bona, A.; Anusavice, K. y Hood, A. A. (2,002). **Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement**. The Int. J. Prost. 15 (3): 248-252.
4. Duke, E. S. (1993). **Adhesivos y su aplicación con los materiales de restauración**. En: Clínicas Odontológicas de Norteamérica: odontología restaurativa. Bárbara Ginsberg Halpern, Directora huésped. Trad. Claudia Cervera Pineda. México: Interamericana McGraw – Hill. Vol. 3. pp. 315-321.
5. Henostroza, G. (2,003). **Adhesión en odontología restauradora**. Perú: Interamericana McGraw-Hill. pp. 13-24, 27, 28, 40-52, 113-116, 135-136, 274-276.
6. Jordan, R. (1988). **Esthetic composite bonding: techniques and materials**. Toronto: B.C. Decker. pp. 326-328.
7. Mendía, H. (2000). **Factores que afectan la luz visible de curado**. Guatemala: Dep. de Operatoria, Facultad de Odontología, Universidad de San Carlos. pp. 2, 5.
8. Muralles Ruano, C. F. (1,988). **Efectividad del grabado con ácido en cementos que sirven de material de base en tratamientos dentales de obturaciones de resina compuesta. Una evaluación in vitro**. Tesis (Lic. Cirujano Dentista). Guatemala: Universidad de San Carlos, Facultad de Odontología. pp. 28-57.
9. Nocchi, E. et al. (2000). **Dentística, saude e estetica**. Porto Alegre: Artmep. pp 95-98.
10. Rodriguez García, E. E. (2,002). **Estudio comparativo de las propiedades de adhesión, dureza,**



**resistencia compresiva, sorción acuosa y contracción por polimerización entre varios sistemas de compositas fotocurables de alta densidad para restauraciones en dientes posteriores.** Tesis (Lic. Cirujano Dentista). Guatemala: Universidad de San Carlos, Facultad de Odontología. pp. 9-29.

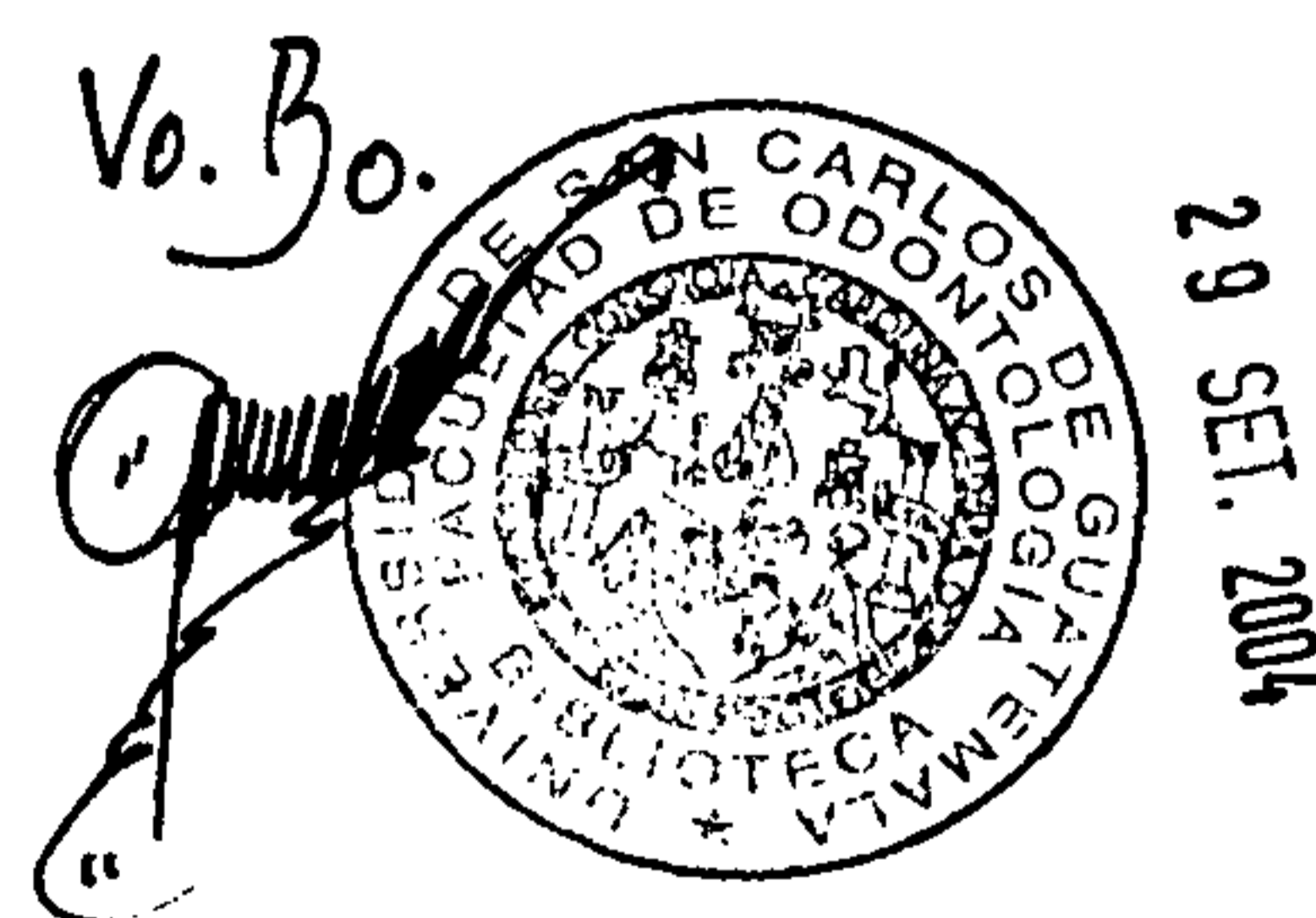
11. Roth, F. (1994). **Los composites.** Trad. María Pié Juste. Barcelona, España: Masson. pp 35-39, 43, 73-74.

12. Schwartz, R. S. et al. (1999). **Fundamentos en odontología operatoria: un logro contemporáneo.** Trad. Henry Perret Gentil y María Gabriela Quintini. Caracas - Venezuela: Actualidades Medico Odontológicas Latinoamérica. pp. 141-143, 149, 158-169, 203.

13. Summit, J.; Robbins, W. y Schwartz, R. (2,001). **Fundamentals of operative dentistry a contemporary approach.** 2 ed. Chicago: Quintessence. pp. 179-180, 195-198.

14. Uribe-Echevarría, J. (1990). **Operatoria dental: ciencia y práctica.** Madrid: Ediciones Avances Médico-Dentales. pp. 216-225.

15. Wilson, N.; Roulet J. y Fuzzi M. (2001). **Advances in operative dentistry.** 2 ed. Chicago: Quintessence. pp. 173-176.



ANEXOS



CENTRO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERIA  
FACULTAD DE INGENIERIA  
UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



O.T. No. 17871

INFORME No. 263-M

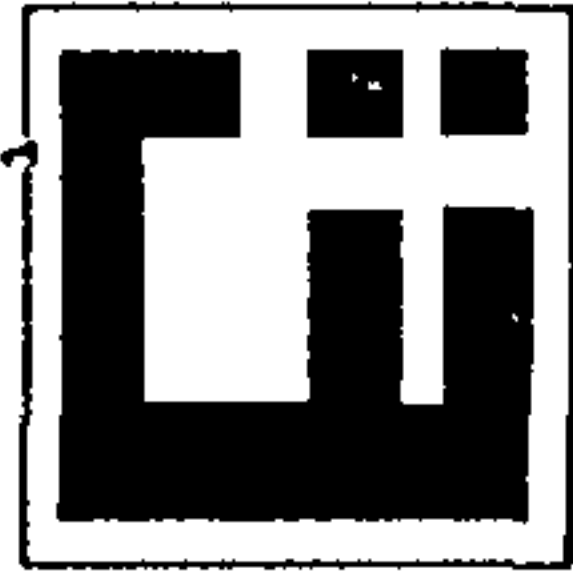
INTERESADO: LAURA BEATRIZ ECHEVERRIA E.  
PROYECTO: TRABAJO DE GRADUACION  
ASUNTO: ENSAYO DE ADHERENCIA POR CORTE.  
FECHA: GUATEMALA, 27 DE AGOSTO DE 2004.

La estudiante **LAURA BEATRIZ ECHEVERRIA**, con carné No. **9711708** de la carrera de Odontología, solicitó a este Centro de Investigaciones de Ingeniería que se realizara ensayo de adherencia por corte a 50 muestras de resinas fotocuradas de la tesis "EVALUACION IN VITRO DE LA VIABILIDAD DE LA CAPA INHIBIDA Y DE LAS UNIONES RESINA-RESINA UTILIZANDO DIFERENTES TECNICAS ADHESIVAS".

Resultados

MUES-TRA No.	IDENTIFICA-CION	DIAMETRO cms.	AREA cms <sup>2</sup>	CARGA kg.	ESFUERZO Kg/cm <sup>2</sup>	ESFUERZO Mpa	TIPO DE FALLA
1	A-1	0.684	0.36	147.00	408.33	40.04	UNION
2	A-2	0.680	0.36	187.00	519.44	50.94	UNION
3	A-3	0.671	0.35	270.00	771.43	75.65	UNION
4	A-4	0.680	0.36	255.00	708.33	69.46	UNION
5	A-5	0.689	0.37	257.00	694.59	68.12	UNION
6	B-1	0.664	0.35	256.00	731.43	71.73	BLOQUE "A"
7	B-2	0.672	0.35	140.00	400.00	39.23	UNION
8	B-3	0.694	0.37	141.00	381.08	37.37	UNION
9	B-4	0.669	0.35	142.00	405.71	39.79	UNION
10	B-5	0.680	0.36	77.00	213.89	20.98	UNION
11	C-1	0.678	0.36	136.00	377.78	37.05	UNION
12	C-2	0.682	0.36	231.00	641.67	62.93	UNION
13	C-3	0.694	0.37	141.00	381.08	37.37	UNION
14	C-4	0.680	0.36	95.00	263.89	25.87	UNION
15	C-5	0.678	0.36	158.00	438.89	43.04	BLOQUE "B"
16	D-1	0.667	0.36	207.00	575.00	56.39	UNION
17	D-2	0.681	0.36	112.00	311.11	30.51	BLOQUE "B"
18	D-3	0.681	0.36	149.00	413.89	40.59	UNION
19	D-4	0.677	0.36	115.00	319.44	31.33	UNION
20	D-5	0.674	0.36	58.00	161.11	15.80	UNION
21	E-1	0.687	0.37	97.00	261.81	25.67	UNION
22	E-2	0.678	0.36	117.00	324.23	31.80	BLOQUE "B"
23	E-3	0.671	0.35	100.00	283.36	27.79	UNION
24	E-4	0.686	0.36	160.00	433.11	42.47	UNION
25	E-5	0.686	0.37	157.00	424.99	41.68	BLOQUE "B"





CENTRO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERIA  
FACULTAD DE INGENIERIA  
UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



O.T. No. 17871

Resultados

MUES-TRA No.	IDENTIFICA-CION	DIAMETRO cms.	AREA cms <sup>2</sup>	CARGA kg.	ESFUERZO Kg/cm <sup>2</sup>	ESFUERZO Mpa	TIPO DE FALLA
26	F-1	0.687	0.37	48.00	129.55	12.71	BLOQUE "B"
27	F-2	0.679	0.36	51.00	140.92	13.82	UNION
28	F-3	0.674	0.35	140.00	392.59	38.50	UNION
29	F-4	0.689	0.37	54.00	144.69	14.19	UNION
30	F-5	0.692	0.37	81.00	215.79	21.16	UNION
31	G-1	0.677	0.36	56.00	155.88	15.29	UNION
32	G-2	0.687	0.37	81.00	218	21.38	BLOQUE "A"
33	G-3	0.667	0.35	61.00	174.67	17.13	UNION
34	G-4	0.671	0.35	120.00	342.86	33.62	UNION
35	G-5	0.667	0.35	98.00	280.00	27.46	UNION
36	H-1	0.673	0.36	135.00	375.00	36.77	UNION
37	H-2	0.688	0.37	96.00	259.46	25.44	UNION
38	H-3	0.691	0.37	96.00	259.46	25.44	UNION
39	H-4	0.676	0.36	76.00	211.86	20.78	BLOQUE "B"
40	H-5	0.668	0.35	65.00	185.29	18.17	UNION
41	I-1	0.678	0.36	79.00	219.24	21.50	UNION
42	I-2	0.677	0.36	155.00	430.81	42.25	UNION
43	I-3	0.684	0.37	103.00	280.45	27.50	UNION
44	I-4	0.668	0.35	143.00	408.24	40.03	UNION
45	I-5	0.675	0.36	168.00	470.41	46.13	UNION
46	J-1	0.682	0.36	22.00	61.11	6.00	UNION
47	J-2	0.680	0.36	66.00	181.82	17.83	UNION
48	J-3	0.683	0.37	60.00	163.85	16.07	UNION
49	J-4	0.680	0.36	43.00	118.46	11.62	BLOQUE "B"
50	J-5	0.685	0.37	82.00	222.62	21.83	UNION

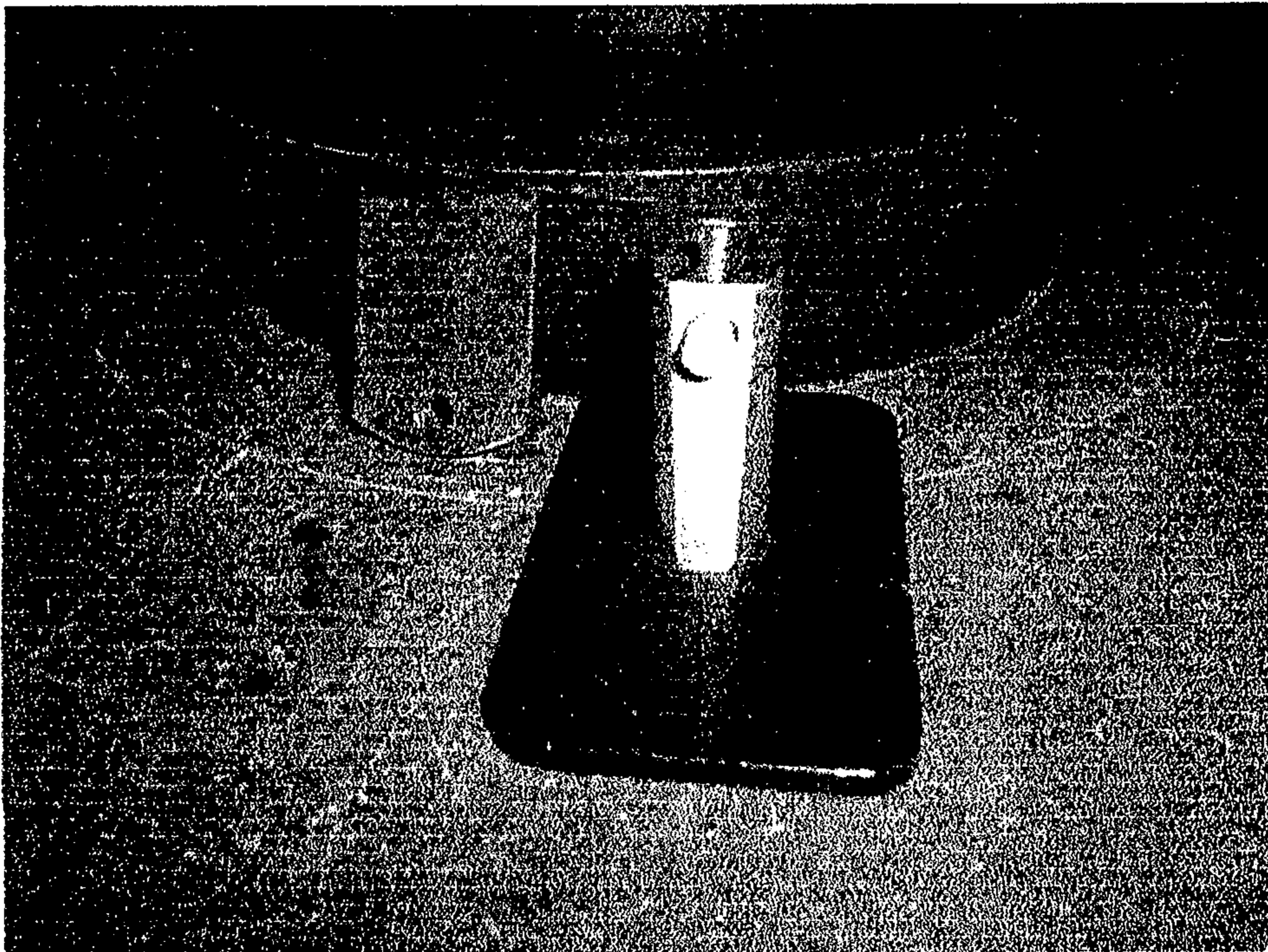
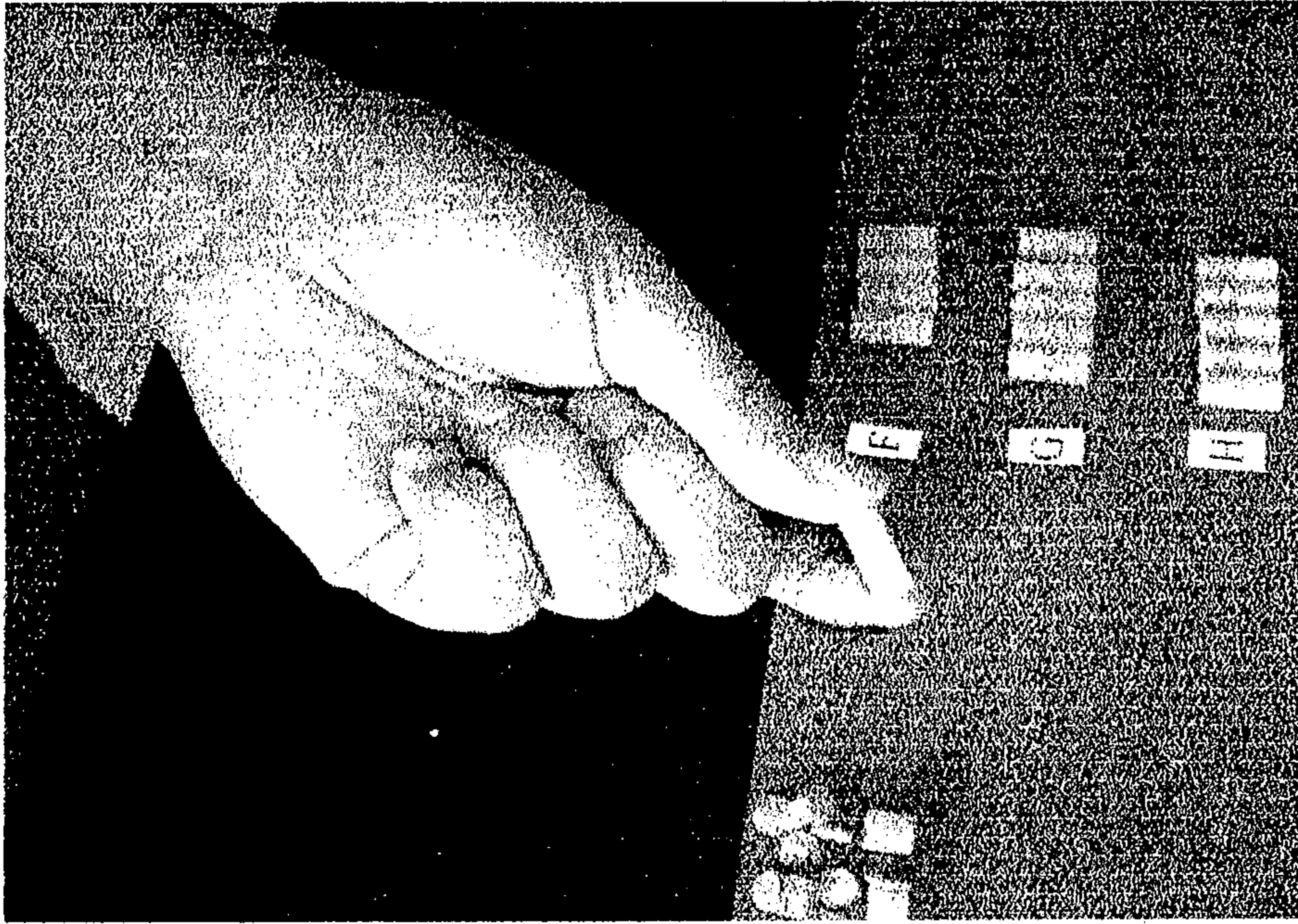
Atentamente,

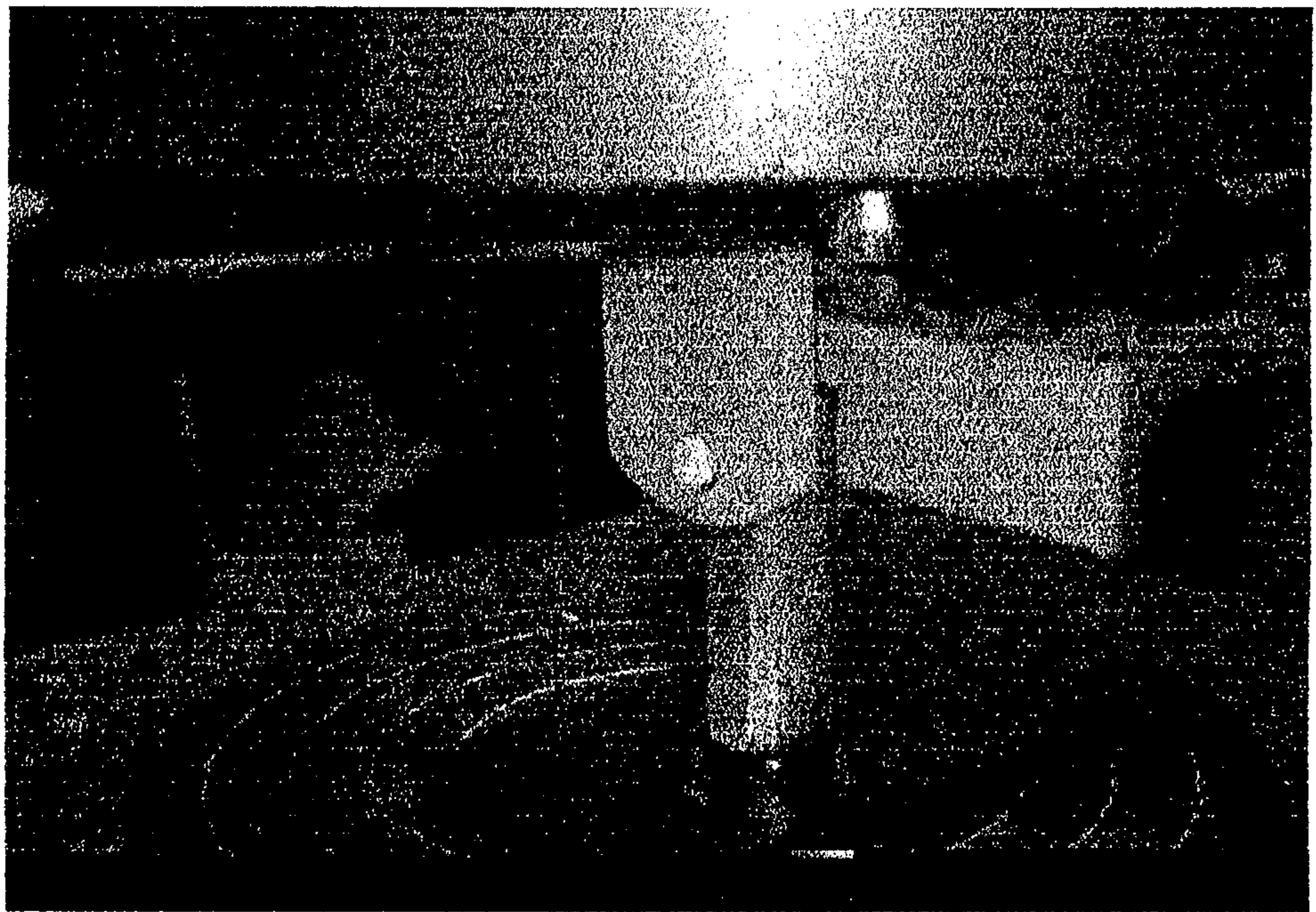
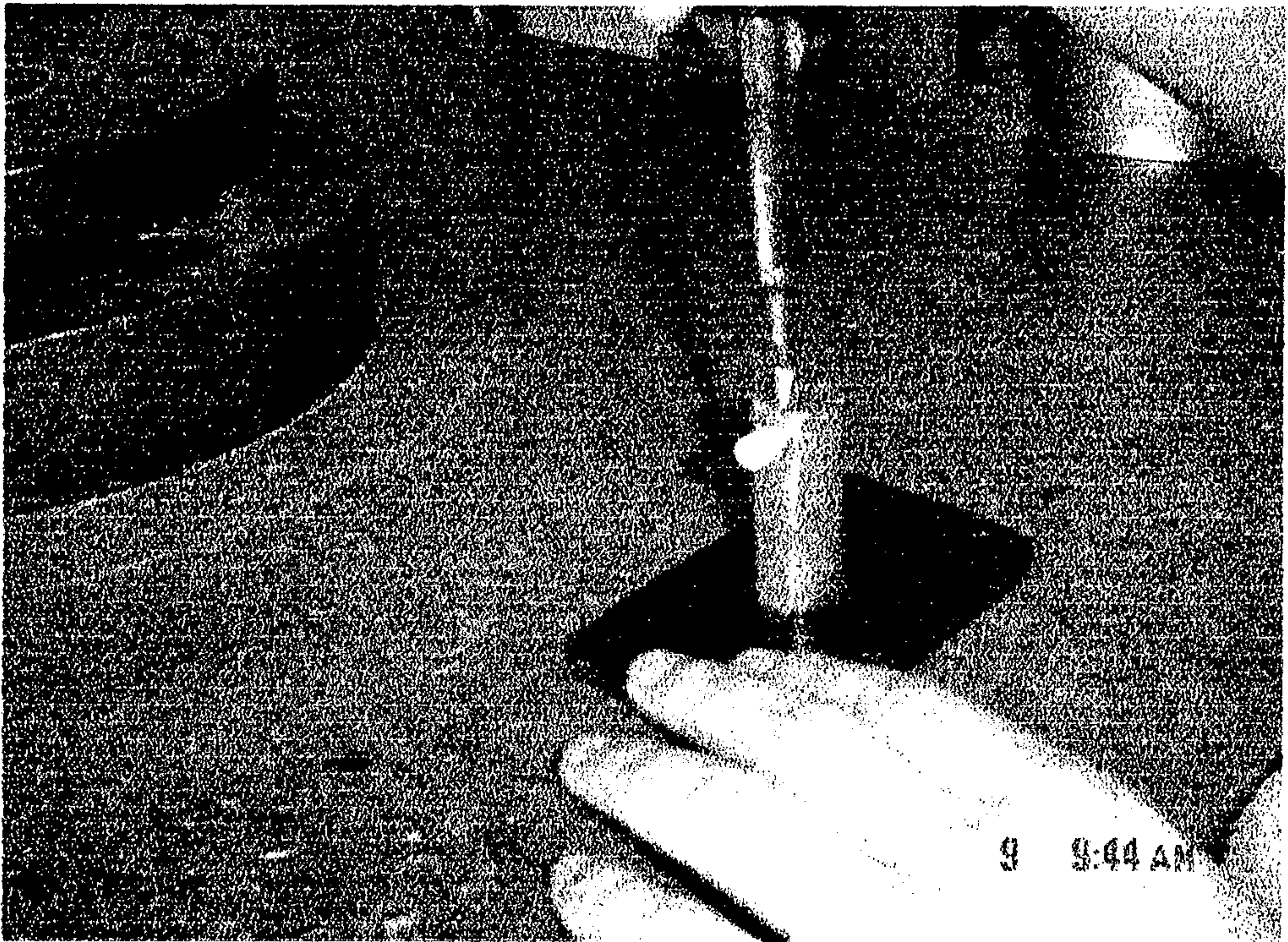
Ing. Pablo Christian. De León Rodríguez  
Jefe Sección de Metales y  
Productos Manufacturados

Vo.Bo. Ing. Francisco Javier Quiñónez  
DIRECTOR C.I.I.

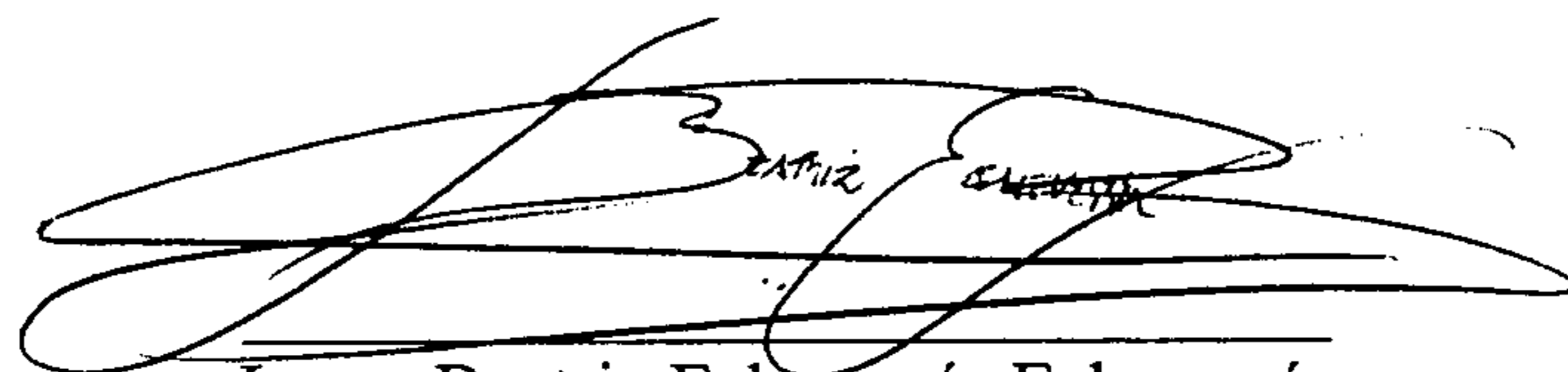
SECCION DE METALES Y PRODUCTOS MANUFACTURADOS  
C.I.I.-U.S.A.C.  
CENTRO DE INVESTIGACIONES DE INGENIERIA



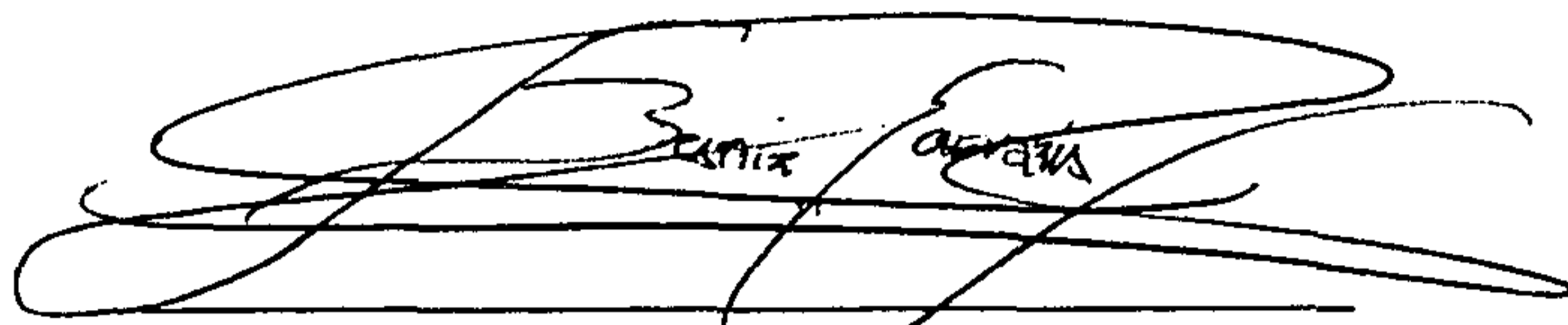




El contenido de esta Tesis es única y exclusiva responsabilidad del Autor

A handwritten signature in black ink, consisting of several overlapping loops and strokes. The signature is written in a cursive style and is positioned above the printed name.

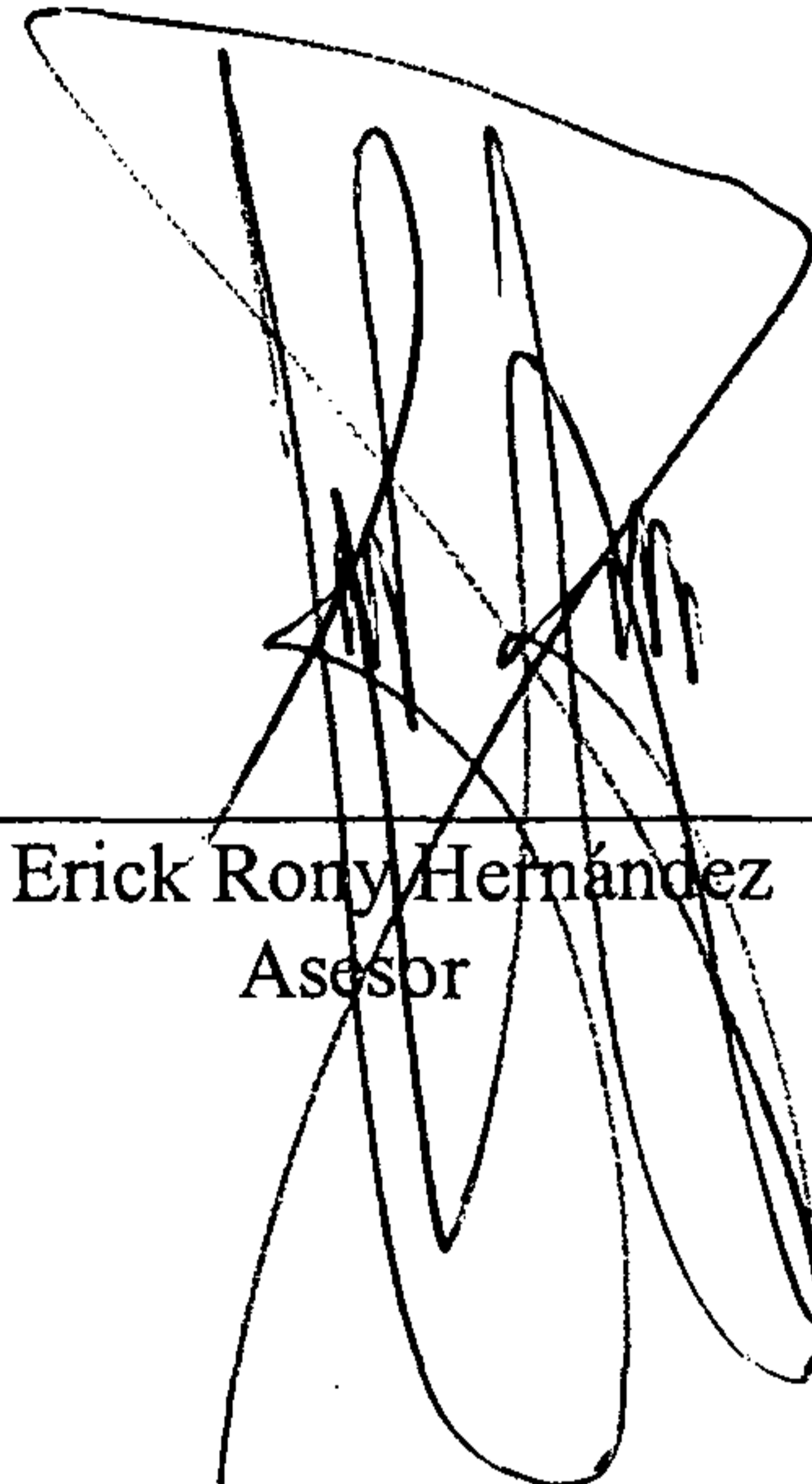
Laura Beatriz Echeverría Echeverría  
Autor



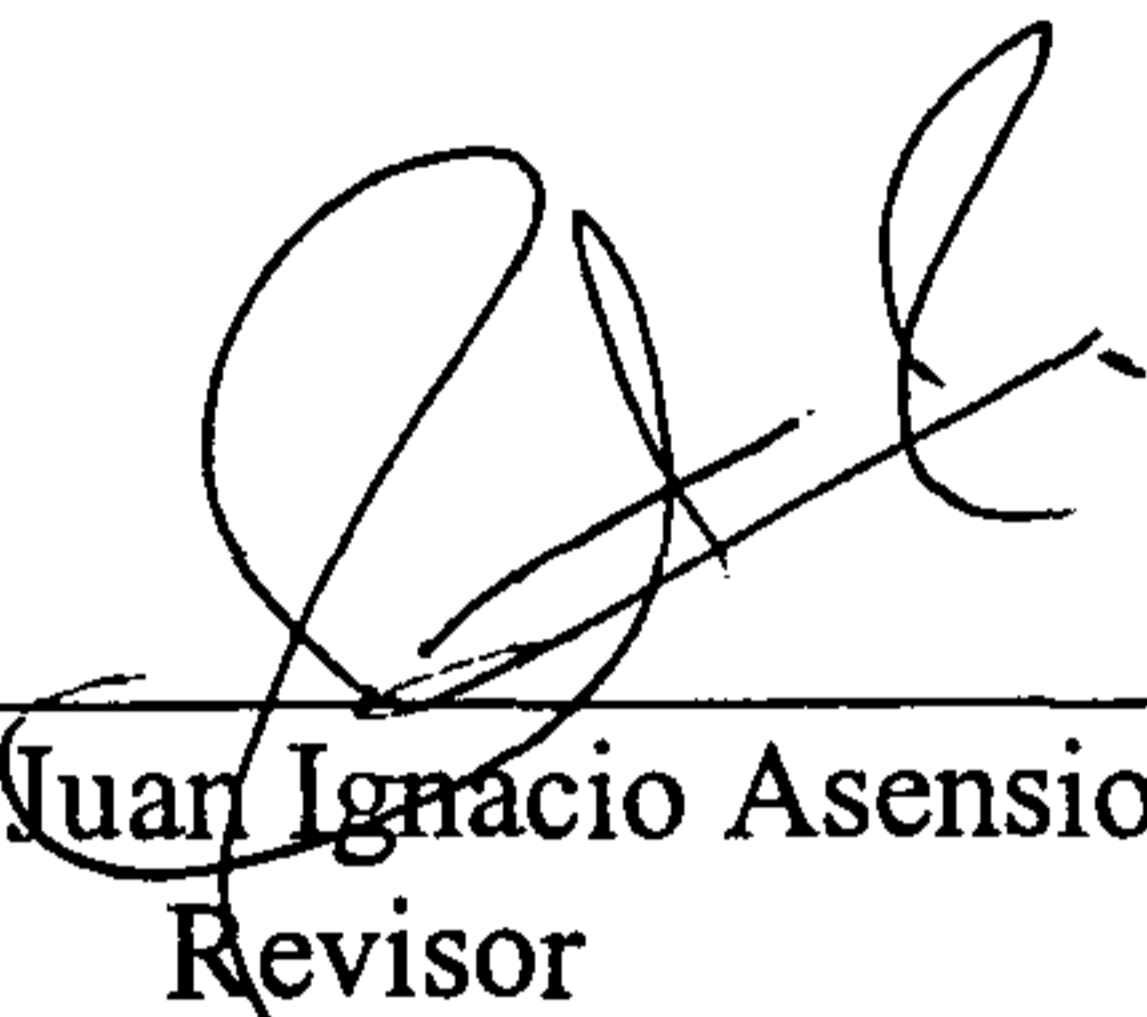
Br. Laura Beatriz Echeverría Echeverría  
Sustentante



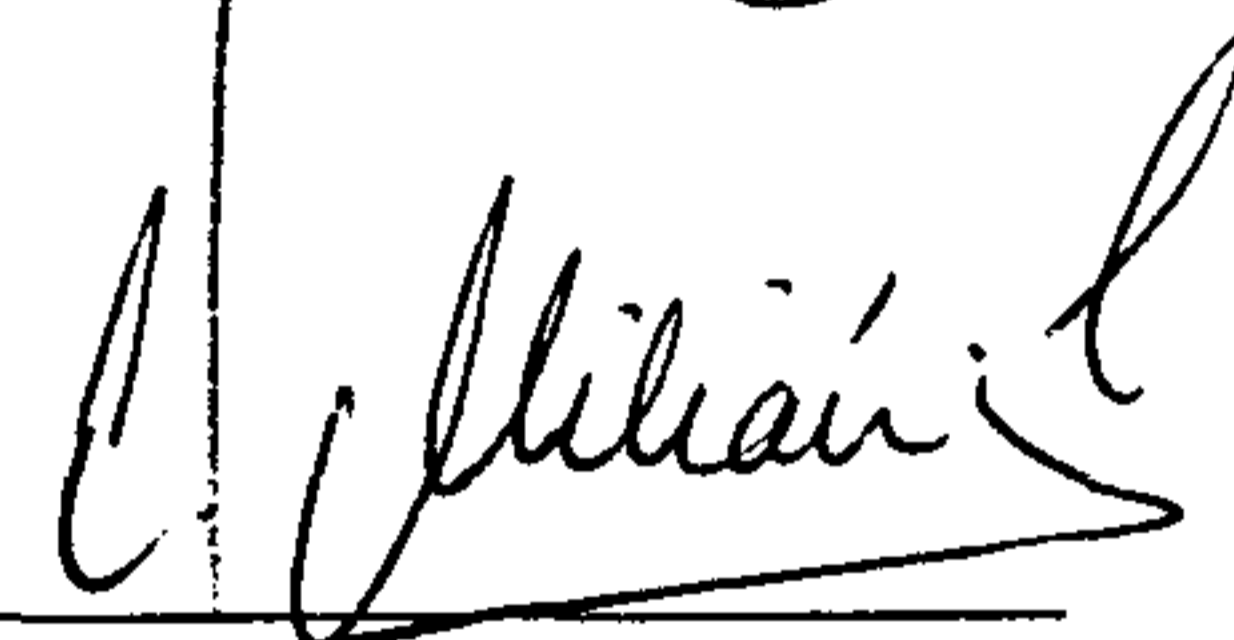
Dr. Herman Horacio Mendía Alarcón  
Asesor



Dr. Erick Rony Hernández  
Asesor



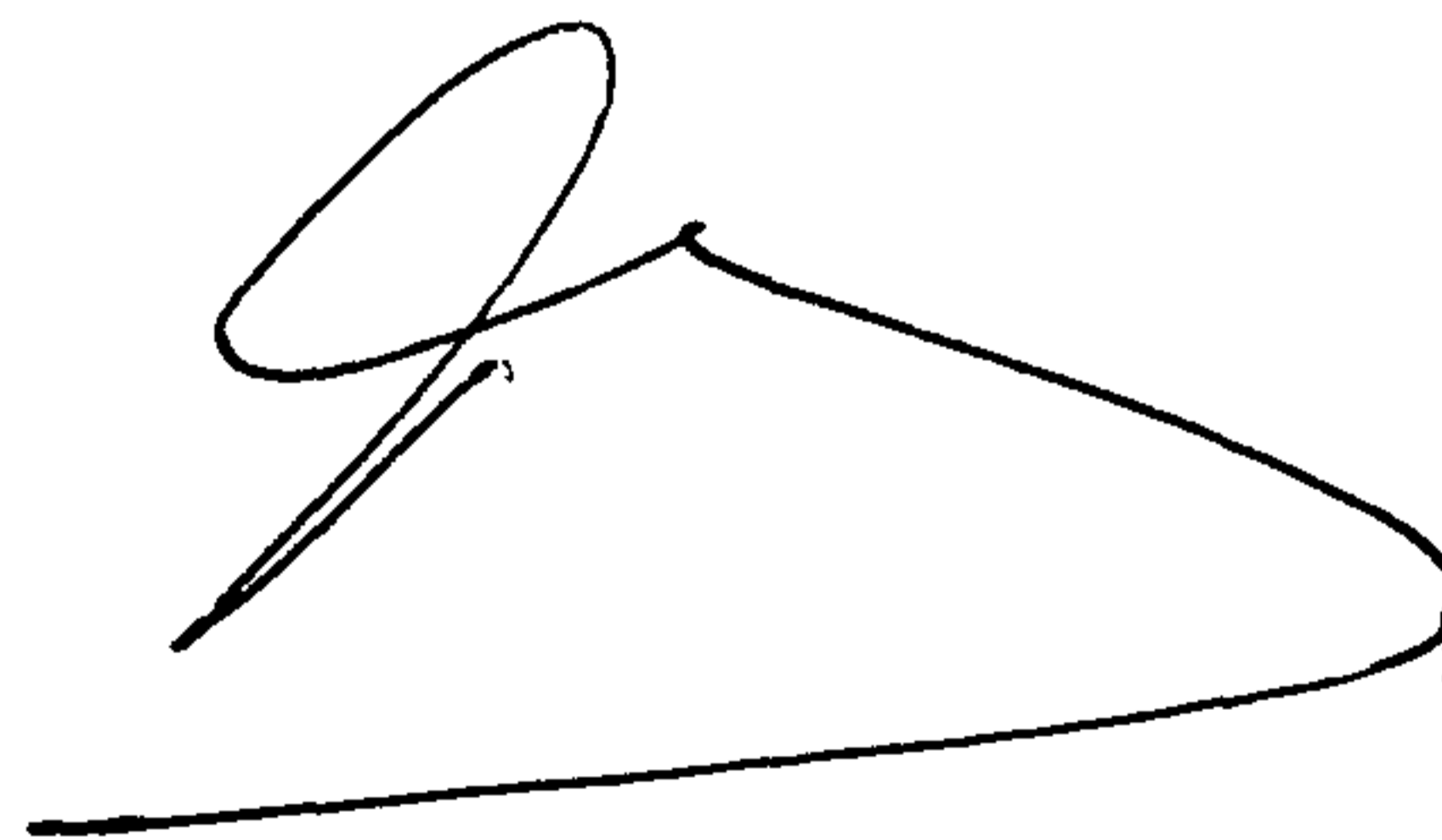
Dr. Juan Ignacio Asensio  
Revisor  
Comisión de Tesis



Dr. Edwin Milián Rojas  
Revisor  
Comisión de Tesis

Vo.Bo.

IMPRIMASE



Dr. Otto Raúl Torres Bolaños  
SECRETARIO

