



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**DESPROTEINIZACIÓN VS DESMINERALIZACIÓN DE ESMALTE
Y DENTINA EN LA TÉCNICA ADHESIVA.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

GLORIA NAYELI DE LA TORRE VILCHIS

TUTORA: C.D. ALBA LORENA CAÑETAS YERBES

MÉXICO, D.F.

2012



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Son muchas las personas especiales a las que me gustaría agradecer su amistad, apoyo, ánimo y compañía en las diferentes etapas de mi vida. Algunas están aquí conmigo y otras en mis recuerdos y en el corazón. Sin importar en dónde están, quiero darles las gracias por formar parte de mi vida, por todo lo que me han brindado y por todas sus bendiciones.

Gracias:

A dios

Por haberme permitido llegar hasta este punto y haberme dado salud para lograr mis objetivos.

A mi mamá

Por ser la mejor mamá del mundo, en verdad no exagero al decirlo, no sé cómo agradecerte todo lo que haces por mí, por sacarme adelante dándome ejemplos dignos de superación y entrega. Si alguien te admira por la persona que eres, soy yo, por tu entrega y dedicación a tu familia, a tu trabajo y a todo lo que haces, mami simplemente te amo!!!

A mi papá

No pude haber sido más afortunada por tenerte como papá, gracias por tu amor, tu apoyo, por tus consejos en los momentos más difíciles, por tus llamadas de atención, ahora entiendo el por qué de los regaños y gracias a eso estoy concluyendo una etapa más de mi vida, espero no defraudarte y contar siempre con tu valioso apoyo. Te amo papi

A mis hermanos

A Lalo, que me ha enseñado lo que es ser perseverante y disciplinado con las cosas que uno quiere, admiro todo lo que has hecho, y sé que la vida te compensara con grandes cosas, sigue con tus sueños y jamás te rindas.

A mi Mau, por ser la personita que eres, y que a tu corta edad me enseñas a ver la vida diferente con esa alegría, amor y nobleza que te caracteriza, en verdad gracias por siempre demostrarme tú cariño.



A mi familia

A mis abuelitos por todo el cariño y apoyo que me han brindado siempre, no tengo como agradecerles todo lo que han hacen por mí.

A mis tías, Maru, Leticia, Malena, Delia, Bety, Clau, que las considero como mis hermanas y mis amigas, por que siempre han estado conmigo!!! Y desde que tengo memoria, solo tengo buenos recuerdos y anécdotas con ustedes. En especial a mi tía Clau que físicamente ya no está con nosotros, pero siempre está en mi corazón y en mi mente, sé que te daría mucho gusto saber que termino una etapa más de mi vida, y sé que siempre estás conmigo, y algún día volveremos a estar juntas.

A mis padrinos Maru y Alberto que siempre están preocupados por mi bienestar ,por ser las personas que son, siempre preocupándose por la familia, mil gracias por todo lo que me han brindado, los quiero mucho, tienen mi admiración y respeto.

A mis primos Gracias por todos los momentos increíbles que pasamos juntos, por nuestra infancia llena de alegría, los quiero muchísimo.

A Familia de la Torre por todo su cariño y alegría que siempre los caracteriza, en especial a mi tío Armando que para mí es un amigo, gracias por siempre escucharme, por tus consejos, por tus pláticas que son tan gratas y sobre todo por todo el cariño que me tienes.

A mis amigos

Ari y Dyan por ser mis cómplices en todas mis locuras, por las pláticas intensas, por los consejos, por todas las risas y buenos momentos, porque siempre estamos juntas en las buenas y en las malas, gracias por su amistad incondicional simplemente las amo y sé que seguiremos juntas siempre.

Nancy, carlita, Ale Calvillo, Tanuchis, fue increíble conocerlas y compartir con ustedes 5 años de licenciatura, tengo tantos recuerdos y buenos momentos con ustedes que jamás olvidare todo lo que pasamos juntas, las amo!!! Gracias por su amistad, ustedes saben lo especial que son en mi vida.

A Milos y Raúl Querubín por ser mis mejores amigos, sé que siempre están conmigo y que cuento con ustedes incondicionalmente no importa la distancia, simplemente los amo.

A mi Robbie Roberta, por estar siempre conmigo, cuidarme y preocuparse en todo momento, tu amistad es lo más valioso, eres simplemente increíble y siempre estarás en mi corazón. Te adoro cosa.



*A **Marlene**, por apoyarme y ser mi cómplice, por escuchar mis tonterías, nos falta un camino largo por recorrer y sé que estaremos juntas siempre, te quiero mucho primis!!!*

*A **Karen Cornejo**, primita te adoro y a pesar de la distancia sabes lo importante que eres en mi vida, gracias por todos los buenos momentos que pasamos juntas.*

*Al **Dr. Luis Pablo Cruz Hervert**, mejor conocido como Pablito, gracias por compartir tus conocimientos, y por brindarme apoyo cuando lo necesite, por siempre escucharme y por tu amistad, sabes que se te estima.*

*A los regazones **Ernesto Urbina, Roberto Valdez, Leo, Isaac, Lucerito** gracias por 1 año de servicio juntos, fue un verdadero gusto toparme con personas como ustedes, solo me quedo con buenos momentos y muchas risas, los quiero.*

*Al **seminario de Prótesis**, **Mariel, Pau, Isis, Oscar, Jessi, Quique, Nancy, Alan, Andrea, Javi, Humberto, Ari y Yolo**, fue increíble conocer personas como ustedes, siempre estarán en mi corazón, jamás olvidare todo lo que pasamos juntos. En especial a **Pau y Mariel**, brujas las quiero muchísimo!!! Pasamos meses de estrés y de presión pero estar juntas lo hacía más fácil y divertido, gracias por escucharme y aguantarme cuando tenía malos ratos.*

*Al **Dr. Luis Celis y la Dra. Lorena Cañetas** por invertir su tiempo y conocimientos y ayudarme a completar mi proyecto de tesina.*

*A la **Dra. María Luisa Cervantes** por brindarnos su tiempo y apoyo en esta última etapa de la carrera.*

Naye.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	8
OBJETIVOS	10
Objetivo general.....	10
Objetivos específicos	10
CAPÍTULO I CARACTERÍSTICAS DE LOS TEJIDOS DENTINARIOS	11
1.1 Esmalte.....	11
1.1.2 Composición química.....	12
1.1.2.1 Matriz orgánica	12
1.1.2.2 Matriz inorgánica.....	12
1.1.3 Propiedades físicas	13
1.1.4 Estructura histológica del esmalte	14
1.2 Dentina	17
1.2.1 Composición química.....	17
1.2.1.1 Matriz orgánica	17
1.2.1.2 Matriz inorgánica.....	18
1.2.2 Propiedades físicas	18
1.2.3 Estructura histológica de la dentina.....	20
1.2.3.1 Morfología de los túbulos dentinarios	21
1.2.3.2 Pared de los túbulos dentinarios	22
1.2.3.3 Dentina intertubular.....	23
1.2.3.4 Dentina Peritubular	24
1.2.4 Clasificación y tipos de dentina.....	25
CAPÍTULO II PRINCIPIOS FUNDAMENTALES DE ADHESIÓN.....	29
2.1 Adhesión en odontología	29
2.2 Concepto de adhesión	30
2.2.1 Enlaces o uniones químicas	31
2.3 Medios y formas de adhesión	31
2.3.1 Adhesión física.....	31



2.3.2 Adhesión química o específica.....	32
2.4 Fenómenos físicos que influyen en la adhesión	32
2.4.1 Energía superficial.....	32
2.4.2 Tensión superficial	33
2.4.3 Humectación	34
2.4.4 Capilaridad	35
2.4.5 Permeabilidad	36
2.5 Evolución de los adhesivos.....	36
CAPÍTULO III ADHESIÓN A ESMALTE Y DENTINA	41
3.1 Adhesión al esmalte	41
3.2 Mecanismos de adhesión a esmalte.....	41
3.3 Limpieza de la superficie del sustrato adamantino.....	42
3.4 Tiempo de acondicionamiento adamantino	43
3.4.1 Patrones de acondicionamiento adamantino.....	43
3.5 Aspectos visuales del acondicionamiento del esmalte	47
3.6 Tratamiento adhesivo del sustrato adamantino	50
3.6.1 Ácidos fuertes o débiles en alta concentración.....	50
3.6.2 Ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos	52
3.6.3 Oxidantes- desproteinizantes	54
3.6.4 Combinaciones	55
3.7 Humectación, imprimación y compatibilidad.....	56
3.8 Adhesión a la dentina.....	58
3.8.1 Antecedentes de la adhesión en dentina.....	58
3.9 Mecanismos de adhesión a dentina.....	61
3.9.1 Tratamiento del sustrato adhesivo.....	63
3.9.1.1 Superficie activa, de alta energía superficial y humectable	63
3.10 Implicación del Smear Layer en la adhesión dentinaria	64
3.10.1 Constitución de Smear Layer	66
3.10.2 Tratamiento de la dentina con smear layer	68
3.10.2.1 Eliminada totalmente por interdifusión o por capa de hibridización.....	68



3.10.2.2 Eliminada y desproteínizada por contacto o por capa de hibridación reversa.	70
3.10.2.3 Modificada por capa de reacción- integración.....	71
3.10.2.4 Desproteínizada por capa intermedia por desproteínización	73
CAPÍTULO IV EVIDENCIA CIENTÍFICA SOBRE DESMINERALIZACIÓN Y DESPROTEINIZACIÓN EN ESMALTE Y DENTINA	75
CONCLUSIONES.....	85
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	87



INTRODUCCIÓN

La adhesión a la estructura dental es uno de los temas más estudiados en odontología, y gracias al desarrollo de los adhesivos, hoy podemos ampliar nuestras posibilidades de tratamiento, realizando restauraciones adhesivas directas o indirectas y mejorando la protección dentino pulpar.

Aunque la adhesión al esmalte con la utilización del proceso de acondicionamiento ácido propuesto por Buonocore se ha considerado como un procedimiento seguro y eficaz, la unión a la dentina todavía es un desafío.

La estructura peculiar de la dentina, hace que la adhesión sea extremadamente más compleja que la retención micromecánica obtenida en el esmalte. Por lo tanto, es de suma importancia tener un completo conocimiento de las características químicas y estructurales del sustrato con el cual va a interactuar, así como la composición del adhesivo que se va utilizar, para que el profesional sea capaz de obtener un mejor aprovechamiento de los materiales adhesivos actualmente disponibles.

Es así como día a día, se pretende que mediante la aplicación de nuevos procedimientos logremos adhesión a esmalte y dentina, por ello son muchos los estudios e investigaciones que recientemente se han realizado en el campo de la odontología adhesiva; figurando conceptos como la desproteínización y el papel que el hipoclorito de sodio desempeña en esta.

Es poca la información que se tiene acerca de este tema y pocos los trabajos de laboratorio que están sustentados para saber qué tan eficaz y conveniente es la desproteínización, sin embargo esta menciona que mediante la eliminación del contenido proteico de la dentina y la capa superficial de la biopelícula podremos lograr un medio adherente lo suficientemente adecuado para evitar fracasos y fallas en la técnica de la adhesión



Por ello considero que es de suma importancia realizar un enfoque y estudio bibliográfico que nos permita desarrollar nuestros conocimientos acerca de la importancia que tiene la realización de este procedimiento dentro del proceso de grabado total y el mecanismo de adhesión a los distintos tejidos dentarios.



OBJETIVOS

Objetivo general

- Comparar la técnica de desproteinización con desmineralización en esmalte y dentina en la técnica adhesiva.

Objetivos específicos

- Indicar las características que presenta el esmalte y la dentina mediante las distintas técnicas de acondicionamiento.
- Describir los efectos de la desmineralización en esmalte y dentina en la fuerza de adhesión.



CAPÍTULO I. CARACTERÍSTICAS DE LOS TEJIDOS DENTINARIOS

1.1 Esmalte

El esmalte, llamado tejido adamantino o sustancia adamantina protege al tejido conectivo del complejo tisular subyacente formado por el isosistema dentino-pulpar. Es el tejido más duro del organismo, posee 96 % de matriz inorgánica microcristalina, un 3 % de agua y un 0.36 a 1 % de matriz orgánica. Los cristales de hidroxiapatita constituidos por fosfato de calcio, representa el componente inorgánico más importante del esmalte.

Embriológicamente deriva del órgano del esmalte, de naturaleza ectodérmica. La matriz orgánica es de naturaleza proteica con un agregado de polisacáridos, sin la presencia de colágeno. Los ameloblastos, células secretoras de esmalte sufren apoptosis, por ello no se considera un tejido, sino una sustancia extracelular muy mineralizada. El esmalte es acelular, avascular y sin inervación, por lo tanto no posee poder regenerativo.

El espesor de esmalte varía de acuerdo a la zona, su espesor máximo (2 a 3 mm) se encuentra en cúspides de molares y premolares y en el borde libre de canino e incisivos ¹. Fig. 1 ².



Fig. 1 Secciones de dientes que representan el diferente grosor del esmalte de acuerdo con la forma del diente y la ubicación en la corona.



1.1.2 Composición química

El esmalte está constituido, químicamente por una matriz orgánica (1%), una matriz inorgánica (96%) y agua (3%).

1.1.2.1 Matriz orgánica

El componente orgánico más importante es de naturaleza protéica (no colágena) y constituye un sistema complejo de multiagregados polipéptidos que, no han sido, todavía, caracterizados de forma definitiva. Las principales proteínas presentes son:

- **Amelogeninas:** Moléculas hidrofóbicas fosforiladas y glicosiladas de 25 KDa, son las más abundantes (90 % al comenzar la amelogénesis).
- **Enamelinas:** Moléculas hidrofílicas, glicosiladas, ricas en serina, ácido aspártico y glicina, representan el 2 a 3 % de la matriz orgánica del esmalte.
- **Ameloblastinas, Amelinas y Proteínas de la Vaina (sheathlin):** representan el 5 % del componente orgánico, se localizan en la superficie del proceso ameloblástico de Tomes y en la periferia de los cristales y de las varillas
- **Tuftelina (proteína de los flecos):** representa el 1 al 2 % del componente orgánico y se localiza en la zona de unión amelodentinaria al comienzo del proceso de formación del esmalte¹.

1.1.2.2 Matriz inorgánica

Está constituida por sales minerales cálcicas como carbonatos y sulfatos, y oligoelementos como potasio, magnesio, hierro manganeso, cobre y flúor que se depositan en la matriz del esmalte haciendo un proceso de cristalización que transforma la masa mineral en cristales de hidroxiapatita.



Los iones flúor pueden sustituir a los grupos hidroxilos en el cristal de hidroxiapatita y convertirlo en un cristal de fluorhidroxiapatita que lo hace más resistente a la acción de los ácidos. Las concentraciones más altas de flúor están las 50µm más superficiales del esmalte.

Los cristales de sales minerales alcanzan una longitud de 100-1.000 µm, una anchura de 30-70 µm y una altura de 10-40µm, la morfología de los cristales son hexágonos elongados cuando se seccionan perpendicularmente al eje longitudinal del cristal y rectangular cuando se seccionan paralelamente a los ejes longitudinales.

El porcentaje de agua es muy escaso y disminuye progresivamente con la edad, se localiza en la periferia del cristal y constituye la capa de hidratación o capa de agua adsorbida^{1,3,4}.

1.1.3 Propiedades físicas

Las propiedades físicas del esmalte son las siguientes:

Dureza: El esmalte tiene una dureza 5 en la escala de Mohs y una media de 3.1 a 4.7 GPa.

Elasticidad: Es muy escasa, por ello es un tejido frágil, con tendencia a la macro y microfractura. Los valores medios del módulo elástico de Young son 87.5 a 72.7 GPa. Cuando las fuerzas masticatorias sobrepasan los límites de adaptabilidad por el estrés oclusal, se originan abfracciones.

Color y Transparencia: Es translúcido, de color blanco amarillento a blanco grisáceo, dependiendo de la dentina y del grosor del mismo esmalte. Entre más mineralizado es el esmalte mayor es su translucidez.

Permeabilidad: Es escasa, por vías submicroscópicas, que transporta agua y iones, como el flúor, que lo hace más resistente al ataque ácido de la caries y presentar el fenómeno de la remineralización.

Radiopacidad: Es la más alta de todo el organismo humano, por su alto grado de mineralización¹.

1.1.4 Estructura histológica del esmalte

En el esmalte mineralizado la estructura tiene forma de una herradura, con una cabeza ensanchada en forma de cúpula esférica orientada hacia la unión amelodentinaria, un cuello estrecho y un extremo caudal con terminación irregular, cuando son observadas en un corte transversal a la corona del diente, estos cortes nos conducen a dominar a la unidad estructural del esmalte como varilla o bastón adamantino. Fig. 2¹.

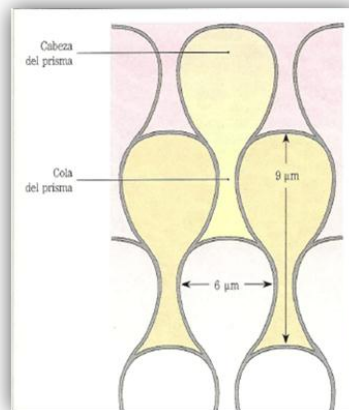


Fig. 2 Esquema de prismas en un corte transversal.

Las varillas son estructuras longitudinales de $6\mu\text{m}$ de espesor, que se dirigen desde la conexión amelodentinaria hasta la superficie del esmalte y el diámetro varía entre 4 y $10\mu\text{m}$; es menor en su punto de origen y aumenta gradualmente a medida que se acerca a la superficie libre. El número de prismas o varillas varía en relación con el tamaño de la corona, aproximadamente entre 5 y 123 millones.



Estas estructuras se observan en forma tridimensional:

- a) En un corte transversal se puede examinar la estructura varillar en forma de arcada o cúpula.
- b) En un corte longitudinal buco-lingual se visualizan estructuras lineales en forma de líneas gruesas que corresponden a la cabeza y líneas finas que coinciden con el extremo caudal de la varilla adamantina contigua.
- c) En un corte longitudinal mesio-distal se observan estructuras lineales en forma de líneas anchas que corresponden al corte longitudinal del cuerpo de la varilla y delgadas que indican la unión de la cabeza con la porción caudal de la varilla adyacente. Fig. 3¹.

a)



b)

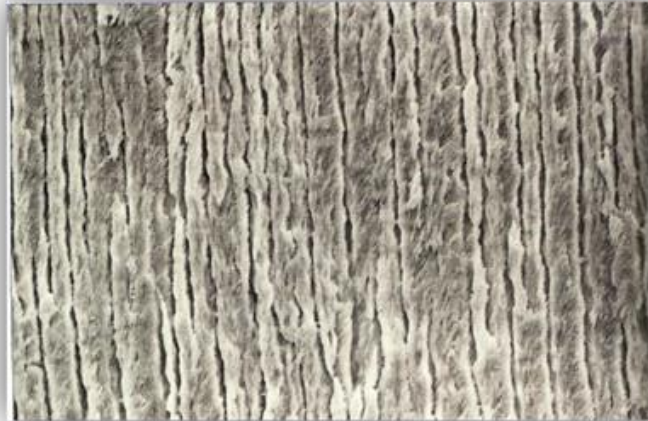


Fig. 3 a) Prismas dispuestos paralelamente en un corte longitudinal de esmalte observados con el MEB, x 800, b) Prismas dispuestos longitudinalmente y secciones transversales de prismas observados con el MEB, x 300.

Las varillas adamantinas siguen una dirección perpendicular a la superficie externa del diente, y en la zona cervical pueden adoptar una dirección casi horizontal.

Las varillas adamantinas forman ángulos agudos hacia la profundidad de los surcos y fosas de las caras oclusales de molares y premolares o ángulos obtusos hacia oclusal y agudos hacia apical.

Esta estructura aportará un sustrato adamantino adhesivo diferente según la sección o dirección de las paredes cavitarias y la necesidad o no efectuar decorticado de unión para lograr mecanismos de adhesión integrados^{1,3}.



1.2 Dentina

Para que nosotros podamos manejar bien lo que es la adhesión debemos conocer a lo que nos estamos enfrentando. La dentina constituye la mayor parte de la estructura dental y sus propiedades son determinantes en casi todos los procedimientos de odontología restauradora⁴.

La dentina es un tejido conectivo mineralizado de origen ectomesenquimático, encargado de proveer la función de protección a la pulpa dentaria y de otorgar soporte elástico y resiliente a esmalte y cemento.

En la estructura de la dentina podemos distinguir dos componentes básicos: la matriz mineralizada y los conductos o túbulos dentinarios que la atraviesan en todo su espesor y que alojan a los procesos odontoblásticos, estos procesos son largas prolongaciones citoplasmáticas de las células especializadas llamadas odontoblastos que se ubican en la región más periférica de la pulpa. Estas células producen la matriz colágena de la dentina y participan en el proceso de mineralización, por tanto son responsables de la formación y del mantenimiento de la dentina.

1.2.1 Composición química

La dentina es un tejido conectivo mineralizado compuesto por: cristales inorgánicos de hidroxiapatita en un 70%, matriz orgánica en un 18 % y agua en un 12%. Del 18% del contenido orgánico, el 90% es colágeno, que es el principal elemento para lograr adhesión química y micromecánica.

1.2.1.1 Matriz orgánica

La matriz orgánica está constituida por varios componentes como los son: el colágeno, proteínas no colágenas y fosfolípidos.

El colágeno que se sintetiza en el odontoblasto, representa el 90% de la matriz; el colágeno tipo I representa el 98%, el tipo III y V el 1-2%, tipo IV y VI se han descrito en muy pequeñas proporciones, el tipo III está presente en la



denominada dentina peritubular, el tipo IV esta presenta en las etapas iniciales de la dentinogénesis, y los tipo V y VI están descritas en distintas regiones de la predentina.

También existen proteínas no colágenas que representan el 10% del total, en ellas se destacan las proteínas fosforiladas.

1.2.1.2 Matriz inorgánica

Está compuesta por cristales de hidroxiapatita, las dimensiones de los cristales son 36 μ m de la longitud, 25 μ m de anchura y 10 μ m de altura, se orientan de forma paralela a las fibras de colágeno de la matriz dentinaria, disponiéndose entre las fibras (70-75%) y también dentro de las mismas (25-30%), ya que ocupan los espacios entre las moléculas de colágeno que la forman.

En la fracción mineral, además de los cristales de hidroxiapatita hay cierta cantidad de fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos, como flúor, cobre, zinc, hierro y magnesio, calcio que está ligado a componentes de la matriz orgánica que actúan como reservorio para la formación de cristales de hidroxiapatita^{1,3,4}.

1.2.2 Propiedades físicas

La dentina presenta un color blanco amarillento, pero puede variar de un individuo a otro, y como el esmalte es translúcido, por su alto grado de mineralización, el color del diente lo aporta generalmente, la dentina.

El color de la dentina puede depender del grado de mineralización, la vitalidad pulpar, la edad, ya que se vuelve más amarillenta a ello se le contribuye la esclerosis fisiológica de los túbulos o la esclerosis reactiva por depósito de los calcosferitos intratubulares en las personas de edad avanzada (fig.4)¹; los pigmentos que pueden tener un origen endógeno como la degradación de hemoglobina en caso de hemorragias pulpares por traumatismos, y pigmentos



exógenos que pueden provenir de obturaciones metálicas; la translucidez de la dentina es menor que en el esmalte , debido a su menor grado de mineralización.

La dureza que está determinada por su grado de mineralización, la microdureza en dientes permanentes oscila entre 0.57 y 1.13 GPa; tiene baja radiopacidad y tiene una birrefringencia positiva determinada por las fibras colágenas.

La elasticidad tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios, varía en función del porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene y oscila entre 18-25 Gpa.

Tiene mayor permeabilidad debido a la presencia de los túbulos dentinarios, que permiten el paso a distintos elementos o solutos, que la atraviesan con facilidad, hay dos mecanismos de transporte a través de los túbulos: por difusión o por presión de los fluidos intersticiales de la pulpa, en este influye el diámetro y la longitud del túbulo, la permeabilidad intratubular aún no se ha determinado con exactitud por la presencia de múltiples ramificaciones laterales. El movimiento del fluido a través de los túbulos es tanto centrífugo desde la pulpa como centrípeto desde la CAD, dicho movimiento es el responsable del estímulo hidrodinámico en el que se sustenta la teoría de Brämstrom para explicar el dolor dental.



La permeabilidad dentinaria es una de las propiedades de mayor importancia en la práctica clínica por el sistema de adhesión de los biomateriales^{1,5}.

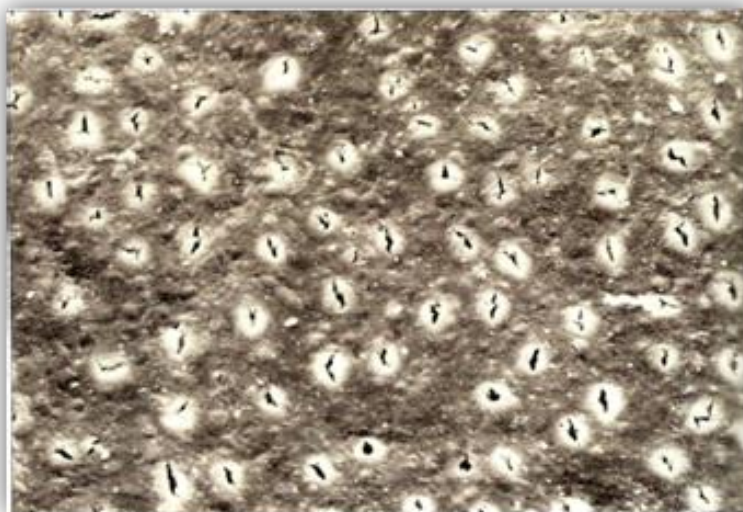


Fig. 4 Esclerosis fisiológica de los túbulos dentinarios. Dentina senil.

1.2.3 Estructura histológica de la dentina

La dentina está constituida por túbulos o conductos que se extienden desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa y por una matriz intertubular.

Los túbulos dentinarios son estructuras cilíndricas delgadas que se extienden por todo el espesor de la dentina desde la pulpa hasta la unión amelodentinaria o cementodentinaria. Su longitud promedio oscila entre 1.5 y 2 mm, el conjunto de todos ellos constituyen un sustrato estructural del carácter microtubular. La pared del túbulo está formada por dentina peritubular o tubular y está constituida por una matriz mineralizada.

Los túbulos alojan en su interior la prolongación odontoblástica principal o proceso odontoblástico, entre el proceso odontoblástico y la pared del túbulo hay un espacio denominado espacio periprocesal, que está ocupado por el fluido dentinal que es un filtrado del plasma sanguíneo que contiene la pulpa

dentaria y comprende proteínas como albúminas y de globulinas, este fluido es el responsable de la vitalidad de la dentina , y provoca que se conserve húmeda, desempeñando un papel fundamental en los mecanismos de adhesión (fig. 5)¹.

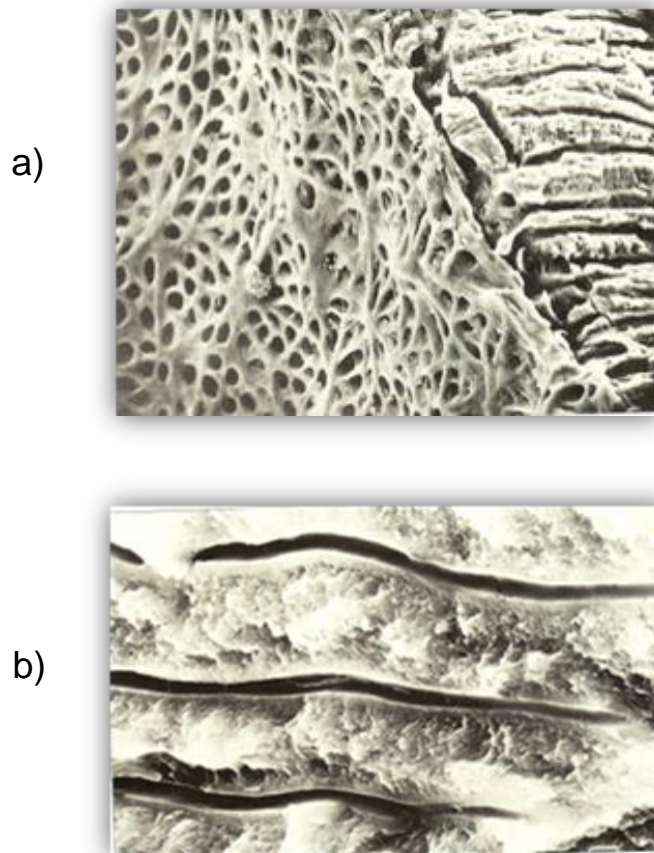


Fig.5 a) Origen de los túbulo dentinario desde la cavidad pulpar y sección longitudinal de los mismos. MEB, x1.300; b) Túbulo dentinario cortados longitudinalmente. Se observa dentina peritubular e intertubular. MEB, x 2.500.

1.2.3.1 Morfología de los túbulo dentinario

Los conductos o túbulo de la dentina coronaria siguen un trayecto doblemente curvo, en forma de S itálica; la curvatura más externa es de convexidad coronaria y la más interna, de convexidad apical.

El diámetro de los túbulos, varía siendo más anchos en la proximidad de la pulpa aproximadamente de $5\mu\text{m}$ de diámetro y más estrechos en la zona periférica con un diámetro promedio de $1.7\mu\text{m}$, estas variaciones morfológicas en la luz influyen en los cambios de presión en el interior de los túbulos. Existen también megatúbulos en la dentina coronaria en la zona de los cuernos pulpares que incrementan la permeabilidad con un diámetro de 5 a $50\mu\text{m}$. Fig. 6 ¹.

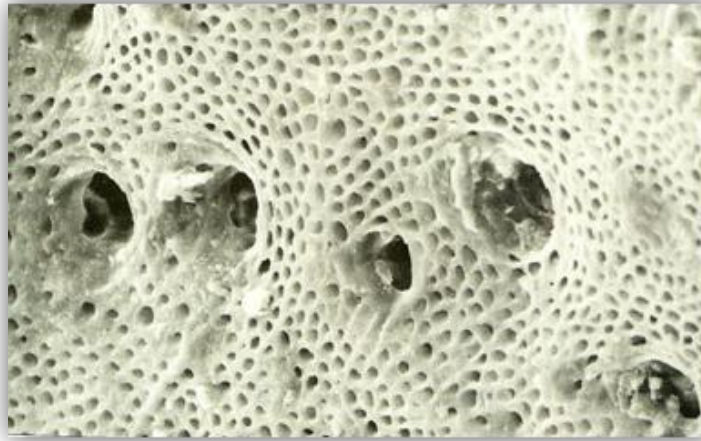


Fig.6 Túbulos dentinarios gigantes. MEB, x 750.

Los túbulos dentinarios presentan ramificaciones colaterales o túbulos secundarios con un diámetro de $1\mu\text{m}$, que parten en general en un ángulo recto y se conectan con los túbulos vecinos³.

1.2.3.2 Pared de los túbulos dentinarios

Los túbulos están rodeados por un anillo o pared denominado dentina peritubular está se produce cuando se termina de completar la mineralización de la dentina intertubular. Se deposita de forma centrípeta en relación con el túbulo dentinario, de manera lenta y gradual, y con la edad puede llegar a obliterar parcial o totalmente los túbulos dentinarios.



El espesor de la dentina peritubular es de $400\mu\text{m}$ en la proximidad de la pulpa, y $750\mu\text{m}$ en la CAD. El área de la dentina intertubular también varía según la profundidad de la dentina que es, aproximadamente un 12% en predentina, y de un 96% a nivel de la CAD. Estas características histológicas determinan el índice de permeabilidad dentinaria, que es mayor cerca de la cámara pulpar y de los cuernos pulpares.

Las diferencias regionales en la permeabilidad dentinaria de los túbulos puede deberse también a irregularidades en la luz de los túbulos, producidos por depósitos minerales o de colágeno intratubular ^{3,4}. Fig. 7 ¹.

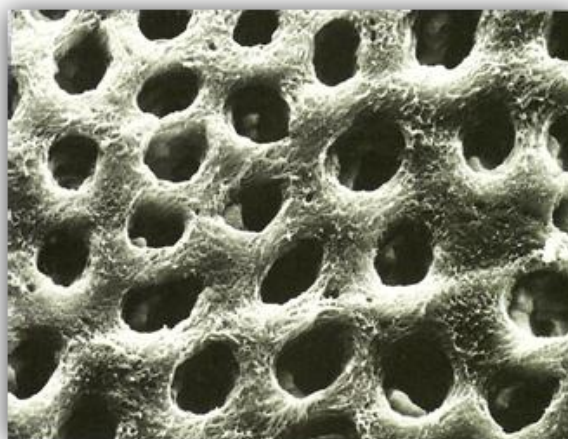


Fig.7 Túbulos dentinarios cortados transversalmente. Se observa dentina peritubular e intertubular. MEB, x 3.000.

1.2.3.3 Dentina intertubular

La matriz intertubular se distribuye entre la paredes de los túbulos dentinarios y está formada por fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, osteonectina, osteopontina, osteocalcina, factores de crecimiento, fibronectina, fosfoproteínas, fosfopurinas, heparina y condrotin sulfato, en la cual se depositan los cristales de hidroxiapatita. Fig. 8 ⁶.

La dureza de la dentina intertubular varía significativamente entre la zona próxima a la CAD es de 0.51 ± 0.02 GPa y a la zona próxima a la pulpa es de 0.15 ± 0.03 GPa. En la matriz intertubular pueden detectarse todos los componentes que constituyen la materia orgánica de la dentina.

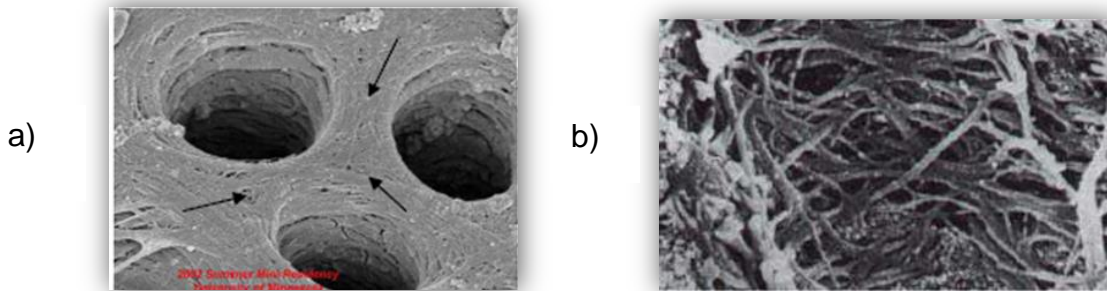


Fig.8 a) Dentina intertubular, indicada por las flechas, MEB; b) Dentina intertubular con menor grado de mineralización y la presencia de una malla de fibras de colágeno, MEB.

1.2.3.4 Dentina Peritubular

Se encuentra rodeando los túbulos dentinarios, con abundante cantidad de cristales de hidroxiapatita y carencia de fibras colágenas.

Esta estructura va a sufrir variaciones con la edad, porque aumenta en espesor, disminuyendo el diámetro de los túbulos dentinarios.

Esta dentina es denominada *dentina esclerótica fisiológica*, para diferenciarla de *la dentina esclerótica reactiva o reaccional* que se produce en respuesta a estímulos externos de baja intensidad⁴. Fig. 9¹.

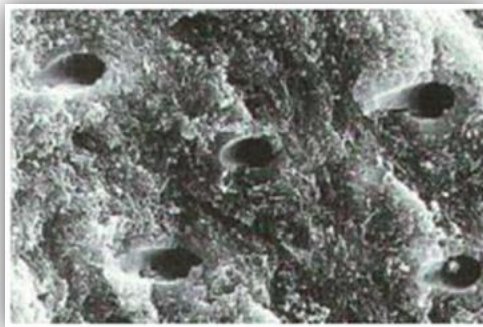


Fig.9 Dentina peritubular de alto contenido mineral, rodeando los túbulos dentinarios, MEB.



1.2.4 Clasificación y tipos de dentina

Las podemos diferenciar de acuerdo a su estructura, desarrollo, localización y las modificaciones que va a tener al paso de los años en respuesta a diferentes estímulos.

Dentina superficial

Es dentina primaria que se forma antes y durante la erupción activa, caracterizándose por presentar los túbulos sin proceso odontoblástico, en una cantidad de 18.000 túbulos/mm², con un diámetro de 0.9 micras, lo que hace de esta dentina el sustrato adhesivo más eficiente, ya que la dentina intertubular presenta la máxima cantidad de fibras colágenas y dehidroxiapatita, con mínima proporción de agua.

Dentina media

También es dentina primaria, con la característica de presentar más túbulos dentinarios con o sin prolongaciones de los odontoblastos, con una cantidad de 25.000 túbulos/mm², y un diámetro de 1.5 a 1.8µm, por esto este es un sustrato adhesivo efectivo, la dentina intertubular tiene fibras colágenas, hidroxiapatita y agua, en una cantidad media que está entre la dentina superficial y la profunda.

Dentina profunda

Puede ser dentina primaria o secundaria, dependiendo la edad, junto con la preentina protegen a la pulpa, a este nivel dentro los túbulos dentinarios están las prolongaciones de los odontoblastos, con un diámetro de 3.2 a 4.6 micras y una cantidad de 66.000 a 90.000 túbulos/mm². Este es el sustrato más deficiente por del diámetro y cantidad de túbulos, disminuyendo la superficie de la dentina intertubular, aumentando la cantidad de agua y disminuyendo el colágeno y la hidroxiapatita. Fig.10⁶.

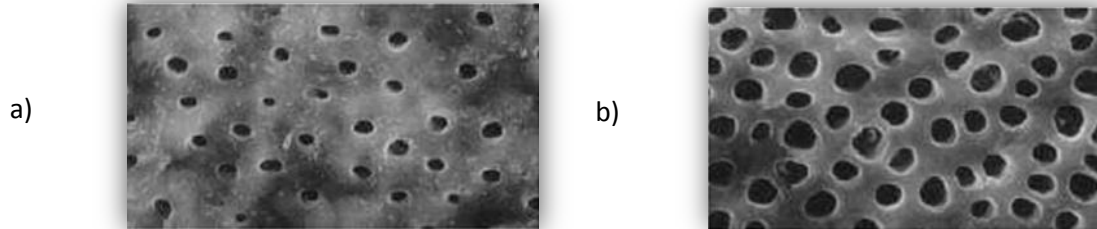


Fig.10 a) Dentina superficial.

b) Dentina profunda.

Dentina esclerótica

Es dentina hipermineralizada, formada como respuesta a alguna agresión externa leve, como caries de avance lento, abrasiones, atriciones. Cuando la dentina es expuesta, proteínas del plasma y metabolitos son transportados por el fluido dentinario hacia la zona de dentina intertubular hipermineralizada del túbulo dentinario, aumentando su espesor y reduciendo su luz a través de cristales de alto contenido cálcico. Esta dentina hipermineralizada es adecuada para la adhesión.

Dentina terciaria reaccional

Se forma en respuesta a agresiones externas moderadas, que no destruyen la barrera odontoblástica, como la caries de avance lento, abrasiones, etc., su formación es rápida y desordenada, deformando la cámara pulpar, este es un sustrato débil para la adhesión.

Dentina terciaria reparativa

Se forma por severas agresiones patológicas externas, como caries, fracturas, abfracciones, o calor generado por el instrumento rotatorio, que determinan la destrucción de la barrera odontoblástica.

Las células mesenquimáticas indiferenciadas son las encargadas de reemplazar a los odontoblastos perdidos, que no presentan fenómenos de mitosis celular, por células odontoblastoides que cicatrizan la herida a través de un puente dentinario que deforma la cámara pulpar. La neodentina



formada es de estructura irregular y con mínima cantidad de túbulos. Esta dentina desorganizada y anárquica es un sustrato adhesivo inseguro.

Dentina del diente tratado endodónticamente

Por la disminución de la humedad del tejido, las fibras colágenas tienen distintos grados de desnaturalización y microfracturas, formando un sustrato imperfecto para la adhesión. La adhesión resinosa sería posible si se utiliza una alta concentración de ácido, y espongan los túbulos dentinarios, para formar tags de resina, previa hidratación del tejido con soluciones acuosas.

Dentina cariada

Se divide en dos estratos bien definidos:

- Dentina cariada externa:
Contiene 100.000.000 bacterias/gramo de dentina, tejido infectado, altamente desmineralizado, producto de ácidos débiles y tiempo prolongado, causando desnaturalización y fracturas irreversibles de los componentes orgánicos, que necesariamente debe ser eliminado.
- Dentina cariada interna o desmineralizada:
Es dentina desmineralizada, con menor proporción de microorganismos viables ya que contiene 100.000 bacterias/gramo de dentina con predominio de microorganismos acidógenos, con componentes orgánicos normales o reversiblemente desnaturalizados que puede ser recuperada luego de una evaluación clínica criteriosa.

Dentina fracturada

Causada por un traumatismo, esta dentina expuesta va a variar de acuerdo a la profundidad y la dirección de la fractura, formada por dentina sana, con túbulos dentinarios abiertos.

En fracturas donde la dentina está expuesta superficialmente, el tejido estaría preparado para la adhesión previo acondicionamiento ácido.

En fracturas con dentina expuesta media o profunda, el área más próxima a la pulpa, debería ser protegida con cemento ionómero de vidrio y aplicar el



adhesivo encima y en el resto del sustrato dentario, previo acondicionamiento ácido.

Dentina abrasionada

Es causada por los componentes abrasivos de algunas pastas y dentífricos, más la técnica de cepillado vigorosa, caracterizado por su evolución lenta, con bordes de esmalte regulares. La dentina que va estar expuesta es sana, no contiene smear layer.

Dentina abfraccionada

Es originada por esfuerzos masticatorios que ocasionan una deformación adamantina, por intenso stress oclusal, por bruxismo o maloclusión, por esclerosis del tejido, se generan “cracks” en el esmalte y microfracturas en la dentina. Esta lesión se presenta con hipersensibilidad, sin smear layer o barro dentinario y con túbulos dentinarios abiertos.

Dentina erosionada

Es por el producto de ácidos orgánicos e inorgánicos, débiles o fuertes que empiezan en el esmalte y pasan a la dentina, normalmente causados por trastornos estomacales, jugos ácidos de frutas, gaseosas, etc, formando áreas de bordes irregulares⁷.



CAPÍTULO II. PRINCIPIOS FUNDAMENTALES DE ADHESIÓN

2.1 Adhesión en odontología

La adhesión es la innovación más importante de la odontología en toda su historia especialmente en las últimas décadas. Su aparición cambia toda una generación de materiales restaurativos cuya retención en el diente estaba dada básicamente por la preparación cavitaria (macro retención), por lo que se desgastaba mayor cantidad de tejido en función de darle más beneficio al material que se iba a utilizar. A esto, se le puede aumentar el hecho de una gran cantidad de restauraciones que fracasaban por la infiltración marginal al no existir una inter-relación entre diente material.

La adhesión adquirió un papel central importante en la práctica odontológica, mejorando la biocompatibilidad y convirtiéndola en menos invasiva y más conservadora.

En odontología restauradora pretende reconstituir las partes perdidas de las estructuras dentarias duras (esmalte, dentina y cemento), es fijarlas a ellas, cualquiera sea el método de fijación del biomaterial restaurador que se utilice, incluirá la adhesión de éste al diente, ya que tiene básicamente dos objetivos: Mantener la restauración en su lugar y lograr un sellado marginal lo más hermético posible, en función de evitar la penetración de fluidos provenientes del medio bucal^{3,4,8}.



2.2 Concepto de adhesión

La palabra *adhesión* es derivada del Latín *adhaerere*, la cual es un compuesto de *ad*, o *para*, *haerere*, o *pegarse*.

Es el contacto o fenómeno mediante el cual dos superficies de igual o distinta naturaleza se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, sean estas físicas, químicas o por interacción de ambas.

La superficie o sustrato que es adherida es llamada *adherente*. El *adhesivo* o *adherente* será el material que, cuando es aplicado a superficies de sustancias, puede unirlos, resistir la separación, y transmitir cargas a través de la unión. *La resistencia adhesiva* o *resistencia de enlace* es la medida de la capacidad para soportar la carga del adhesivo⁵.

La adhesión en odontología restauradora significa unir a un sustrato sólido (las estructuras dentales) el biomaterial a aplicar, manifestándose la adhesión como tal en la interfaz diente/restauración, vale decir entre sus superficies o caras en contacto, en las cuales se deben producir fuerzas que las mantengan fijadas en forma permanente.

En adhesión existen dos sustratos: uno que siempre es un sólido, los tejidos dentarios duros (esmalte, dentina y cemento), siendo el otro el biomaterial aplicar, pudiendo ser éste un sólido, un semisólido, un semilíquido o un líquido.

Como el diente y el biomaterial de las restauraciones son materia, es necesario definir conceptos clave para el entendimiento del tema.

La materia 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 subsistencia del movimiento) gravitación (atracción hacia o por otros cuerpos, según la cantidad de masa que cada uno de ellos tenga)^{3,4,5}.



2.2.1 Enlaces o uniones químicas

Las fuerzas que mantienen juntos a los átomos se llaman fuerzas cohesivas. Estos enlaces interatómicos pueden clasificarse como primarios y secundarios. La fuerza de estos enlaces, así como su capacidad para reformarse después de su separación, determinan las propiedades físicas del material³.

2.3 Medios y formas de adhesión

2.3.1 Adhesión física

Estas fuerzas son generalmente físicas que consiste en la traba mecánica entre las partes a unir y se puede clasificar en:

Macromecánica

Esta retención es aplicada para materiales restauradores no adherentes a los tejidos dentarios. Son diseños cavitarios que deben lograr una forma de retención o anclaje.

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.

Pueden clasificarse en: Retenciones por fricción o roce; Retenciones por profundidad; Retenciones por profundización; Retenciones por mortaja o cola de milano; Retenciones por compresión; Retenciones por extensión al o los conductos radiculares, estos a su vez se pueden clasificar en pines y rieleras.

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. Que puede ser de dos tipos o efectos:



Efecto geométrico

Consiste en las irregularidades superficiales que puede tener dos superficies solidas en contacto. Al penetrar un adhesivo liquido o semilíquido y endurecer entre ellas, las trabara. Dichas irregularidades se producen ya sea por fresado o por acondicionamiento ácido.

Efecto reológico

Es cuando sobre una superficie solida endurece un material semisólido o semilíquido, modificándose dimensionalmente y posiblemente por la contracción o expansión termine ajustando y adhiriéndose físicamente a la superficie^{3,4}.

2.3.2 Adhesión química o específica

Se logra exclusivamente por la reacción química entre dos superficies en contacto. Se puede dar por enlaces primarios en donde se refiere uniones a nivel de átomos. (iónicos, covalentes, y metálicos) y por enlaces secundarios donde se producen como consecuencia de la formación de dipolos permanentes o transitorios (Fuerzas de Van der Waals)^{9,10}.

2.4 Fenómenos físicos que influyen en la adhesión

2.4.1 Energía superficial

La energía superficial corresponde a la fuerza de atracción que producen los enlaces no saturados en la superficie de los cuerpos. Estos enlaces no saturados se producen porque los átomos ubicados hacia la superficie no tienen todos sus enlaces saturados en relación a los que están en el espesor de la materia.

La energía superficial es un reflejo de la energía de cohesión del material. En los líquidos esta energía superficial se denomina tensión superficial, siendo el fenómeno que hace posible la formación de gotas.



Para que exista adhesión las superficies deben atraerse entre sí hacia su interfase, independientemente del estado en que se encuentren dichas superficies (sólido, líquido, gaseoso). Por lo tanto, a mayor energía superficial, mayor capacidad de adhesión¹⁰.

2.4.2 Tensión superficial

Un material en estado líquido deja en su superficie a moléculas con campos electrostáticos que tenderán a esparcirse con facilidad o dificultad sobre un sólido, dependiendo de la energía en su superficie. A este campo electrostático en la superficie de un líquido se le denomina tensión superficial.

Se entiende por tensión superficial a la atracción que las moléculas internas de un líquido ejercen sobre las que se encuentran en su superficie. Esto hace que todo líquido suspendido en el aire o en el vacío, tienda a presentar la menor relación superficie-volumen, que geoméricamente es el que da la esfera^{3,10}. Tab.1³.

Propiedades de la tensión superficial.
Tiene el mismo valor en todas las direcciones
No depende del espesor y extensión de la membrana
Varía con la temperatura ambiental
Varía con la superficie de contacto

Tab.1 Propiedades de la tensión superficial.



2.4.3 Humectación

La capacidad de un líquido de fluir y adaptarse íntimamente a una superficie se llama humectación o humectancia. Para ello se requiere que el líquido adhesivo a utilizar tome contacto íntimo y fluya fácilmente por la superficie generando una delgada capa continua. Esta forma se utiliza para poder mejorar situaciones como por ejemplo la de poner en contacto dos superficies sólidas, donde siempre quedan espacio entre ambas a nivel microscópico que no permiten su total e íntima coaptación, siendo necesaria esta proximidad a nivel atómico para poder generar adhesión de tipo primaria. Así, interponiendo un líquido entre ambas superficies de tal forma que se introduzca por los espacios vacíos, se permite que por medio de él se genere una coaptación total con ausencia de poros o espacios.

Para que un líquido (adhesivo) se adapte bien a la superficie, es decir humecte una superficie sólida, es necesario que la superficie atraiga al líquido y que éste se deje atraer. La manera para evaluar cómo se produce este fenómeno, es midiendo la magnitud del ángulo que se forma entre la gota de líquido y la superficie del sólido, a esto se le llama ángulo de contacto, mientras menor sea el ángulo que se forma entre la tangente a la periferia de la gota del líquido y la superficie del sólido, es mejor la humectancia y por lo tanto, la capacidad de adhesión. Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las moléculas del adherente con igual o mayor intensidad que la atracción entre ellas mismas, el líquido adhesivo difunde completamente sobre la superficie del sólido sin formar ningún ángulo^{3,4,9}.



2.4.4 Capilaridad

Es un fenómeno que resulta de la interacción de fuerzas adhesivas y cohesivas. Esta dado por una serie de factores, entre los que se puede destacar a la tensión superficial. 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.

Sorción

Es un fenómeno caracterizado por la retención de un fluido por una superficie sólida o líquida.

- **Absorción:** Fenómeno físico por el cual ingresan al interior de un cuerpo sólido fluidos del medio en el cual están inmersos.
- **Adsorción:** Fenómeno físico por el cual se retienen o concentran en la superficie de un sólido sustancias disueltas o dispersas en un fluido.

Filtración

Es el paso de un líquido a través de cualquier cuerpo permeable. También se refiere al ingreso de residuos y microorganismos a través de márgenes deficientes de obturaciones dentales.

- **Microfiltración o infiltración marginal:** Es el paso de fluidos orales, al interior del diente, por una interfaz diente-restauración.
- **Percolación:** Si los coeficientes de variación térmica lineal del diente y de la restauración son diferentes, la interfaz diente/restauración aumentará o disminuirá sus dimensiones, frente a estas variaciones de temperatura, actuando ahora no solo como un tubo capilar, sino también como una bomba aspirante e impelente³.



2.4.5 Permeabilidad

Es la propiedad de la membrana celular de permitir el paso de diversas sustancias a través suyo. Puede ser de dos tipos: pasiva, debido a gradiente de presiones, y activa, dependiente de procesos activos que se desarrollan en la misma membrana.

La permeabilidad dentinaria es la capacidad del fluido dentinario de atravesar la dentina, a través de los túbulos, desde la pulpa dentaria hacia la unión amelodentinaria y viceversa. Ello determina que el isosistema dentino-pulpar se comporte como una bomba aspirante-impelente, siendo responsable del estímulo hidrodinámico³.

2.5 Evolución de los adhesivos

El desarrollo de los sistemas adhesivos ha revolucionado los principios de la odontología restaurativa; la posibilidad de crear superficies adhesivas ha modificado los conceptos y principios básicos de las preparaciones cavitarias, de la prevención de la caries y de la odontología estética.

La búsqueda de agentes que logren la unión entre el diente y una resina empezó en la década de 1950. El primer intento para crear un agente adhesivo fue atribuido a Hagger, un químico suizo que trabajaba para la “*Amalgamated Dental Company*”. Hagger introdujo en el mercado el “*Sevriton Cavity seal*” junto con una resina de autocurado llamada *Sevriton* (fig.10)⁴. En aquel tiempo esta invención de Hagger fue revolucionaria ya que era la primera vez que un adhesivo químico era comercializado. Actualmente, este invento de Hagger es poco reconocido en la literatura. Este sistema estaba constituido por ácido dimetacrilato glicerofosfórico, el cual polimerizaba por la acción del ácido sulfínico en un periodo de 5 a 30 minutos a una temperatura



de 20°C. Este producto obtuvo éxito al lograr adhesión entre una resina acrílica y las paredes de la cavidad^{11,12,13}.



Fig.10 Sevriton cavity seal.

En 1951 Knock y Glenn incorporan partículas cerámicas de relleno a las resinas y el grabado ácido adquiere vigencia. En 1952 Kramer y McLean en Londres, demostraron que el ácido dimetacrilato glicerofosfórico lograba adhesión a la dentina por la formación de una capa intermedia, a esta zona en la actualidad se la conoce como capa híbrida.

Para discutir los efectos de adhesión a dentina se debe comenzar describiendo la adhesión a esmalte. En 1955, Buonocore después de observar el uso de ácido fosfórico para mejorar la adhesión de pinturas a base de resina a superficies metálicas, decidió utilizar ácido fosfórico al 85% por 30 segundos en el esmalte, con el objetivo de aumentar la superficie de adhesión y permitir la penetración de resinas sin relleno dentro de las porosidades del esmalte. El artículo publicado por Buonocore en la actualidad es la base de la odontología adhesiva; en un comienzo causó mucha controversia y críticas pero con el tiempo sus principales opositores se dieron cuenta de la dificultad de unir resinas a una superficie mineralizada y por consiguiente tuvieron que retractarse.



Bounocore, Wileman y Brudevold en 1956, fueron los pioneros en colocar grabado ácido en dentina. Utilizaron ácido clorhídrico al 7% durante un minuto, con el propósito de obtener adhesión de las resinas a la superficie dentinal. No lograron resultados satisfactorios como sucedió con el grabado ácido en esmalte, ya que la superficie dentinal al ser grabada pierde minerales, se vuelve rica en proteínas y se torna sumamente húmeda. Los estudios de Hagger y Bounocore nos introdujeron en la era de la odontología adhesiva, no obstante, sus ideas permanecieron quiescentes por un largo periodo tiempo, debido a que en los años 50 los materiales dentales estaban constituidos principalmente de metil-metacrilato y este componente producían una gran contracción durante la polimerización, lo cual no es una propiedad ideal para lograr una adhesión duradera entre la estructura dental y el material restaurador.

Los trabajos en adhesión continuaron, en 1961 Phillips organizó un workshop en donde el tema central fueron los materiales restauradores adhesivos y esta reunión estimuló posteriormente la realización de múltiples trabajos de investigación.

De dichas investigaciones se desprendieron nuevos conceptos revolucionarios. Se evidenció que al grabar la superficie dentinal se obtenían coeficientes de adhesión relativamente bajos. Este hallazgo motivó a los investigadores a desarrollar nuevos sistemas adhesivos, pero éstos en un comienzo eran aplicados directamente sobre el barrillo dentinal, lo cual limitaba la fuerza de adhesión. Esta desventaja incentivó al desarrollo de acondicionadores ácidos y primers dentinales para remover dicho barrillo dentinal. Este nuevo concepto generó múltiples razones para profundizar en el estudio de las consecuencias del grabado ácido sobre la dentina¹⁴.

Desde la época de Buonocore, siete distintas generaciones de agentes adhesivos han aparecido. Tab.2^{4,8,12,15} Fig. 11⁴



Sistemas adhesivos.

Sistemas adhesivos.							
Generaciones	1°	2°	3°	Acondicionamiento total		Autoacondicionado	
Décadas o fechas.	1950-1970.	1970.	1980.	1990.	Finales de 1990.	1999.	2002.
Mecanismo de adhesión.	Adhesión a esmalte principalmente Adhesión química a la dentina sin evidencias.	Adhesión a esmalte y dentina (utilizando al smear layer).	Química a la dentina	Adhesión mecánica por medio de la capa híbrida y resin tags.	Adhesión mecánica por medio de la capa híbrida y resin tags.	Capa de smear layer modificada	Capa de smear layer modificada .
Remoción de la Smear layer	Sí	No	Sí (en algunos casos cambios o sustitución.)	Sí(en un acondicionamiento total)	Sí (en algunos casos disolución e incorporación)	No se elimina smear layer. Se infiltra y se produce acondicionamiento dentinal a través del smear layer.	Incorpora el smear layer en la capa híbrida
Componentes	Dimetacrilato de ácido glicerofosfórico (resina sin relleno).	Ésteres halofosforados de bis-GMA.	Adición de monómeros hidrófilos, principalmente HEMA Se desarrollan agentes adhesivos distintos para esmalte y dentina.	Se incorpora un tercer compuesto, primer. Se le conoce como la generación de los tres compuestos: acondicionador, primer y agente adhesivo.	Son una modificación de la cuarta generación. En ellos encontramos únicamente dos compuestos: el acondicionador y el primer -adhesivo en una sola botella.	Se identifican por haber unido en un solo compuesto la triada: acondicionador, primer y agente adhesivo.	Auto grabadores Sin mezclar.
Fuerza de adhesión.	+2 MPa	5-7 MPa	>10 MPa	25 ó 30 MPa	±20 MPa	15 y 30 MPa	15 y 30 MPa
Algunos nombres comerciales.	-Sevriton Cavity Sea® -Cervident (SS White)®	-Scotch Bond 2 (3M)® -Prisma Universal Bond (Dentsply)®	-Scotch Bond 2 (3M)® -Prisma Universal 2 (Dentsply)® -Gluma (Bayer)®	-Adper SBMP(3M ESPE)® -Syntac (Vivadent)® -All bond 2 y 3 (A+B+resin) (Bisco)® -Opti bond FL (Kerr)®	-Single Bond 2 (3M ESPE)® -Exite (Vivadent)® -All Bond 3 (A+B)(Bisco)® -Prime and Bond NT (Dentsply)®	-Adper Promp L Pop (3M ESPE)® -Ibond (H Kulzer)® -G Bond (GC)® -S3 Bond (Kuraray)®	

Tab. 2 Generaciones de sistemas adhesivos.



TIPOS	SISTEMAS ADHESIVOS			
	ACONDICIONAMIENTO TOTAL		AUTOACONDICIONADO	
	1	2	3	4
Nº DE ETAPAS	4	3	2	1
GENERACIÓN	4 ^a	5 ^a	5 ^a _a	6 ^a y 7 ^a
ALGUNOS NOMBRES COMERCIALES	Adper SBMP (3M ESPE) Syntac (Vivadent) All bond 2 y 3 (A+B+resin) (Bisco)	Single Bond 2 (3M ESPE) Excite (Vivadent) All bond 3 (A+B)(Bisco) Prime and Bond NT (Dentsply)	Clearfil SE (Kuraray) Adhe SE (Vivadent) All bond SE (I+II+liner) (Bisco)	Adper Promp L Pop (3M ESPE) I bond (H Kulzer) G Bond (GC) S3 Bond (Kuraray)

Fig.11 Clasificación simplificada de adhesivos, modificada de Combe



CAPÍTULO III. ADHESIÓN A ESMALTE Y DENTINA

3.1 Adhesión al esmalte

En 1955, Buonocore, propuso la utilización del ácido fosfórico al 85% para lograr una mejor unión de la resina al esmalte. Su gran efectividad, confiabilidad y su mínima susceptibilidad a la técnica, observadas desde el comienzo, prácticamente suprimieron la necesidad de modificar el procedimiento clínico original. Son pequeñas excepciones: La reducción en la concentración del ácido fosfórico (del original 85% a entre el 30 y el 40%), la disminución en el tiempo de aplicación de este (de los 60 segundos originales a solo 15 segundos) y su presentación alternativa en forma de gel¹⁶.

3.2 Mecanismos de adhesión a esmalte

La acción fundamental de un ácido débil o fuerte (donantes de protones), aplicada sobre una base (aceptante de protones), como es el esmalte consiste:

- Limpiar y activar la superficie del tejido, para transformar estas áreas de baja energía superficial en una superficie de elevada energía superficial.
- Desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de las varillas adamantinas, crean microporos, microsurcos y microgrietas que transforman al tejido en un sólido cristalino microporoso, fenómeno conocido como efecto geométrico.

Estas características posibilitan la humectación del tejido y su interpenetración por un monómero resinoso hidrófilo y/o hidrófugo que quedará retenido en el interior de los microporos creados por unión micromecánica a través de un efecto reológico, que se consigue cuando un material cambia de estado dimensional al endurecer químicamente.



Las resinas adhesivas que se introducen en estado líquido en el esmalte acondicionado, al polimerizar y transformarse en sólidos, generan una adhesión micromecánica.

Los ácidos aplicados cambian la superficie del esmalte, que presenta impurezas causados por el biofilm o por la instrumentación al efectuar una preparación cavitaria, por factores contaminantes (saliva, sangre), placa bacteriana, capa aprismática del esmalte, esmalte altamente mineralizado, estas impurezas bajan su energía superficial.

Un área limpia y de elevada energía superficial, facilita al esmalte recibir y unirse a un agente adhesivo, más aún si este tiene una baja tensión superficial.

Para que este fenómeno sea posible es que el adhesivo presente compatibilidad fisicomecánica efectiva. Este mecanismo es conocido con el nombre de retención o traba micromecánica^{3,4}.

3.3 Limpieza de la superficie del sustrato adamantino

La limpieza de la superficie del esmalte se puede lograr a través de un cepillado con agentes abrasivos, y /o mediante el grabado ácido o acondicionamiento adamantino, estos tienen como finalidad específica crear una superficie con elevada energía superficial.

Las microporosidades o microrugosidades se pueden obtener con distintos tipos de agentes químicos como: quelantes, enzimas y, con ácidos débiles o fuertes en elevada concentración.

Los mejores resultados se han obtenido mediante el tratamiento con ácidos, y los más utilizados son las soluciones de ácido fosfórico en concentraciones que varían entre el 15% y el 37%.

Cuando el esmalte es tratado con ácido fosfórico, se produce la desmineralización del tejido con pérdida superficial irreversible e irreparable de sustancia.



La producción de microporos por acondicionamiento ácido depende del ácido a utilizar, su concentración y el tiempo en que se lo deja actuar; como también del tipo de esmalte (inmaduro-maduro, aprismático-prismático, fluorado o fluorótico o no. etc.), el detrimento de sustancia adamantina varía de 25 a 30µm, de acuerdo con las variables descritas y que el esmalte perdido es irre recuperable.

Una técnica adecuada de acondicionamiento ácido adamantino proporciona:

- Mayor adaptación a las paredes cavitarias de los sistemas resinosos con unión al esmalte, a través de una capa de hibridación **micromecánica** o de una capa de reacción-integración **químico-micromecánica**, que se obtiene cuando al acondicionamiento con ácidos en elevada concentración se le adiciona la acción desmineralizante de ácidos débiles en baja concentración presentes en los autocondicionantes.
- Disminución de la infiltración marginal.
- Disminución de la pigmentación superficial⁴.

3.4 Tiempo de acondicionamiento adamantino

La desmineralización de las estructuras inorgánicas del esmalte producida por el ataque de los ácidos en elevada concentración, genera, a través de una reacción ácido-base, la formación de sales solubles e insolubles de fosfato de calcio que, posteriormente, son eliminadas por el agua de lavado, determinando la formación de los patrones de acondicionamiento adamantino^{3,4,17}.

3.4.1 Patrones de acondicionamiento adamantino

Cuando un ácido actúa sobre el esmalte provoca una desmineralización que depende de la estructura y calcificación del esmalte, como también de la



concentración del ácido y del tiempo de acondicionamiento, se pueden observar microscópicamente tres patrones:

- **Tipo I:** Se produce cuando el ácido desmineraliza los cristales de hidroxiapatita de la cabeza o el cuerpo de la varilla adamantina.
- **Tipo II:** Se produce cuando el ácido actúa sobre los cristales de hidroxiapatita del cuello, la cola o la zona interprismática de las varillas adamantinas.

Los patrones de acondicionamiento de tipo I y II, generan en el tejido adamantino microporos y microsurcos capilares tridimensionales que miden entre 10 a 25 μm de profundidad, con una amplitud de 1.5 a 3.5 μm y se producen cuando los lapsos de acondicionamiento no superan los 5 o 10 segundos.

Ambos patrones de acondicionamiento pueden estar presentes en un mismo diente y en una misma zona, ya sea separadamente o en conjunción.

- **Tipo III:** Cuando el tiempo de acondicionamiento con ácido fosfórico en concentraciones del 32 al 37% es mayor a 15 segundos, se caracteriza por una mayor pérdida de tejido superficial producida por que el ácido continúa eliminando sustancia en superficie, disminuyendo la profundidad y la amplitud de los microporos.

Este tipo de acondicionamiento no tendría suficiente capacidad para retener micro mecánicamente en forma efectiva a los sistemas adhesivos basados en monómeros hidrófugos, por lo que el aumento del tiempo de acondicionamiento es uno de los fenómenos más negativos.



Lapsos superiores a 60 segundos provocan en el esmalte grandes pérdidas de sustancia superficial y ampliación de los defectos estructurales, generando microcracks que comunican la periferia del tejido con la dentina.

Las antiguas técnicas de acondicionamiento adamantino aconsejaban aplicar el ácido durante 2 a 4 minutos y se aseveraba que cuando el aumento dentario se contaminaba con sangre o saliva se debía reacondicionar con un lapso similar.

Se determinó que el esmalte desmineralizado por un ácido no se remineraliza totalmente aun después de 180 días de exposición a la acción de la saliva o de las soluciones fluoradas de APF o Fluoruro Fosfato Acidulado al 1.23%. Estas determinaciones permitirían interferir que la contaminación salival y las posibles implicancias de una remineralización inmediata no afectarían el accionar de los agentes adhesivos y tampoco la resistencia adhesiva^{3,4,16}. Fig.11¹.

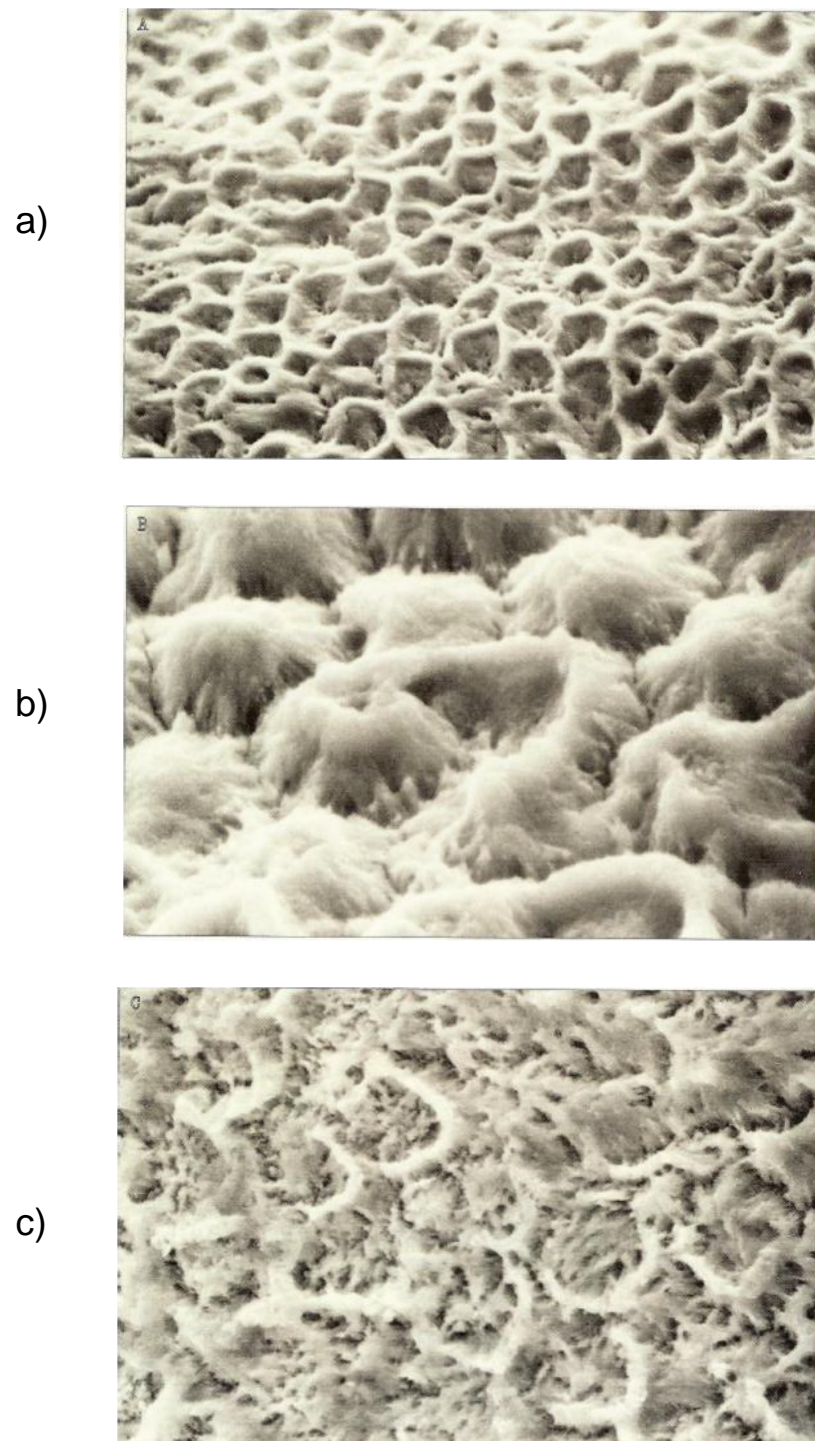


Fig.11 a) Patrón tipo I, x1.500 MEB, b) Patrones I y II, x5.000 MEB, c) Patrón III, x 2.500 MEB.

3.5 Aspectos visuales del acondicionamiento del esmalte

El color del esmalte acondicionado no es un índice clínico evidente de eficacia de acondicionamiento adamantino.

La mayor o menor opacidad no está relacionada con los distintos patrones de acondicionamiento, ni es un signo patognomónico de acondicionamiento eficiente, sino que esta sería determinada por la carga mineral del tejido o por su grado de maduración o esclerosis⁴. Fig.12⁶.



Fig.12 Opacidad que adopta el esmalte.

La tendencia actual es utilizar gel tixotrópico o semigel de ácido fosfórico con colores contrarestantes, azul, verde, violeta, rojo o amarillo. La alta tensión superficial del agente acondicionador, al presentar mínimos fenómenos de capilaridad, permite posicionar el ácido solamente en las áreas que así lo requieran, impidiendo su accionar en zonas no deseadas³.



Una técnica adecuada de acondicionamiento adamantino proporciona:

Mayor adaptación de los sistemas resinosos a las paredes de las preparaciones cavitarias, disminución de la filtración y percolación marginal, disminución de la pigmentación superficial, eliminación de la retención por socavado y disminución del riesgo de caries secundaria.

Aspiración del ácido acondicionador

La aspiración de los ácidos en alta concentración como el fosfórico o del hipoclorito de sodio, como paso previo al lavado, es de fundamental importancia porque posibilita la eliminación rápida y eficaz del agente acondicionador³.

Tiempo de lavado adamantino

La aplicación sobre el esmalte de ácidos, como el fosfórico, deben ser eliminados mediante agua presurizada.

El principal componente del esmalte es la hidroxiapatita, constituyente básico de todas las varillas adamantinas a nivel estructural.

Químicamente, la hidroxiapatita es un compuesto que contiene grupos cálcicos, fosfatos y oxidrilos.

Cuando un ácido en elevada concentración como el fosfórico al 37% es aplicado sobre el esmalte por un lapso de 5 a 10 segundos, la desmineralización del esmalte implica la producción de fosfato cálcico monohidratado, o la producción de fosfato de calcio dihidratado, los cuales precipitarán en la superficie acondicionada, produciendo cristales.

El tiempo de lavado era considerado de igual o de mayor importancia que el tiempo de acondicionamiento, debido a que si no se utilizan las técnicas de lavado en forma adecuada y acorde con las características del ácido utilizado, las sales formadas producirían el taponamiento u obturación de los



microporos, microsuros y microgrietas creados por el ácido, impidiendo la formación de la capa de hibridación con el esmalte por uniones micromecánicas.

Tiene por objetivo eliminar los precipitados o sales de fosfato de calcio que en forma de cristales son generados por el accionar de los ácidos acondicionadores con elevada concentración y obtener una superficie de alta energía superficial. Un lavado incorrecto permitiría que el ácido pueda continuar su accionar en determinadas zonas del esmalte, generando patrones de acondicionamiento de tipo III, que dificultarían los fenómenos de adhesión.

El tiempo de lavado adamantino se disminuye a solo 5 segundos, cuando se emplean los adhesivos autocondicionantes, que actúan sobre el esmalte posteriormente al acondicionamiento con ácidos en alta concentración, dado que contienen resinas hidrófilas que necesitan agua para mejorar su accionar, por lo que el esmalte debe quedar ligeramente húmedo.

Tiempo de secado adamantino

El esmalte acondicionado y lavado debe ser secado durante 5 segundos, con aire presurizado, deshumidificado, frío y filtrado. Esta disminución del tiempo de secado se debe a los cambios fundamentales que se manifiestan en los mecanismos de adhesión que pasaron de utilizar monómeros hidrófugos a monómeros hidrófilos-hidrófugos, por lo que es necesario mantener al esmalte ligeramente húmedo, para que la adhesión sea eficaz.



3.6 Tratamiento adhesivo del sustrato adamantino

La adhesión a esmalte requiere de una superficie:

- Biselada, decorticada o coincídete con la dirección de las varillas adamantinas
- Activa y de alta energía superficial
- Humectable o imprimable y biocompatible con el adhesivo

La activación de la superficie del sustrato se puede lograr mediante el denominado acondicionamiento adamantino y actualmente con la aplicación de distintos procedimientos⁴:

- a) Ácidos fuertes o débiles en alta concentración
- b) Ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos.
- c) Oxidantes-desproteinizantes.
- d) Combinaciones entre ellos.

3.6.1 Ácidos fuertes o débiles en alta concentración

La activación de la superficie del sustrato se puede lograr eficientemente a través del acondicionamiento adamantino con gel tixotrópico de ácido fosfórico al 32,34.5,35,37 % que aplicado sobre la superficie del esmalte desmineraliza y disuelve la matriz inorgánica de hidroxiapatita de las varillas adamantinas dando lugar a la formación de microporos y microsurcos. Fig.13¹⁸. Los mejores resultados se han logrado mediante el empleo de ácido fosfórico en concentraciones del 32 al 37%.

Estos ácidos cambian la superficie del esmalte intacto se presenta con distintos grados de impurezas, glicoproteínas salivales, biofilm y es baja energía superficial en un área, activa, limpia, desmineralizada y de alta energía superficial.



La acción fundamental de un ácido débil o fuerte (donante de protones) aplicado sobre una base (aceptante de protones) como es el esmalte sería:

- Activar la superficie del tejido, que es de baja energía superficial en áreas de alta energía superficial
- Desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de la ultraestructura del esmalte, creando microporos y microsurcos que transforman al tejido en un sólido cristalino y microporoso, fenómeno conocido como efecto geométrico.

Cuando el esmalte es tratado con ácido en alta concentración, se produce una reacción ácido base con formación de sales solubles de fosfato de calcio que desmineralizan y producen una pérdida irreversible de tejido superficial.

La pérdida de sustancia de 5.0 a 12 μm depende de la concentración del ácido utilizado y del tiempo de exposición al mismo. Esto implica la necesidad de evitar el acondicionamiento accidental de áreas no comprometidas con el tallado cavitario o que no van a ser cubiertas posteriormente con los sistemas resinosos y la protección de la cara adyacente del diente contiguo.

La desmineralización producida por los ácidos débiles o fuertes en alta concentración, como el fosfórico, genera un ataque a las estructuras inorgánicas del esmalte a través de una reacción ácido-base con la hidroxiapatita y la formación de sales solubles de fosfato de calcio que posteriormente son eliminadas por el agua de lavado, determinando la formación de los tipos o patrones de acondicionamiento adamantino^{4,7}.



Fig.13 Esmalte acondicionado con 37% de ácido fosfórico, durante 15 segundos. MEB.

3.6.2 Ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos

Los sistemas adhesivos actuales y desde hace más de 28 años tienen en su composición uno o más ácidos débiles en baja concentración como: maleico, poliacrílico, fosfórico, fosfónico, aminosalicílico etc., y monómeros hidrófilos-hidrófugos ácidos, capaces de lograr la activación del sustrato adamantino mediante una reacción ácido-base sobre los cristales de hidroxiapatita, son de menor intensidad que el ácido fosfórico, con la ventaja de que estos agentes adhesivos no se lavan sino que las sales formadas quedan incorporadas al tejido y este no pierde su carga mineral y su estructura nanométrica.

Cuando el esmalte es acondicionado con ácido fosfórico en alta concentración y posteriormente se aplican los agentes adhesivos autocondicionantes (AAA) o self-etching adhesives (SEA), que contienen uno o más ácidos débiles en baja concentración y monómeros hidrófilos e hidrófugos ácidos, los mismos



impriman los microporos y desmineralizan el esmalte al originar sales por reacción ácido-base que quedan incorporadas al mismo (los agentes acondicionantes no se lavan), el tiempo de acondicionamiento debe ser disminuido. Fig.14¹⁸.

La acción desmineralizante, que es sumatoria a la originada por el ácido fosfórico, obligaría a disminuir los lapsos de acondicionamiento adamantino de acuerdo con la extensión de la preparación, lo que determinaría que los tejidos duros del diente no pierden sus minerales de soporte y pueden resistir los esfuerzos de la oclusión funcional.

En preparaciones cavitarias pequeñas o medianas el lapso de acondicionamiento no debería sobrepasar los 5 segundos y en preparaciones grandes, muy grandes o fracturas debería ser no mayor a 10 segundos⁴.

Shono et al. en 1997 determinaron que la resistencia adhesiva en áreas reducidas que no superaban los 1.5mm² no presentaba diferencias estadísticamente significativas entre el acondicionamiento con ácido fosfórico y el obtenido por los adhesivos autocondicionantes.

Breschi et al. en 1999 compararon las superficies de esmalte tratadas con ácido fosfórico y con adhesivos autocondicionantes, determinando que los patrones de acondicionamiento adamantino eran semejantes³.

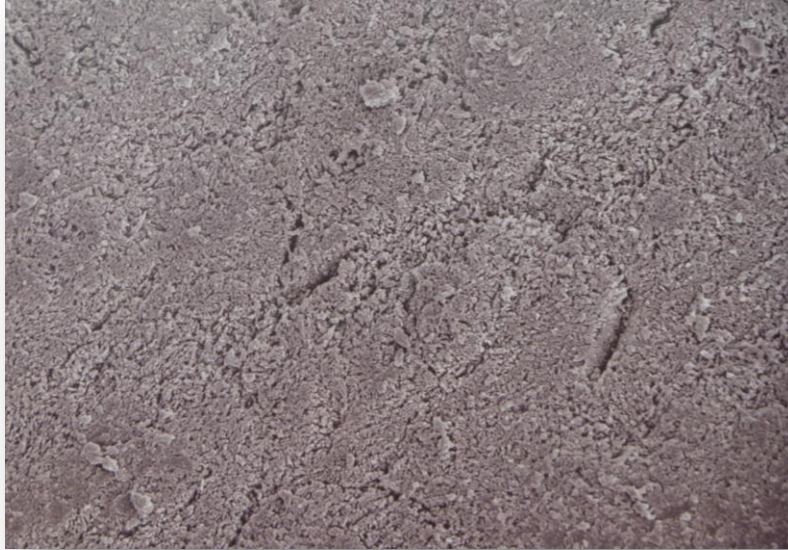


Fig.14 Acondicionamiento del esmalte con self-etching adhesives.

3.6.3 Oxidantes- desproteinizantes

La activación del sustrato se puede lograr con la aplicación por frotado de hipoclorito de sodio al 5.0 o 5.25 %, que a través de un mecanismo de óxido-reducción genera la oxidación-desproteinización de las proteínas del esmalte.

En este proceso químico activo interviene el cloro formando cloraminas, actuando como agente bactericida y bacteriostático al destruir los microorganismos y generando micro rugosidades en la superficie del esmalte, por la eliminación de las proteínas.

Este procedimiento se indica fundamentalmente en dientes con lesiones de caries de distinta extensión y profundidad, donde el hipoclorito de sodio cumple con la función de promotor de adhesión y como agente bactericida y bacteriostático.



Cuando el hipoclorito de sodio al 5.0 o 5.25%, se aplica por frotado durante un lapso de 45 segundos como , oxidante-desproteinizante, la activación el sustrato se logra a través de un mecanismo de óxido-reducción en el que interviene el cloro para formar cloraminas con las proteínas del esmalte fundamentalmente enamelinas y tuftelinas, para generar microrrugosidades por su eliminación.

Previamente o posteriormente, al uso del hipoclorito de sodio al 5.0 o 5.25%, el operador, decide utilizar ácido fosfórico, el lapso de acondicionamiento de este ácido, debe ser disminuido también a 5 segundos^{4,19}.

3.6.4 Combinaciones

Se puede obtener con la aplicación de ácido fosfórico en concentraciones del 32,34.5,35,37%, combinado con agentes adhesivos acídicos o autocondicionantes, procedimiento clínico habitual y por el cual se debieron reducir los lapsos de micro-acondicionamiento a 5 ó 10 segundos, o con ácido fosfórico más hipoclorito de sodio al 5.0 o 5.25%.

El accionar de estos procedimientos posibilita la imprimación del tejido por un monómero resinoso, que quedara retenido en el interior de los microporos o microrrugosidades creados, por unión físico-mecánico a través de un efecto reológico, que se consigue cuando el material cambia de estado.

Los depósitos orgánicos en la superficie adamantina impiden lograr un acondicionamiento apropiado, y que al eliminarlos con hipoclorito de sodio al 5.25% durante un minuto, antes del ya clásico acondicionamiento con ácido fosfórico, se logra disminuir ostensiblemente el área que ocupan los patrones de tipo III, se incrementa la superficie realmente microretentiva del esmalte y por ende su adhesividad¹⁹.



3.7 Humectación, imprimación y compatibilidad

El esmalte acondicionado con ácido fosfórico, lavado y secado, o con hipoclorito de sodio o sus combinaciones, permite la humectación por imprimación dentro de los microporos de un monómero hidrófilo-hidrófugo ácido, que una vez polimerizado conformara microtags de retención micromecánica, más una reacción acido-base, con la obtención de un híbrido resina-esmalte llamado capa de hibridización adamantina, capa de reacción-integración o capa intermedia por desproteización, de acuerdo con el procedimiento de acondicionamiento seleccionado por el operador. Para que estos fenómenos ocurran es necesario que el adhesivo imprime al sustrato.

Fig. 15⁴

La imprimación y la compatibilidad físico-química se logran cuando el adhesivo es de baja tensión superficial, característica molecular de los sólidos. La imprimación es óptima cuando la superficie del sustrato está limpia, activa y con alta energía superficial, efecto logrado por el acondicionamiento, el autocondicionamiento o la desproteización adamantina.

El cambio registrado a nivel de la formulación de los adhesivos a esmalte, caracterizados históricamente por monómeros hidrófugos o bondings, a partir del advenimiento de los sistemas de adhesión a esmalte y dentina basados en monómeros hidrófilicos-hidrófugos ácidos o sistemas de autoacondicionamiento, hacen que la adhesión sea más adecuada y con posibilidades de unión a zonas como la capa avarillar o aprismática del esmalte y al cemento dentinario⁴.

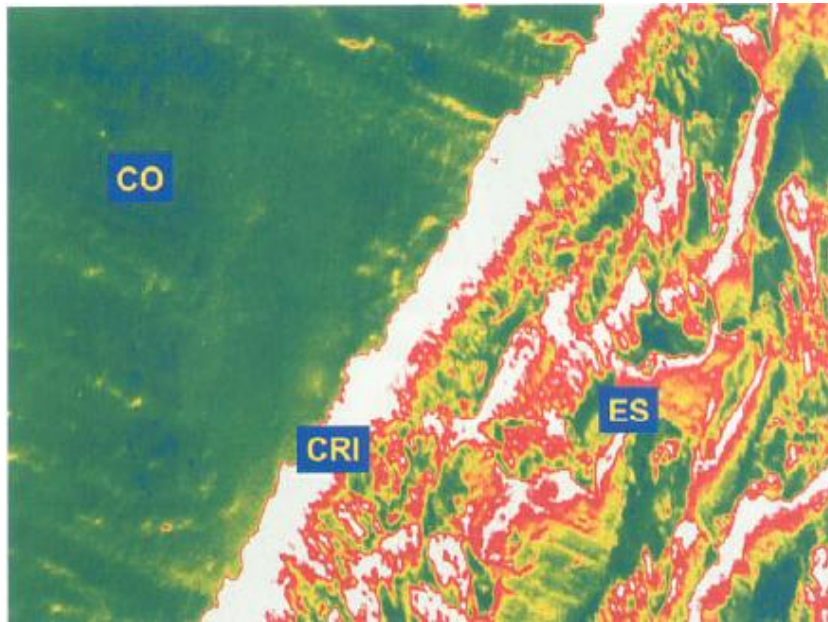


Fig.15 Adhesión a la capa aprismática de un adhesivo autocondicionador a través de la capa de reacción –integración (CRI). Esmalte (ES), Sistema resinoso (CO). MEB.

3.8 Adhesión a la dentina

Obtener una adhesión adecuada a la dentina es muy complicado; esto se debe a las características biológicas de ésta estructura, entre las cuales se puede mencionar su alto contenido orgánico, su ambiente húmedo, su baja superficie de energía libre, la presencia de túbulos dentinarios con su correspondiente proceso odontoblástico y la existencia de la smear layer que se forma inmediatamente después de la preparación cavitaria. Fig.16 ⁴.

Teniendo en cuenta lo anteriormente mencionado podemos afirmar que el acondicionamiento dentinal es muy importante para obtener una adecuada adhesión⁵.

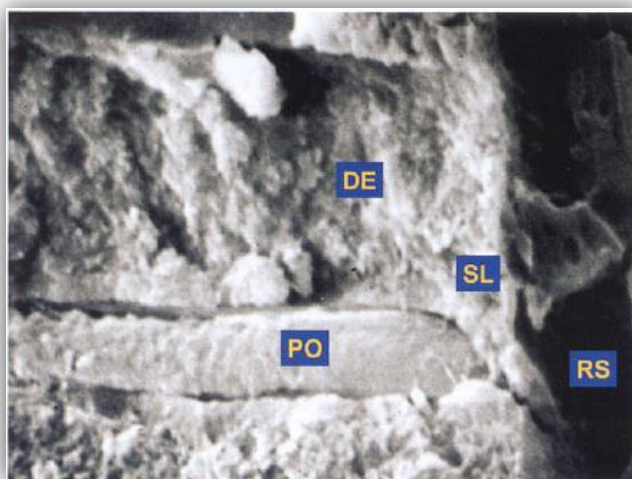


Fig.16 Pared pulpar en dentina profunda donde se observan, los túbulos ocupados por el proceso odontoblástico (PO), dentina intertubular (DE), smear layer (SL), sin smear plugs y restos sueltos.

3.8.1 Antecedentes de la adhesión en dentina

El primer intento para lograr un agente adhesivo corresponde a Hagger en 1951, desarrolla el GPDM o ácido glicerofosfórico dimetacrilato, con la idea de acondicionamiento ácido de los tejidos dentales. Mc Lean y Kramer, en una investigación mostraron que GPDM aumentaba la adhesión a la dentina por



penetración superficial y formaba una capa intermedia, ahora llamada *capa híbrida*.

En 1955, BUONOCORE describió que la dentina podría ser tratada con ácido fosfórico en alta concentración, con la finalidad de obtener microporos geométricos en los túbulos dentinarios, para posibilitar la unión de un agente adhesivo por traba micromecánica.

La humedad de la superficie dentinaria no era compatible con los agentes de unión hidrófugos, los que resultaron insatisfactorios debido a su escasa resistencia adhesiva con la dentina y a su elevada microfiltración marginal.

Los sistemas adhesivos que no eliminaban al smear layer, sino que trataban de unirse químicamente a la porción mineral, orgánica o acuosa de la dentina, incluían a los adhesivos a esmalte y dentina que trataban de lograr unión química con el agua, la hidroxiapatita y con el colágeno dentinario. Estas uniones químicas resultaron débiles por que eran hidrolizadas por el fluido dentinario y fueron decepcionantes en su desempeño clínico al no resistir la contracción de polimerización de los sistemas resinosos compuestos, generando importantes fracturas adhesivas o cohesivas en la unión dentina-resina.

En 1980 Fusayama, publicó los efectos del ácido fosfórico al 40% simultáneamente sobre esmalte y dentina, idea que difundió como acondicionamiento ácido total, simultáneo o total etching. Con esto se logró un aumento de la fuerza

Los agentes adhesivos utilizaban el acondicionamiento ácido total con la finalidad de eliminar el smear layer y los smear plugs, desmineralizar la dentina peritubular e intertubular, exponer la red espacial de fibras colágenas, para lograr su imprimación con una resina hidrófila-hidrófuga, y formar un

híbrido reforzado de dentina-resina, denominado por Nakabayashi, capa de hibridación o retículo interpenetrante micromecánico de metacrilato polimerizado y colágeno dentinario, que imprimaba también los túbulos dentinarios formando resin tags. Fig.17²⁰.

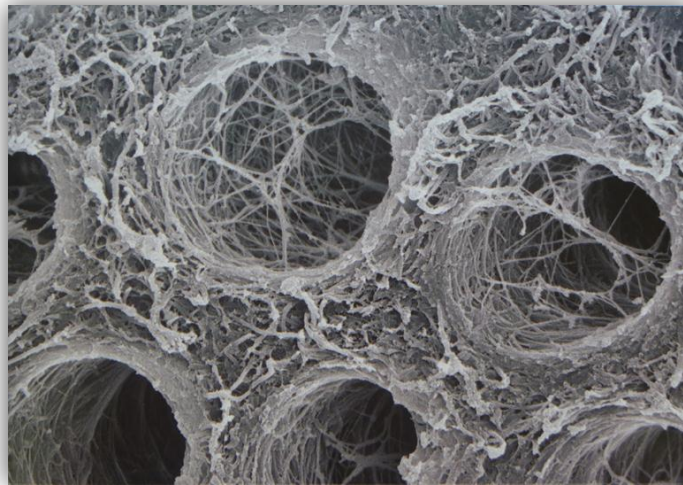


Fig.17 Vista oclusal de la dentina profunda acondicionada con 37% de ácido fosfórico durante 15 seg. Se observan entradas de los túbulos con fibrillas de colágeno peritubulares así como porosidades de la dentina intertubular. Ampliación=10,000x.

La capa de hibridación que se genera por uniones micromecánicas con el colágeno dentinario y la penetración en los túbulos de resin tags (el agente adhesivo penetra dentro de los espacios nanométricos dejados por la eliminación del calcio), es resistente a los ácidos, insoluble y aumenta la resistencia de unión a dentina. Sin embargo presenta nanofiltraciones y microfiltraciones^{4,9,17}. Fig.18¹⁸.

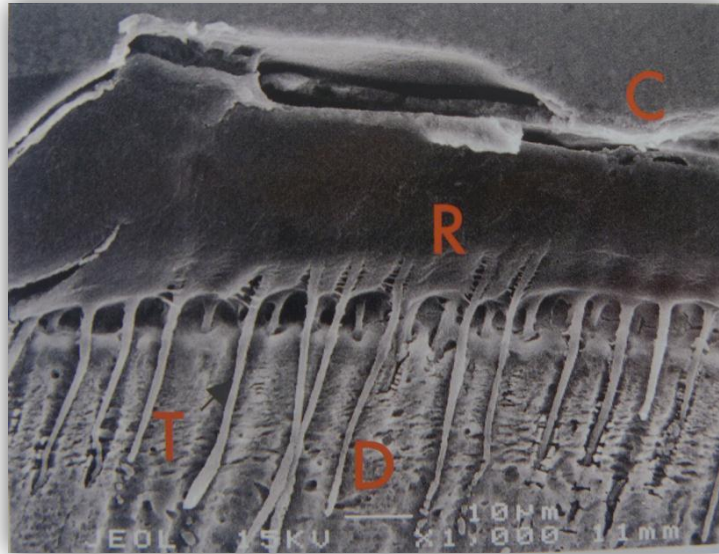


Fig.18 Integración de la resina por desmineralización de dentina. Note la separación de la capa híbrida por la desmineralización, C: Composite R: Bonding Resin D: Dentina T: Resin tags.

3.9 Mecanismos de adhesión a dentina

Cuatro corrientes de opinión han sido desarrolladas para lograr la adhesión a dentina, algunas con más éxito clínico que otras, a través de sistemas o agentes adhesivos^{4,21} :

- a) Acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina con ácido fosfórico en alta concentración para eliminar la fase mineral cálcica y dejar a las fibras colágenas expuestas , más la aplicación de monómeros hidrófilos-hidrofugos que interpenetran los espacios, de $\pm 50 \mu\text{m}$, generados entre las fibras colagenosas, para obtener *adhesión por hibridización*.

Esta técnica generaría una pérdida mineral importante en el tejido dentinario, que se contrapone a los conceptos biológicos que sostiene



que todo tejido conjuntivo mineralizado como el hueso o la dentina, cuando pierden calcio, se debilita y hay microfracturas.

- b) Acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina con ácido fosfórico en alta concentración, desproteinización con hipoclorito de sodio en distintas concentraciones y aplicación de monómeros hidrófilos e hidrófugos para alcanzar adhesión o por capa de hibridización reversa.
- c) El esmalte y la dentina pueden ser acondicionados, activados y desmineralizados con adhesivos autocondicionantes o self-etching adhesives, que contienen uno o más ácidos débiles en baja concentración y monómeros ácidos que posibilitarían la adhesión a dentina por unión micromecánica, por imprimación del colágeno dentinario o imprimación resinosa y por reacción ácido-base o reacción tipo ionómero de vidrio, con formación de sales insolubles con los cristales de hidroxilapatita presentes en la dentina, formando una capa de reacción-integración.

Es posible que la reacción ácido-base no participe directamente en los fenómenos adhesivos micromecánicos, pero lo hace activamente limpiando la superficie, desmineralizando y formando cristales de fosfato de calcio, que conservan con otra estructuración los minerales dentinarios, fenómeno relevante en un tejido conectivo que necesita minerales por que está adaptado naturalmente a su función específica, que es resistir los esfuerzos de la oclusión bilateral.

- d) El esmalte y la dentina pueden ser acondicionados y activados por oxidación - desproteinización a través de la aplicación por frotado de hipoclorito de sodio al 5.00 ó 5.25 % durante un lapso de 45 segundos,



para lograr la eliminación parcial del componente orgánico-protéico-colagenoso, creando espacios en el mineral dentinario dejado por la eliminación parcial de las fibras protéicas de $\pm 130 \mu\text{m}$, por donde difunden y quedan adheridos los monómeros hidrófilos-hidrófugos para formar una capa de resina-dentina a la que hemos dado en denominar capa intermedia por desproteinización, en honor a Kramer y Mc lean , que fueron los primeros en observar la adhesión a dentina denominándola ``*capa intermedia*``. Esta tecnología es adecuada a la biología de la dentina que como tejido conectivo adaptado a la función de soportar las presiones de la oclusión funcional por su alto contenido cálcico, no puede perder un microgramo de este mineral por el alto riesgo de que se generen micro y macrofracturas en dentina y en el elemento dentinario.

La heterogeneidad estructural y la presencia de fluido dentinario en el interior de los túbulos, hacen de la dentina un sustrato que ofrece particularidades especiales para los distintos mecanismos de adhesión.

3.9.1 Tratamiento del sustrato adhesivo

La adhesión a dentina requiere de una: superficie activa, de alta energía superficial y humectable; una superficie de baja, media o alta permeabilidad y difusión, imprimable por el adhesivo.

3.9.1.1 Superficie activa, de alta energía superficial y humectable

Las superficies dentinarias, dada las características estructurales del tejido y su dinamismo biológico pueden ser acondicionadas a través de distintos promotores de adhesión, para crear una superficie de alta energía superficial y humectable por el adhesivo⁴:

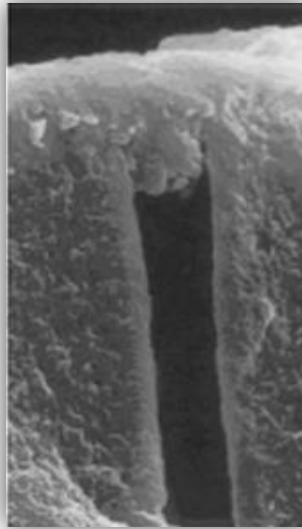


- Ácidos en alta concentración, por mecanismos semejantes a los aplicados en esmalte, para lo que se han utilizado en distintas épocas los ácidos fosfórico, maléico, cítrico, y nítrico más oxalato de aluminio.
- Ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos, como los contenidos en los agentes adhesivos acídicos autocondicionantes o self-etching adhesives, donde los ácidos en baja concentración usados son: maléico, poliacrílico, fosfórico, fosfónico, aminosalicílico, silícico, glicerofosfórico y fosfato deshidrogenado.
- Ácido fosfórico en alta concentración más hipoclorito de sodio en distintas concentraciones.
- Hipoclorito de sodio al 5.00 o 5.25 %, utilizado como agente bactericida-bacteriostático y como promotor de adhesión.

3.10 Implicación del Smear Layer en la adhesión dentinaria

El smear layer también conocida como capa dentinaria untuosa, estirada, deformada, barro dentinario, lodo dentinario, o residuo dentinario, con proyecciones intratubulares en la dentina superficial y media, llamados smear plugs, están siempre presente cuando se efectúa un tallado o preparación cavitaria, obliterando los túbulos dentinarios total o parcialmente como un verdadero tapón biológico, disminuyendo la permeabilidad transdentinaria y la humedad superficial y desempeñando un papel importante como barrera física interpuesta entre los sistemas adhesivos y la estructura dentinaria³.Fig.17^{18,20}.

a)



b)



c)

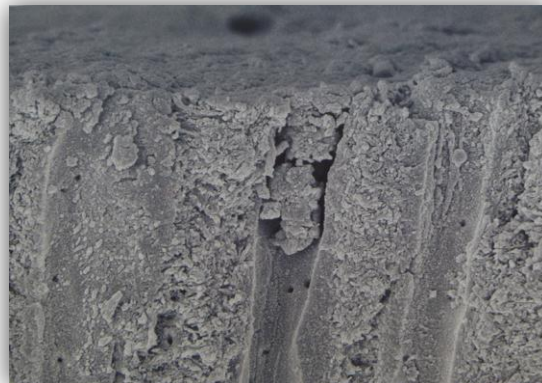


Fig.17 a) Smear Layer, ocluyendo el túbulo dentinario; b y c) Dentina fracturada longitudinalmente mostrando la película de barro dentinario, la smear layer (s),el tapón de barro dentinario, el smear plug, y el túbulo dentinario (T) Ampliación= 10,000 x.



Esta capa fue descrita por Boyde et al, en 1963 y su composición estructural fue estudiada por Eick et al; en 1970, demostrando que estaba integrada en su composición por fosfatos de calcio y materiales orgánicos.

Brännström en 1984, divide al *smear layer* en dos capas muy bien diferenciadas, *externa o smear on* que es amorfa e *interna o smear in* formada por partículas menores que son forzadas en el interior de los túbulos dentinarios.

Su espesor oscila de 0.5 a 5.5 μm y los smear plugs de 4.5 a 8.6 μm y están directamente relacionados con el tipo de instrumental rotatorio, la velocidad de giro, la temperatura generada, la presión ejercida durante la preparación cavitaria, la edad del diente, la profundidad de la preparación cavitaria y-o el área de dentina superficial, media o profunda involucrada³.

3.10.1 Constitución de Smear Layer

El smear layer estaría constituido, por dos capas muy bien diferenciadas:

- A. Una capa superficial de restos sueltos o pseudo smear layer, que engloba:
 - Varillas adamantinas desprendidas por el tallado cavitario, restos orgánicos, minerales adamantinos y dentinarios, hidroxiapatita y microorganismos;
 - Partículas grandes y sueltas, mayores a 5.00 μm que no se adhieren a las paredes de la preparación.



- B. Una capa profunda de dentina deformada o smear layer verdadero, íntimamente relacionada con la composición del tejido, que contiene los componentes presentes en la dentina como, colágeno, glicosaminoglucanos, proteoglicanos desnaturalizados, restos de origen odontoblástico, hidroxilapatita, bacterias y minerales o partículas pequeñas de 0.3 a 2.00 μm , que se adhieren fuertemente a las paredes de la preparación por atracción electrostática.

Esta capa interna o deformada es dentina estirada, pudiendo ser activada o disuelta por ácidos en alta o baja concentración, monómeros acídicos, enzimas y quelantes.

El área más externa de esta dentina deformada presenta a las glicoproteínas en distintos grados de desnaturalización por el tallado cavitario y o sería un sustrato adhesivo adecuado, por lo que debería ser eliminada o modificada.

Las soluciones de ácido fosfórico al 32, 34.5, 35 y 37%, eliminan el smear layer por desmineralización y desnaturalizan al colágeno.

El hipoclorito de sodio al 5.0 o 5.25% actúa como agente bactericida-bacteriostático, elimina las proteínas desnaturalizadas por desproteinización, creando canales tridimensionales para que un agente adhesivo pueda quedar retenido, facilitando la adhesión.

La interpretación de la composición y características microscópicas del smear layer, determina que existan en la actualidad distintos procedimientos clínicos, a través de los cuales, esta capa puede recibir diferentes tipos de tratamiento según se la considere como una deformación del tejido conectivo dentinario o como lodo o barro dentinario.

La finalidad de los tratamientos de smear layer es lograr la unión de los sistemas adhesivos con la dentina, para obtener una mejor desempeño clínico



en las restauraciones, con mayor adaptación a las paredes cavitarias, disminución de la filtración marginal y menor riesgo de instalación de caries secundarias^{3,5}.

3.10.2 Tratamiento de la dentina con smear layer

La difusión de los monómeros a través de los túbulos expuestos por el acondicionamiento ácido, originaron distintas interpretaciones sobre el tratamiento que se debería proporcionar a la dentina con smear layer a través de los sistemas adhesivos para conseguir una adhesión programada y repetible clínicamente.

La capa de smear layer o de dentina deformada puede ser:

- Eliminada totalmente por interdifusión o por capa de hibridización
- Eliminada y desproteïnizada por contacto o por capa de hibridización reversa
- Modificada por capa de reacción- integración
- Desproteïnizada por capa intermedia por desproteïnización.³

3.10.2.1 Eliminada totalmente por interdifusión o por capa de hibridización

El concepto de la adhesión a las estructuras de esmalte y dentina fue basado en la difusión, polimerización y retención micromecánica de monómeros hidrófilos-hidrófugos dentro de los espacios tridimensionales virtuales dejados por la eliminación de la hidroxiapatita que es el sostén de las fibras colagenosas, luego de la aplicación de un ácido de alta concentración como el fosfórico; a esta unión resina-dentina se le conoce como capa de hibridización.



El acondicionamiento ácido de la dentina consiste en desmineralizar la dentina mediante ácidos de alta concentración, formando sales de fosfato de calcio por reacción- ácido base, que son eliminadas por lavado, con la finalidad de suprimir el smear layer, ampliando la luz de los túbulos dentinarios, activar y generar una superficie de alta energía para facilitar la adhesión al exponer las fibras de colágeno dentinario que puede ser imprimado por un monómero hidrófilo – hidrófugo, dando lugar a la formación de una capa de hibridización o de interdifusión o capa de resina- dentina infiltrada.

La capa de hibridización es considerada como el más eficiente mecanismo de adhesión logrado con los agentes adhesivos poliméricos.

La desmineralización causada por el ácido fosfórico, genera intensas pérdidas en el balance fósforo-calcio de la dentina. Como el acondicionador elimina parcialmente la fase mineral, la dentina cambia radicalmente su composición, siendo los cristales de hidroxilapatita sustituidos por fluido dentinario.

El agua no aporta el mismo soporte físico que los cristales de hidroxilapatita, por lo que las fibras colágenas que otorgan elasticidad y resistencia a la dentina se colapsan y desnaturalizan, impidiendo su imprimación²². Fig. 18⁴.

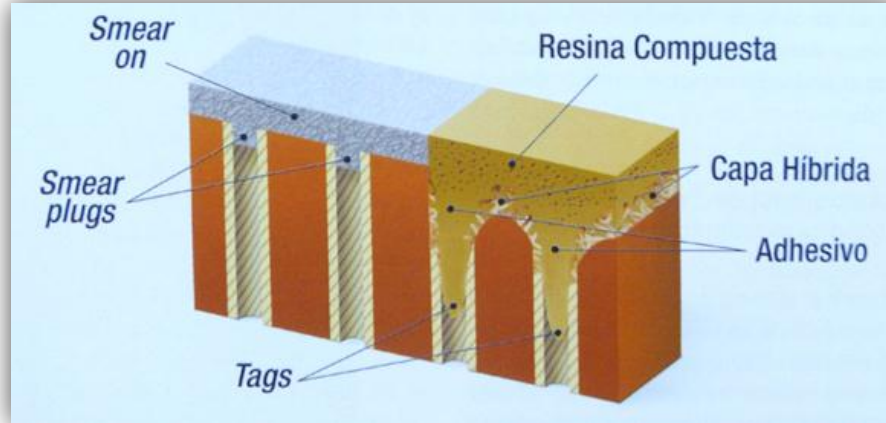


Fig.18 Hibridización dentinaria.

3.10.2.2 Eliminada y desproteinizada por contacto o por capa de hibridización reversa.

La capa de dentina deformada puede ser eliminada con ácido fosfórico en alta concentración y desproteinizada conjuntamente con la dentina desmineralizada para facilitar la impregnación con monómeros hidrófilos e hidrófugos y lograr adhesión por *hibridización o por contacto*.

La remoción de la dentina desmineralizada y la eliminación del colágeno dentinario a través del hipoclorito de sodio en diferentes concentraciones fueron evidenciadas y los *lateral branches* aumentaron su diámetro y tamaño. La dentina queda libre de smear layer y los túbulos se encuentran abiertos con un diámetro de $\pm 2.7\mu\text{m}$ (fig.19)⁴.

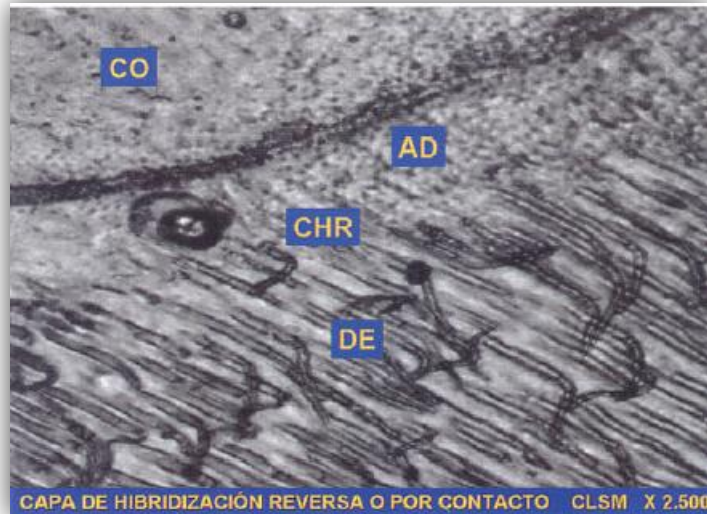


Fig.19 Micrografía que muestra la capa de hibridación reversa (CHR), generada por la aplicación de ácido fosfórico al 32% durante 15 segundos, hipoclorito de sodio al 5% por 120 segundos. Notese la presencia de resintags (AD), más profundos y la ampliación rellena resinosa de los lateral branches en el tejido dentinario (DE). Composite (CO). FVM x2, 500.

3.10.2.3 Modificada por capa de reacción- integración

Un método simple fue propuesto para eliminar la incompleta impregnación de los monómeros dentro del colágeno que ocurre en la capa de hibridación, a través de los sistemas adhesivos acídicos autocondicionantes, acidic self-conditioning monomer solutions, self-etching adhesives, sin utilizar acondicionamiento ácido total con ácidos de alta concentración. Estos sistemas adhesivos eliminan el paso clínico del lavado con agua presurizada de las superficies dentinarias, imprescindible en las técnicas de acondicionamiento total. La capa profunda del smear layer se puede disolver parcialmente e integrar con estos adhesivos acídicos autocondicionantes, que promueven adhesión a través de la imprimación resinosa, con disolución y desmineralización del smear layer por reacción ácido- base y formación de sales o reacción ionomérica, sin pérdida de minerales en el tejido.

Esta capa de reacción-integración genera, lo que se ha dado en llamar un complejo hibridizado, constituido por la impregnación resinosa del smear layer y de la dentina, donde intervienen en su formación, sales de fosfato- cálcico, colágeno, agua y resinas adhesivas polimerizadas (fig. 20)⁴.

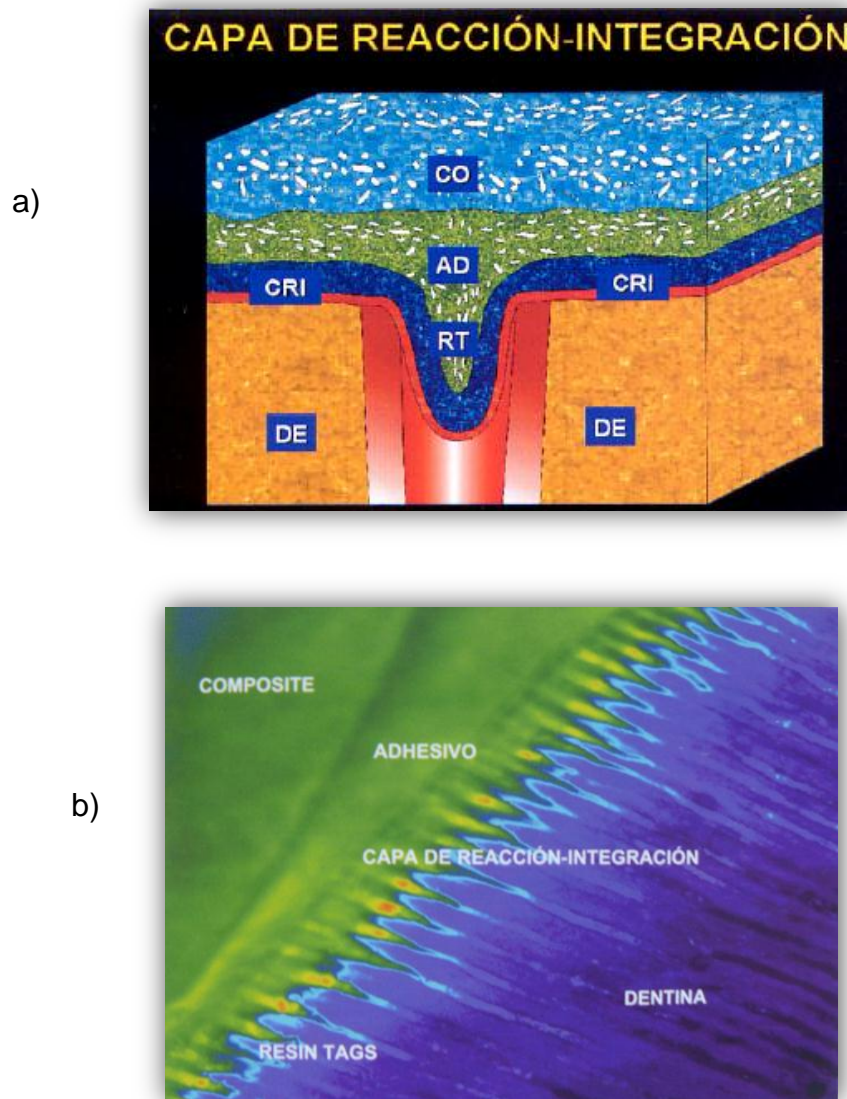


Fig.20 a) Capa de reacción-integración (CRI), en dentina profunda(DE), donde se visualiza la impregnación del colágeno dentinario por el sistema adhesivo (AD) y los cristales formados durante la reacción ácido-base que reestructura el tejido. TEM x60,000.b) Capa de reacción-integración en dentina profunda de la pared pulpar obtenida con un agente adhesivo autocondicionante, donde se visualiza la correcta adhesión con el tejido y la presencia de resín tags. CLSM x2,500.



3.10.2.4 Desproteínizada por capa intermedia por desproteínización

La dentina puede ser acondicionada y activada por oxidación-desproteínización a través de la aplicación por frotado de hipoclorito de sodio al 5.0 o 5.25 % durante un lapso de 45 segundos, para lograr la eliminación parcial del componente orgánico-protéico-colagenoso, creando espacios en el mineral dentinario dejado por eliminación parcial de las fibras protéicas de ± 130 nm, por donde difunden y quedan adheridos los monómeros hidrófilos-hidrófugos de los self-etching primers o self-etching adhesives, para formar una capa de resina-dentina.

Los procesos de desproteínización ocurren por un mecanismo de óxido-reducción, a través del cual, por oxidación una molécula o ion pierde electrones. Las reacciones de oxidación pueden ocurrir en ausencia o presencia de oxígeno.

En este proceso químico activo interviene también el cloro formando cloraminas, actuando como agente bactericida y bacteriostático al destruir los microorganismos y eliminando las fibras colagenosas.

Esta tecnología se adecua a la biología de la dentina que como tejido conectivo adaptado a la función de soportar las presiones de la oclusión funcional por su alto contenido cálcico, no puede perder un microgramo de este mineral por el alto riesgo de que se generen micro y macrofracturas en dentina y en el elemento dentario.

Este procedimiento se indica fundamentalmente en dientes con caries de distinta extensión y profundidad, donde el hipoclorito de sodio cumple con la función de "promotor de adhesión " y como agente bactericida y bacteriostático ^{4,23,24}. Fig.21 ⁴.

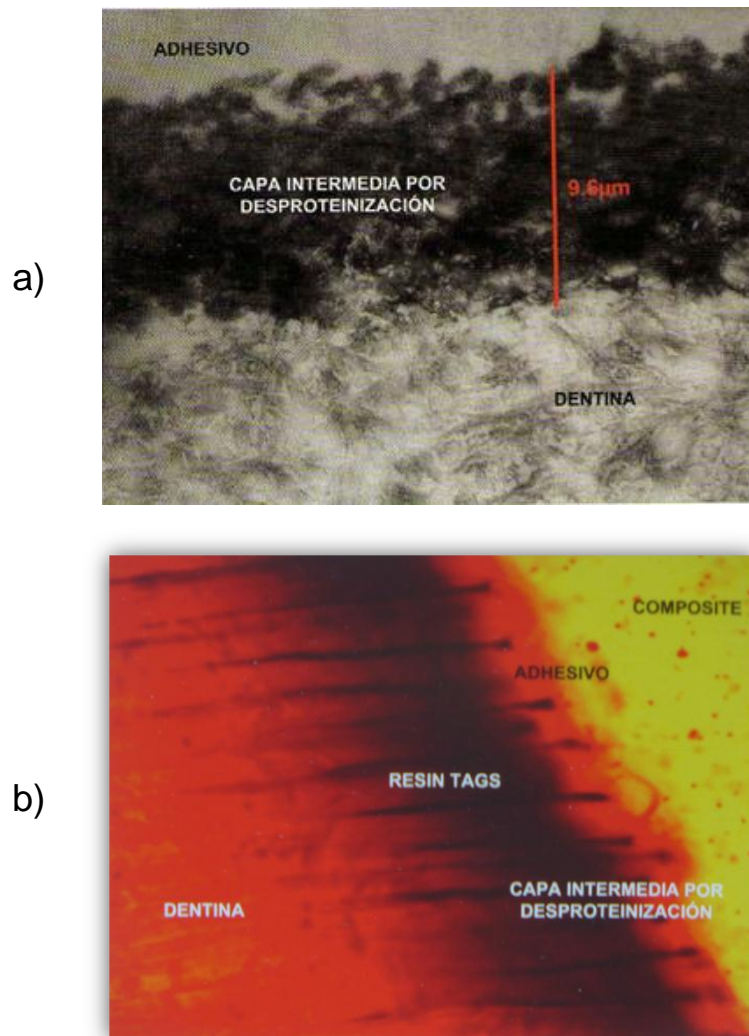


Fig.21 a) Capa intermedia por desproteínización observada con microscopio electrónico de transmisión. Se puede visualizar el espesor en micrómetros de la capa resina-dentina y la presencia de dentina normal. TEM $\times 15,000$; b) Capa intermedia por desproteínización obtenida con la aplicación por frotado durante 45 segundos de hipoclorito de sodio al 5.25%, como agente promotor de adhesión a dentina, bacteriostático y bactericida, más un agente adhesivo autocondicionante. Obsérvese que la dentina peritubular hipermineralizada no fue afectada por la acción del hipoclorito de sodio incorporándose los túbulos dentro de la capa adhesiva. CLSM $\times 2,500$.



CAPÍTULO IV. EVIDENCIA CIENTÍFICA SOBRE DESMINERALIZACIÓN Y DESPROTEINIZACIÓN EN ESMALTE Y DENTINA

Existen evidencias científicas que demuestran que la remoción de las fibras colágenas dentinarias son una alternativa para el protocolo adhesivo convencional.

La obtención de una efectiva unión entre el material restaurador y el tejido dentinario se ha manifestado como un desafío para la odontología. Características como la composición química de la dentina (contenido orgánico y acuoso); variaciones topográficas estructurales (cantidad y diámetro de los tubos dentinarios), así como la existencia de la capa de desechos o barro dentinario (smear layer) resultante de la preparación dentaria ejercen la influencia directa sobre la adhesión a ese tejido.

El mecanismo de unión a la dentina, en la mayor parte de los sistemas adhesivos existentes, está basado en la hibridación. En ese proceso, las superficies dentinarias son tratadas con agentes condicionantes ácidos, los cuales conducen la remoción de smear layer, desmineralización de la dentina subyacente y consecuente exposición de la red de fibras colágenas. La introducción de sustancias resinosas en este sustrato posibilita la adhesión, resultando en una zona de dentina infiltrada por monómeros: la capa híbrida.

Aunque la capa híbrida represente un avance, la desmineralización de la dentina expone fibras colágenas sin soporte, representando un sustrato extremadamente susceptible a las alteraciones del medio.

Así, los cuidados con el sustrato dentinario desmineralizado siguen siendo un punto crítico en la ejecución de los procedimientos clínico-restauradores, principalmente cerca de la subjetividad en la obtención de una dentina húmeda, idealmente favorable a la adhesión. Eso porque la mantención del



estado de hidratación de la dentina acondicionada hace que las fibras colágenas permanezcan extendidas, sin contracción, permitiendo, teóricamente, que adhesivos hidrofílicos tengan acceso más rápido a la superficie microporosa del tejido mineralizado subyacente.

En función del gran contenido acuoso, las superficies acondicionadas no deben permanecer muy secas para no provocar el colapso de las fibras colágenas, y tampoco muy húmedas, de manera que el exceso de agua limite la penetración y el desempeño de los sistemas adhesivos. Cualquier colapso en la matriz colágena, como resultado del secamiento excesivo, puede impedir la penetración de los monómeros resinosos en áreas más profundas, aumentando el riesgo de fallas adhesivas.

De acuerdo con Tanaka; Nakai (1993), la dentina desprovista de colágeno se muestra más favorable para la obtención de valores altos de resistencia adhesiva que un sustrato rico en colágeno. Por lo tanto, los trabajos científicos existentes acerca de la influencia de la remoción de fibras colágenas sobre la adhesión dentinaria muestran resultados distintos, no habiendo un consenso en cuanto sus repercusiones acerca de la resistencia adhesiva.

La infiltración incompleta del adhesivo en la dentina desmineralizada puede crear porosidades y espacios submicrométricos con exposición de colágeno en la interface diente/restauración. Spencer; Swafford (1999), observaron la existencia de fibras colágenas desprotegidas después de la hibridación dentinaria, las cuales pudieron ser diluidas con el uso de hipoclorito de sodio. Así, in vivo, esas fibras estarían susceptibles a disolución por sustancias externas (enzimas bacterianas y ácidos), favoreciendo la ocurrencia de fallas adhesivas prematuras, debido a la hidrólisis de las fibras colágenas y/o a la degradación del adhesivo polimerizado.



La remoción del colágeno de las superficies previamente acondicionadas, a través del empleo de sustancias capaces de disolver el contenido proteico, como el hipoclorito de sodio, ha sido evidenciada como una manera de minimizar la sensibilidad de la técnica de hibridación y, así, propiciar el sellado marginal adecuado, sin que haya alteración en la resistencia adhesiva. Esa técnica ha sido denominada desproteínización^{25,26,27}.

En la técnica de desproteínización, el acondicionamiento ácido promueve la remoción de la smear layer y la desmineralización dentinaria con exposición de una red de fibras colágenas, las cuales son diluidas después de la aplicación del hipoclorito de sodio, propiciando la obtención de un sustrato dentinario diferenciado, rico en apatita.

Soluciones basadas en hipoclorito de sodio son utilizadas en varios procedimientos odontológicos, teniendo por base su acción desproteínizante no específica. La disolución de las fibras colágenas ocurre por el hecho de que el NaOCl es un agente proteolítico no específico que efectivamente remueve componentes orgánicos en temperatura ambiente.

Perdigão, J. et al. (1999) en un estudio morfológico de las superficies dentinarias tratadas con hipoclorito de sodio 5%, constato ese hallazgo y visualizaron superficies diferenciadas cuando fueron comparadas a las poco acondicionadas.

Los análisis en MEB (microscopía electrónica de barrido) revelaron una mayor cantidad de tubos visibles, con apertura más ancha, además indicaron un mayor alargamiento de los tubos, posibilitando la visualización de un extenso laberinto de tubos secundarios laterales y anastomosis, los cuales se comunicaban con la área íntertubular y la región próxima a la superficie.



El empleo del hipoclorito de sodio es una de las posibles estrategias para la optimización de la adhesión a la dentina. En función de la susceptibilidad del sustrato dentinario, la remoción del colágeno de las superficies previamente acondicionadas, con el uso del NaOCl como agente desproteinizante, ha sido evidenciada como una manera de minimizar la sensibilidad de la técnica de hibridación, sin que la efectividad adhesiva sea comprometida.

La remoción de la capa saturada en fibras colágenas evitaría problemas relacionados con la humedad dentinaria y la penetración del agente adhesivo en el colágeno colapsado, puntos cruciales que interfieren en el suceso de la técnica adhesiva. La dentina tratada con NaOCl parece ser más compatible con los materiales hidrofóbicos que la dentina acondicionada, pues esta sustancia remueve el colágeno, altera la superficie de la dentina y puede cambiar sus propiedades hidrofílicas, transformándolo en una superficie rica en mineral, semejantes al esmalte dentario.

Después del tratamiento con el NaOCl, se espera que la dentina se torne más susceptible a la humedad, ya que la desproteización genera una superficie mineralizada, naturalmente hidrofílica. Otros beneficios clínicos están asociados al empleo del NaOCl, como desinfección y limpieza de los tejidos duros dentales, debido a su capacidad anti-microbiana y solvente. Además, la remoción de las fibras colágenas crea un sustrato dentinario menos sensible al agua de ese sustrato, lo que propiciaría una interface adhesiva más estable a lo largo del tiempo^{28,29,30}.

El hipoclorito de sodio, además de remover las fibras colágenas expuestas en la dentina acondicionada, también torna solubles las fibras existentes en la matriz mineralizada subyacente, creando porosidades submicrométricas en la fase mineral. De acuerdo con Prati; Chersoni; Pashley (1999), la acción de los



agentes adhesivos sobre esas superficies resultaría la formación de una capa híbrida reversa.

Mientras algunas investigaciones evidencian que la desprotección aumenta significativamente la fuerza de unión, otras demuestran resultados inferiores y hasta semejantes, cuando son comparados con el protocolo adhesivo convencional.

Estos resultados tienen variantes inherentes a cada metodología usada, que van desde el tipo de test empleado (tracción, micro tracción, desalojamiento o micro-infiltración) hasta el tipo de diente utilizado (humano o bovino), ejercen influencia sobre los resultados alcanzados.

Los aspectos morfológicos de las interfaces adhesivas de los sustratos pueden ser un indicativo para explicar porque la remoción del colágeno propicia resultados mejores en relación a la adhesión. Posiblemente, la obtención de tubos dentinarios alargados después de la aplicación del NaOCl permitiría que una mayor cantidad de adhesivo interactuase con la dentina, lo que teóricamente aumentaría la resistencia adhesiva. Así, los tags resinosos más anchos podrían aumentar la contribución de esos prolongamientos resinosos sobre la resistencia adhesiva total. Además, partículas de carga también pueden ser capaces de infiltrar en los tags y en las porosidades existentes de la dentina intertubular, aumentando, consecuentemente, la fuerza de adhesión.

Para Phrukkanon et al. (2000) el proceso adhesivo depende en bajo grado de las fibras colágenas, pero también de la rugosidad superficial, de la penetración del sistema adhesivo de la dentina tratada, de la proyección de



los cristales de hidroxiapatita en la matriz colágena y de una posible interacción química en la interface dentina-resina. Eso pudo ser comprobado al realizar una investigación para evaluar la influencia de superficies dentinarias tratadas con hipoclorito de sodio a 12,5%, después del acondicionamiento ácido, sobre la resistencia adhesiva a la tracción de los sistemas adhesivos; en comparación con el protocolo adhesivo convencional, la aplicación del hipoclorito, por 1 minuto, propició un incremento en la fuerza de unión de 4,5 MPa y 4,9 MPa.

Perdigão et al. (2000) condujeron un estudio de laboratorio en dientes bovinos y humanos, con el objetivo de verificar el grado de interferencia del hipoclorito de sodio 10% sobre la adhesión dentinaria. Los resultados de los test de resistencia adhesiva al desalojamiento revelaron una disminución de los valores de fuerza adhesiva a medida que el tiempo de aplicación de NaOCl fue aumentando de 15 hasta 60 segundos. Los autores concluyeron que la disminución de la resistencia adhesiva podía ser consecuencia de la disolución parcial del colágeno intertubular, desestabilización de la molécula de colágeno, contracción volumétrica de la dentina tratada con NaOCl y/o alteraciones en la cristalización de la apatita dentinaria frente al tratamiento desproteinizante.

La correlación entre superficies sin colágeno y adhesión puede estar más relacionada con el tipo del sistema adhesivo empleado, sea por su composición o por la posibilidad de interacción con el hipoclorito residual.

La utilización de adhesivos basada en acetona ha demostrado desempeño adhesivo superior en superficies dentinarias desprovistas de colágeno.

Según Inai et al. (2000) esos adhesivos posibilitan una mayor penetrabilidad en la superficie dentinaria desproteinizada, lo que promovería, consecuentemente, una fuerza adhesiva mayor. La gran difusión de la



acetona, así como su elevada capacidad de desalojar el agua puede hacer que haya una mejora en el contacto del monómero con la estructura dentinaria intratubular. Además, la remoción del colágeno puede optimizar el contacto entre adhesivo y cristales hidroxiapatita, a través del aumento de permeabilidad de la dentina.

De acuerdo con Sabóia, Rodrigues; Pimenta (2000), la lenta difusión de adhesivos como el Single Bond probablemente hace que las porosidades nanométricas dejadas por el NaOCl no sean efectivamente rellenadas por los monómeros resinosos, lo que explicaría los valores inferiores de resistencia adhesiva obtenidos por ese adhesivo frente a la dentina sin colágeno.

En superficies desproteinizadas, por tanto, es importante hibridizar la dentina empleando sistemas adhesivos que poseen monómeros ácidos con grande potencial de difusión.

A pesar de las características intrínsecas de los adhesivos, la posibilidad de suceso frente a sustratos sin colágeno, la acción del NaOCl lleva a la oxidación de algunos componentes en la matriz dentinaria que pueden interferir en la iniciación de la polimerización de algunos sistemas adhesivos.

El oxígeno liberado por las moléculas del hipoclorito de sodio es un factor que puede justificar la reducción de los valores de resistencia adhesiva, ya que puede inhibir la polimerización del adhesivo, comprometiendo el desempeño de las interfaces de unión.

Así, los resultados de resistencia adhesiva después del empleo del NaOCl dependen de la especificidad de cada sistema adhesivo al efecto oxidante del hipoclorito. La reducción en la resistencia adhesiva puede estar asociada a



cambios en las propiedades físicas y químicas de la dentina después de la aplicación del hipoclorito de sodio.

El grado de compromiso de la unión en superficies dentinarias oxidadas por la acción del hipoclorito de sodio fue uno de los aspectos estudiados por Lai et al. (2001), a partir de test de resistencia adhesiva a micro-tracción con los sistemas adhesivos Bond (3M ESPE) y Excite (Vivadent). Variando la forma de tratamiento dentinario (remoción o no de las fibras colágenas – NaOCl 10%, 1 minuto), el Single Bond presentó resultados negativos después de la remoción de las fibras colágenas, pudiendo ese resultado estar relacionado a la presencia de radicales libres residuales del hipoclorito de sodio en la dentina. Esos pueden estar relacionados con los radicales libres de vinyl generados durante la foto activación del adhesivo, resultando en una polimerización incompleta debido a un término prematuro de la cadena polimérica.

Esa capacidad oxidativa de la dentina tratada con el hipoclorito de sodio puede ser revertida a través de la aplicación de soluciones reductoras como el ascorbato de sodio, tornando ese sustrato viable para la adhesión.

La remoción de las fibras colágenas promueve una exposición de radicales; grupos hidroxilo, carbonato y fosfato, lo que puede representar un tratamiento preemisor para sistemas adhesivos que dependan de esos grupos para adherir químicamente a la dentina. Posiblemente, la obtención de una mejor unión entre el sistema adhesivo y superficies dentinarias desprovistas de colágeno pueda ser alcanzada a través de la utilización de nuevos materiales y técnicas, como los sistemas adhesivos dentinarios de acción autoacondicionante .



El logro del acondicionamiento depende del agente químico, la concentración del ácido, el tiempo de grabado, y la composición de la superficie del esmalte. Se ha establecido que la adhesión se logra con un acondicionamiento ácido, generando una retención morfológica sobre la superficie del esmalte. Sin embargo, estudios recientes han demostrado que la calidad topográfica del esmalte grabado con ácido fosfórico (H_3PO_4) no se logra sobre la superficie adhesiva entera; más de 69% de esta superficie no era grabado, mientras que el 7% presentó grabado tenue y sólo el 2% era el grabado ideal.

Para contrarrestar estas limitaciones, algunos autores han sugerido la abrasión del esmalte con el fin de aumentar la retención. Esta técnica invasiva ofreció al parecer una retención mayor a la superficie, retirando parte del material orgánico presente.^{31,32}

Espinosa et al. , demostraron que la eliminación del contenido orgánico de la superficie del esmalte, podría aplicarse con hipoclorito de sodio 5,2% ($NaOCl$) como un agente desproteinizante antes del grabado con ácido fosfórico, esto duplica de manera significativa la retención de la superficie del esmalte a un 94,47% y aumentó el grabado el tipo I y II. Esta técnica podría optimizar significativamente la adhesión y la eliminación de elementos orgánicos, tanto de la estructura del esmalte y la película adquirida.

Se ha demostrado que el adecuado grabado del esmalte depende de la concentración del ácido, los tiempos de grabado, la composición de la superficie del esmalte y la remoción orgánica. Lamentablemente, todavía nos enfrentamos a fallas adhesivas; dos factores claves forman parte del fracaso adhesivo y son la cantidad de superficie grabada, así como la calidad del patrón de grabado. La adhesión al esmalte depende de lograr la máxima capacidad retentiva de la superficie desde el efecto de grabado ácido. Es



importante darse cuenta de que la acción de H_3PO_4 sobre la superficie del esmalte se produce principalmente en los tejidos mineralizados (materia inorgánica) y no elimina la orgánica. Los cambios morfológicos generados varían de un diente a otro con una prevalencia de un patrón de tipo III, que disminuye significativamente la capacidad de los materiales para unirse efectivamente a la morfología del esmalte. No obstante, la calidad topográfica de grabado del esmalte con H_3PO_4 no se logra sobre la adhesión entera; Espinosa R et al. mostró que más de 50% de la superficie tratada no fue grabado; sin embargo, con la desproteización de esmalte con 5,25% NaOCl durante 60 segundos antes de grabado con H_3PO_4 exhibió mejores resultados, obteniendo patrones I y II, hasta 94,47% de su superficie en comparación con 49,3% de tipo patrón III producida por la acción de solo ácido grabador.

La desproteización con hipoclorito de sodio al 5,25% durante 60 segundos antes del grabado del esmalte aumenta de forma significativa la calidad y profundidad de la réplica de resina de lo que podría aumentar significativamente la retención de todas las restauraciones de adhesivos.

Un estudio reciente confirmó los resultados clínicos, lo que indica que la desproteización con hipoclorito de sodio al 5,25% durante 60 segundos antes de grabar el esmalte incrementó significativamente la retención de todas las restauraciones adhesivas.^{19,33.}



CONCLUSIONES

Comparar dos técnicas de acondicionamiento dental, como la desmineralización y desproteinización, provee al profesional de herramientas básicas para mejorar los resultados en la adhesión a las estructura de los tejidos dentales. El análisis bibliográfico de este trabajo tiene como conclusión, diferencias entre autores y resultados de estudios experimentales, por ello es importante considerar que no existe un consenso único sobre el protocolo a seguir en adhesión dental, desde los adhesivos, sus generación, sus componentes hasta la influencia que tiene los tiempos y concentraciones de los acondicionadores sobre el sustrato dental, esmalte y dentina.

Tradicionalmente la técnica de hibridación es la más aceptada y practicada al realizar adhesión a la superficie dentinaria, por obtener niveles de adhesión mayores a técnicas predecesoras.

La técnica de remoción de las fibras colágenas puede representar un recurso válido en la optimización del protocolo adhesivo, sin embargo, aún necesita de estudios clínicos en seres humanos para comprobar la efectividad de la técnica. Aunque resulte en una etapa clínica más, su adopción en la práctica restauradora estaría justificada ya que la longevidad y la efectividad de la adhesión serían mejoradas sustancialmente, hecho dependiente del tipo de sistema adhesivo empleado. Podemos concluir con lo siguiente:

- La remoción del colágeno de las superficies acondicionadas con el uso del NaOCl como agente desproteinizante, ha mostrado una mayor eficacia para lograr una mejor adhesión.
- La aplicación de NaOCl al 5% en dentina previamente grabada nos muestra un aumento en la fuerza de adhesión debido a los cambios químicos.
- El acondicionamiento del Smear Layer, con NaOCL al 5% promueve la desinfección del mismo, la obliteración de túbulos dentinarios y la



exposición de material orgánico, para la interacción química del adhesivo.

- El grabado convencional con H_3PO_4 tiene importantes limitaciones ya que la retención de la superficie del esmalte es inferior al 46% de la superficie; y con desprotección antes de la técnica del grabado con ácido fosfórico casi duplica la retención de la superficie del esmalte a un 73% ya que se eliminan elementos orgánicos tanto de la estructura del esmalte como de la película adquirida.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. M.ª E. Gómez de Ferraris, A. Campos Muñoz. *Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental*. 3ª edición. Ed. Médica Panamericana. Madrid, España. 2009; pp.258-290; 292-316.
2. Pascal Magne, Pd, Dr. Med. Dent. URS Belser. *Restauraciones de Porcelana adherida en los dientes anteriores, Método Biomimético*. Barcelona. Ed. Quintessence, S.L. 2004; pp.24-55.
3. Oskar Steenbecker. *Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental, Estética adhesiva*. Ed. Universidad de Valparaíso. Chile. 2006; Cap. VI: 167-187; Cap. IX: 327-341.
4. Gilberto Henostroza H. *Adhesión en odontología Restauradora*. 2ª edición. Madrid. Ed. Ripano Médica. 2010; Cap. I: 20-28, Cap. 4: 101-135; Cap. II: 43-100.
5. Richard S. Schwarts, DDS, James B. Summit, DDS, MS, J. William Robbins, DDS, MA. *Fundamentos en odontología operatoria, Un logro contemporáneo*. 1ª edición. Caracas. Ed. Actualidades Médico odontológicas. 1999; pp.141-173.
6. http://www.javeriana.edu.co/academiappendodoncia/art_revision/revisio_n_2006/i_a_revision21.html.
7. Eduardo Miyashita, Antonio Salazar Fonseca. *Odontología estética: "El estado del arte"*. São Paulo. Ed. Artes Médicas. 2005; pp.1-49.



-
8. Marco Antonio Bottino. *Estética en rehabilitación oral, Metal free. Latinoamérica*. 1º edición. Ed. Artes Médicas. 2001; pp. 25-53.
 9. Kannel J. Anusavice, D.M.D., Ph. D. *La ciencia de los materiales dentales de Phillips*. Madrid. Ed. Mc Graw-Hill Interamericana. 1998; pp.13-15.
 10. Ricardo Luis Macchi. *Materiales dentales*. 4ª edición. Argentina. Ed. Panamericana. 2007; pp. 9.
 11. Retief DH, FR Denys. *La adhesión a esmalte y dentina*. Am J of Dent 2003; 2(6):133-144.
 12. Farah, D.D.S., Ph.D., John M. Powers, Ph.D. *6ta y 7ma generación de agentes adhesivos*. The dental Advisor. 2006; 23(8).
 13. Martín Hernández J. *Aspectos prácticos de la adhesión dentina*. Av. Odontoestomatol. 2004; 20(1): 19-32.
 14. Carrillo S, MSD. *Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales*. Rev ADM. 2006; I.XII(2):45-51.
 15. Fidel Saldaña Acosta, T.M. Juan José Ramírez Estrada. *Adhesivos autograbables en esmalte*. Rev ADM. 2008; LXV:221-222.
 16. Rony Joubert Hued. *Odontología adhesiva y estética*. Madrid. Ed. Ripano Médica. 2010; pp. 23-72.



17. Baratieri, Luiz N. *Estética, Restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores fracturados*. 2ª edición. São Paulo, Brasil. Ed. Amolca. 2004; pp.57-72.
18. Douglas A. Terry, D.D.S, Karl F Leinfelder, D.D.S, M.S. *Aesthetic & Restorative Dentistry, Material Selection & Technique*. Ed. Everest. 1ª edición. Ed. Publishing Media. 2009; pp.40-51.
19. Espinosa R, Valencia R, Uribe M, Ceja I, Cruz J, Saadia M. *Resin Replica in Enamel Deproteinization and its Effect on Acid Etching*. J. ClinPediatr Dent. 2010;35(1):47-52.
20. Luiz Narciso Baratieri y colaboradores. *Soluciones clínicas, fundamentos y Técnicas*. Ed. Santos. 2009; pp. 5-15.
21. Van Meerbeek B , De Munck J , Yoshida Y , Inoue S , Vargas M , Vijay P , Van Landuyt K , et al . Buonocore Memorial Lecture. *Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges*. Oper Dent. 2003; 28(3):215-35.
22. Barbosa de Souza, Fábio, Vicente da Silva, Claudio Heliomar y Carneiro de Souza Beatrice, Lúcia. *Relación de la dentina desproteínizada con el proceso adhesivo*. Acta odontol. Venez. 2005;43(2):171-176.
23. Breschi L, Gobbi P, Chersoni S, Mazzotti G, Prati C. *Effects of different acid and sodium hypochlorite treatments on dentin collagen: a FEISEM analysis*. Am J Dent. 2003; 16: 77A-81A.



-
24. Minerva Stomatol. *Mechanism of action of sodium hypochlorite and its effects on dentin*. 2006; 55(9):471-82.
25. Ricardo Walter, DDS, MS, Edward J. Swift, Jr., DMD, MS, Lee W. Boushell, DDS, MS, Krista Braswell, BA. *Enamel and Dentin bond Strengths of a New Self-Etch Adhesive System*. J. Esthet Restor Dent. 2011; 23: 390-398.
26. SowmyaShetty, Mithra B. *Dentin deproteinization and microleakage around gingival third resin restorations*. J. Conserv Dent. 2008; 11(1):11-15.
27. Torres CRG, Silva AP. *Primer influence on microleakage in deproteinized dentin*. Rev Odotol UNESP. 2006; 35 (1):7-13.
28. Osorio Ruiz E. *Control del colapso del colágeno: desproteinización*. Av Odontoestomatol 2004; 20-3:123-130.
29. R Frankenberg, Krämer, H Oberschachtsiek, A Petchelt. *Dentin Bond Strength and Marginal Adaption –after NaOCl Pre-Treatment*. Oper Dent. 2000;25:40-45.
30. Xiaoli Hu, DDS, MS, Yanwen Peng, PhD, MS, Chee-peng Sum, PhD, BDS, MSc, and Junqi Ling, DDS, MS, PhD. *Effects of Concentrations and Exposure Times of Sodium Hypochlorite on Dentin Deproteinization: Attenuated Total Reflection Fourier Transform Infrared Spectroscopy Study*. JOE.2010; 36(12):1-4.



-
31. Salvatore Sauro , Francesco Mannocci , Manuel Toledano , Raquel Osorio ,David H. Pashley , Timothy F. Watson. *EDTA or H3PO4/NaOCl dentine treatments may increase hybrid layers resistance to degradation: A microtensile bond strength and confocal-micropermeability study.* J of Dent. 2009; 37:279-288.
32. J. Perdigãoa, M. Lopesb, S. Geraldelic, G.C. Lopesd, F. Garcy, Godoye. *Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding.* Dental Materials.2000; 16:311–323.
33. Roberto Espinosa, Roberto Valencia, Mario Uribe, Israel Ceja, Marc Saadia. *Enamel Deproteinization and Its Effect on Acid Etching: An in vitro Study.* J ClinPediatr Dent.2008;33(1): 13-20.