

**Universidad CEU Cardenal Herrera**

Departamento de Odontología



**ESTUDIO IN VITRO DEL EFECTO  
DESPROTEINIZADOR DEL  
HIPOCLORITO DE SODIO EN LA  
ADHESIÓN DE BRACKETS A LA  
SUPERFICIE ADAMANTINA.**

**TESIS DOCTORAL**

Presentada por:

**Mar Torrella Girbes**

Dirigida por:

Dr. Santiago Arias de Luxán

Dr. Eliseo Plasencia Alcina

Dr. José Cabanes Vila

Valencia, Enero de 2017

**TESIS DOCTORAL**  
**MAR TORRELLA GIRBES**  
**2017**

# FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

## DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA

**Dr.D. Santiago Arias de Luxán**, Profesor Titular de Ortodoncia en el Departamento de Odontología de la Facultad de Odontología Cardenal Herrera CEU de Valencia.

**Dr.D. Eliseo Plasencia Alcina**. Profesor Titular de Ortodoncia (actualmente jubilado) de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.

**Dr.D. José Cabanes Vila**, Profesor Asociado (actualmente jubilado) del Departamento de Anatomía de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia. Ex profesor del Departamento de Odontología de la Universidad Cardenal Herrera CEU de Valencia.

CERTIFICAN QUE: **Dña. Mar Torrella Girbes**, ha realizado bajo nuestra dirección el presente trabajo titulado: “ESTUDIO IN VITRO DEL EFECTO DESPROTEINIZADOR DEL HIPOCLORITO DE SODIO EN LA ADHESIÓN DE BRACKETS A LA SUPERFICIE ADAMANTINA” y reúne, en nuestro criterio, los requisitos y méritos suficientes para optar, mediante el mismo, al grado de Doctor en Odontología por la Universidad Cardenal Herrera CEU de Valencia.

**Santiago Arías de Luxán      Eliseo Plasencia Alcina      José Cabanes Vila**



*A mi padre, por serlo todo para mí*

*A Jorge, Fernando y Alejandra.*



## AGRADECIMIENTOS

*“Las palabras nunca alcanzan cuando lo que hay que decir  
desborda el alma”*

*(Julio Cortazar)*





## Agradecimientos

Porque esto no hubiera sido posible sin vosotros, **GRACIAS**:

- Al Prof. Dr. Santiago Arias de Luxán como director de este trabajo, por creer siempre en mí, por empujarme y animarme a avanzar, por todos estos años, por ser un referente académico y clínico a seguir. Porque enseñar es dejar huella en la vida de una persona y tú, lo has hecho en mí. Gracias.

- Al Dr. Eliseo Plasencia Alcina, a mi maestro, porque uno recuerda con aprecio a sus maestros brillantes pero con gratitud a aquellos que tocaron nuestros sentimientos. Mejor que mil días de estudio diligente, es un día con un gran maestro como tú. Eternamente agradecida.

- Al Dr. José Cabanes Vila, por estar siempre a mi lado, por hacérmelo todo fácil, porque sin ti no hubiera sido posible, porque esta tesis es tuya. Gracias.

- Al Dr. Luis Alberto Bravo y a la Dra. Ascensión Vicente por dejarme utilizar, de forma desinteresada, las instalaciones de la Facultad de Murcia.

- A mis compañeros del CEU, por su paciencia, por sus ánimos y porque a pesar de saber que soy una persona que comete muchos errores se me aprecian a los que se quedan conmigo después de saber cómo soy

## Agradecimientos

- A los alumnos del Master de Ortodoncia por prestarme su ayuda de forma incondicional. A mis “supernenas”.
- A mis compañeros de profesión y trabajo, por facilitarme tanto el día a día.
- A Sandra por su inmensa sabiduría
- A Cristina porque nunca es demasiado el agradecimiento, a quien no te abandonó en tus peores momentos.
- A Isabel, por no fallarme jamás, por ser mi familia.
- A Julia, por ser mi mano derecha, mi otra mitad, por estar siempre ahí.
- A mi padre, por su amor incondicional, por ser mi referente a seguir y por inculcarme el amor por esta profesión.
- A mi hermana, porque el amor de hermana no tiene sustituto, porque me conoces tal y como soy, porque me aceptas a pesar de todos mis fallos, porque posiblemente pensaras que “no te queda otra”, pero siempre estás conmigo. Por todo eso. Gracias hermana mía.

## Agradecimientos

- A mis hijos, Jorge, Fernando y Alejandra por el tiempo que os he robado. Sois mis soles, los que me dais la luz, alegría y cariño porque sin vosotros mi vida no sería lo mismo.
  
- A mi marido por estar a mi lado en esta aventura.

*“El deseo de luz, produce luz. Hay verdadero deseo cuando hay esfuerzo de atención. Es realmente la luz lo que se desea cuando cualquier otro móvil está ausente. Aunque los esfuerzos de atención fuesen durante años aparentemente estériles, un día una luz exactamente proporcional a esos esfuerzos inundará el alma. Cada esfuerzo añade un poco más de oro a un tesoro que nada en el mundo puede sustraer.*

*(Simone Weil).*



## INDICE

*“El gran talento procede, más que de los  
elementos intelectuales y de un  
refinamiento social superior al de los  
demás, de la facultad de transmitirlos”.*

*(M. Proust)*



# ÍNDICE

<b>Índice</b> .....	<b>15</b>
<b>Introducción</b> .....	<b>23</b>
<b>Revisión de la literatura</b> .....	<b>31</b>
<b>1 El Esmalte humano</b> .....	<b>31</b>
1.1 Composición química .....	31
1.1.1 Matriz orgánica.....	33
1.1.2 Matriz inorgánica: .....	37
1.1.3 Agua:.....	38
1.2 Estructura Histológica:.....	38
1.2.1 Unidad estructural básica:.....	38
1.2.2 Unidades estructurales secundarias del esmalte: .....	42
1.3 Propiedades físicas del esmalte: .....	42
<b>2 Adhesión</b> .....	<b>44</b>
2.1 Generalidades sobre adhesión.....	44
2.2 Fenómenos que influyen en la adhesión.....	47
2.2.1 La Energía de Superficie .....	47
2.2.2 La Humectancia .....	48
2.2.3 La Capilaridad .....	50
<b>3 Adhesión a esmalte</b> .....	<b>51</b>
3.1 Técnica de grabado ácido .....	51
3.2 Patrones micromorfológicos del grabado ácido.....	56
3.3 Hipoclorito de Sodio y su efecto en la adhesión .....	61
3.3.1 Generalidades.....	61
3.4 Mecanismo de acción del hipoclorito de sodio.....	61
3.5 Desproteínización del esmalte .....	64
<b>4. Adhesión en Ortodoncia</b> .....	<b>65</b>
4.1 Generalidades.....	65
4.2 Tipos de adhesión en ortodoncia .....	69
4.3 Factores que determinan la calidad de adhesión lograda.....	69
4.4 Interfases resultantes del cementado de brackets.....	70
4.5 Fallo adhesivo.....	70
4.6 Medición del tipo de fallo .....	73
4.7 Método de medida de la eficacia adhesiva en ortodoncia (Test de resistencia al cizallamiento). .....	74
<b>Justificación</b> .....	<b>79</b>
<b>Objetivos</b> .....	<b>85</b>
<b>Hipótesis nula</b> .....	<b>86</b>
<b>Material y método</b> .....	<b>89</b>
1. Dientes.....	89
2. Brackets .....	92
3. Técnica de adhesión.....	92
4. Almacenamiento de las muestras .....	97
5. Prueba de la fuerza tangencial o microcizalla .....	97
6. Evaluación del adhesivo remanente .....	99
7. Medición del error intra-examinador .....	102
8. Error del método de medición del Índice de Adhesivo Remanente (ARI)..	102

<b>9</b>	<b>Análisis estadístico.....</b>	<b>104</b>
<b>10</b>	<b>Observaciones en el microscopio electrónico de barrido (MEB).....</b>	<b>106</b>
	<b>Resultados .....</b>	<b>113</b>
<b>1</b>	<b>Fuerza de adhesión .....</b>	<b>113</b>
1.1	Fallo a fuerza inferior a 9 Mpa .....	119
1.2	Fallo a fuerza inferior a 11 Mpa .....	120
1.3	Fallo a fuerza inferior a 13 Mpa .....	121
1.4	Fallo a fuerza inferior a 15 Mpa .....	123
1.5	Comparación de Fuerza media .....	125
<b>2</b>	<b>Índice de adhesivo remanente (ARI) .....</b>	<b>127</b>
<b>3</b>	<b>Conclusiones-resumen de análisis estadístico .....</b>	<b>129</b>
	<b>Discusión .....</b>	<b>143</b>
	<b>Bibliografía.....</b>	<b>161</b>



## 1. INDICE DE ABREVIATURAS

*“Lo poco que he aprendido carece de  
valor, comparado con lo que ignoro y no  
desespero en aprender”*

*(Descartes)*



## ABREVIATURAS

- **ANOVA** Análisis de varianza
- **ARI** Índice de adhesivo remanente
- **H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>** Ácido ortofosfórico
- **MEB** Microscopio Electrónico de Barrido
- **Mpa** Megapascal
- **NaOCl** Hipoclorito de sodio
- **OR** Odds ratio
- **SBS** Shear Bond Stregth (test de resistencia al cizallamiento).



## 2. INTRODUCCION

*“Cuanto más grande es la dificultad, más gloria hay en superarla”*

*(Epicuro)*



## **INTRODUCCIÓN**

El fenómeno de la adhesión es el proceso de mayor importancia para la odontología contemporánea. En 1955, Buonocore observó, que ciertos ácidos alteraban la superficie del esmalte, disolviendo el esmalte prismático y permitiendo que la adhesión de una resina al esmalte fuera lo suficientemente fuerte para permitir su aplicación clínica (Buonocore, 1995).

En el caso de la ortodoncia, dicho hallazgo ha proporcionado numerosas ventajas. Gracias a la técnica de grabado ácido, se ha logrado realizar tratamientos con aparatología multibrackets unidas a una pequeña base, en vez de a una banda, directamente adherida al diente. Esto se ha convertido en algo fundamental para la práctica rutinaria de un tratamiento de ortodoncia con aparatos fijos (Hobson et al., 2002).

Los brackets proporcionan un enlace mecánico entre el diente y el arco de alambre, lo que permite al profesional aplicar fuerzas ligeras al diente para que se produzcan los movimientos deseados. Esta unión, debe ser suficientemente fuerte y rígida como para que el sistema de fuerzas se transmita, íntegramente, al diente sin disiparse en deformación del bracket o la interfase de unión al diente.

La ortodoncia presenta una particularidad con respecto al resto de la odontología adhesiva: una vez finalizado el tratamiento de ortodoncia, se deben retirar los aditamentos adheridos procurando que el esmalte recupere su condición inicial lo más fielmente posible.

## Introducción

Es por ello, que el éxito o fracaso del tratamiento ortodóncico con aparatología fija dependa, en buena parte, de conseguir una adhesión fuerte y duradera al diente (Hobson et al., 2002).

La American Society for Testing and Materials en 1983 definió la adhesión como “el contacto o fenómeno mediante el cual dos superficies de igual o distinta naturaleza se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, sean físicas, químicas o por interacción de ambas (ASTM, 1983). La adhesión es un fenómeno superficial entre dos cuerpos en íntimo contacto, en donde al menos uno es sólido, en nuestro caso los tejidos duros dentales. La adhesión se puede clasificar como: unión física-macro o micromecánica y unión química (Aguilar et al., 2013).

La fuerza de adhesión a esmalte y dentina es un indicador de la efectividad de los sistemas adhesivos (Soares et al., 2005) y existen diferentes tipos de pruebas para evaluarla. Una de ellas es la prueba de la fuerza de cizalla (SBS) que nos permite realizar un análisis eficiente de los sistemas adhesivos, y evaluar la adhesión en relación a diferentes tipos de sustratos (Armstrong et al., 2010), así como el tipo de fallo de adhesión que se produce: adhesivo o cohesivo (Dos Santos et al., 2005).

En ortodoncia, la fuerza de adhesión debe ser suficiente para prevenir que los brackets se despeguen sin dañar la superficie del esmalte, y al mismo tiempo, de fácil remoción. Los estudios de Reynolds sugieren que la fuerza mínima de adhesión para el bracket oscila en un rango entre 5,9 a 7,8 MPa, y que los valores necesarios para soportar fuerzas biomecánicas oscilan entre 6 y 8 MPa (Scougall et al., 2010).



## Introducción

Hoy en día, se sabe que los agentes de grabado presentes en el mercado presentan valores superiores al rango necesario de adhesión, pero no hay suficientes estudios que demuestren cuál es el motivo del fallo de adhesión del bracket (Scougall et al., 2010).

Diversos autores (Gómez de Ferraris y Campos, 2002) concluyen que la estructura y las propiedades físicas del esmalte son condicionamientos que deben conocerse y respetarse mediante tratamientos biológicamente adecuados, destinados a preservar las estructuras del diente para mejorar la retención y adhesión de los materiales al diente. Debido a su alto contenido inorgánico, el esmalte es especialmente vulnerable a la desmineralización provocada por los ácidos.

Muchos profesionales de la odontología, menoscaban la limpieza del sustrato, infravalorando el hecho de que la adhesión a esmalte intacto es deficiente por la presencia de biofilm orgánico y de la capa aprismática.

Según la Organización Mundial de la Salud, el biofilm orgánico es un “ecosistema bacteriano proliferante y enzimáticamente activo, embebido en una matriz extracelular de polisacáridos autoproducida, con glicoproteínas de cadena larga, acidorresistentes” que obstaculizan el contacto entre el esmalte y el ácido fosfórico (Espinosa et al., 2008).

La presencia de un sustrato orgánico sobre la superficie dental implica una fuerte disminución de su energía superficial, lo que reduce notablemente la fuerza adhesiva de las resinas.

El biofilm orgánico se puede eliminar por métodos mecánicos (uso de cepillos de profilaxis con piedra pómez sin glicerina, chorro de bicarbonato), o mejor químicos (oxidación-desproteínización), con hipoclorito de sodio

## Introducción

(NaOCl) al 5-5.25% durante 60 segundos (Espinosa et al., 2008). Newman y Sharpe (1966) defienden la idea de que la profilaxis disminuye el ángulo de contacto ya que cuanto más tienda a cero, mayor será el poder tensioactivo (humectante) del agente ácido.

Espinosa et al., (2008) concluyeron que la desproteización del esmalte, como procedimiento previo al grabado ácido, es un elemento fundamental para lograr que el ácido fosfórico ejerza su acción sobre la superficie del esmalte a tratar, incrementando el porcentaje de superficie grabada, con la posibilidad de obtener mayor retención y sellado marginal.

La calidad del grabado del esmalte, depende de una serie de factores tales como el agente grabador, la concentración del ácido, el tiempo de grabado y la composición de la superficie del esmalte (Espinosa et al., 2010). Por ello, el objetivo común de los investigadores en los últimos tiempos ha sido mejorar las propiedades de retención del esmalte para conseguir una mayor adhesión.

Sin embargo, algunos estudios sugieren que tras el grabado con ácido fosfórico, la calidad topográfica del esmalte no se consigue a lo largo de toda la superficie de adhesión y muestran que más del 69% de la superficie tratada no se grabó. El 7% presentaba un grabado tenue y sólo el 2% estaba idealmente grabado (Espinosa et al., 2008). Estos resultados se observan en el ambiente clínico donde el cementado de brackets falla. Para contrarrestar estas limitaciones, algunos autores proponen técnicas invasivas para aumentar la retención al esmalte como la microabrasión o arenado de la superficie del esmalte con partículas de óxido de aluminio (Abu Alhaja y Al-Wahadni, 2004).

## Introducción

Buscando una técnica alternativa al ácido fosfórico, no invasiva, destaca el uso del hipoclorito de sodio (NaOCl) como agente desproteinizador.

Diferentes autores coinciden en que podría ser una estrategia para mejorar la adhesión al eliminar los elementos orgánicos de la estructura del esmalte y la película adquirida antes del grabado ácido, lo que aumenta la superficie de esmalte grabada (Espinosa et al., 2008; Henostroza, 2010)

El hipoclorito de sodio se utiliza en odontología por sus importantes propiedades, tales como su efecto antimicrobiano, capacidad de disolución del tejido y una compatibilidad biológica aceptable a bajas concentraciones (Estrela et al., 2002).

Uno de los problemas más frecuentes con los que se enfrenta el ortodoncista en su rutina diaria es el descementado de brackets, sobre todo en dientes posteriores (Johnston et al., 1998). Autores como Nicolas et al. (2010) lo atribuyen por lo general a las fuerzas masticatorias excesivas y a la dificultad para obtener un aislamiento adecuado del flujo salival, lo que comporta una técnica adhesiva inapropiada.

El hipoclorito de sodio, por tanto, al actuar como un agente desproteinizante podría ser considerado como un método eficaz para alcanzar una adhesión óptima, no invasiva, y reducir la frecuencia o el número de brackets descementados durante el tratamiento de ortodoncia.



### 3. REVISION DE LITERATURA

*“Nunca consideres el estudio como una obligación, sino como una oportunidad para penetrar en el bello y maravilloso mundo del saber”*

*(Aristóteles)*



## REVISIÓN DE LA LITERATURA

### 1 EL ESMALTE HUMANO

#### 1.1 Composición química

El esmalte, llamado también tejido adamantino, es la superficie dura y brillante de la corona anatómica, que cubre a manera de casquete a la dentina en su porción coronal y ofrece protección al tejido conjuntivo subyacente, el complejo dentinopulpar.

Es el tejido no vital más duro del organismo debido a que ultraestructuralmente está constituido por millones de varillas o prismas, altamente mineralizados, que lo recorren en todo su espesor desde las uniones amelodentinaria y amelocementaria hasta la superficie libre en contacto con la cavidad bucal.

Su dureza se debe a que posee un porcentaje muy elevado (95%) de matriz inorgánica y muy bajo de matriz orgánica (1-2%) (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

Existen una serie de características que hacen del esmalte un tejido único (Davis, 1988):

- Organogénicamente deriva del *órgano del esmalte*, de naturaleza ectodérmica, mientras que los otros tejidos mineralizados (dentina, cemento, hueso alveolar), son ectomesenquimatosos (Proffit, 1986).

## Revisión de la literatura

- Su matriz orgánica es de naturaleza proteica, sin participación del colágeno, sino que son glicoproteínas específicas no colagenosas.
- Los cristales de hidroxiapatita son de mayor tamaño y densidad que los de otros tejidos mineralizados. La susceptibilidad de estos cristales a su disolución por ácidos, constituye el sustrato químico de la etiopatogenia de la caries dental (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).
- Las células secretoras del tejido adamantino, los ameloblastos, que se diferencian a partir del epitelio interno del órgano del esmalte tras completar la formación del esmalte, involucionan y desaparecen durante la erupción dental por un fenómeno de apoptosis, por lo que no hay crecimiento ni nueva aposición de esmalte después de la erupción.
- El esmalte es un tejido en la etapa embrionaria porque tiene células, los ameloblastos. En la etapa madura, en la que nosotros lo trabajamos en la cavidad oral, ya no es un tejido, sino una sustancia extracelular altamente mineralizada, que no tiene células, no tiene vasos y ni nervios y, por tanto, no debe ser considerado como un tejido (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).
- El esmalte, por su alta mineralización y extrema dureza, reacciona frente a la agresión física, química o biológica con pérdida de sustancia, al carecer de la capacidad



regenerativa, propia de otros tejidos del organismo, aunque es factible el fenómeno de remineralización, limitado a un espesor superficial de 30 micras (Uribe-Echevarría,1997; Avery, 2007; Carvalho et al., 2000; Shimada y Tagami, 2003).

Su espesor decrece desde el borde incisal o cuspídeo hacia la región cervical, presenta mayor espesor por vestibular que por lingual y su mayor grosor se encuentra a nivel mesial del diente. El espesor máximo del esmalte (2-3 mm) se da en las cúspides de molares y premolares, en el borde incisal de incisivos y en los caninos maxilares por ser zonas que soportan grandes impactos masticatorios.

El esmalte está constituido químicamente por (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009):

- Matriz orgánica: 1-2%
- Matriz inorgánica: 95%
- Agua: 3-5%

### **1.1.1 Matriz orgánica**

El componente orgánico más importante es de naturaleza proteica, formada por glicoproteínas específicas no colagenosas.

Desde el punto de vista de la histología clásica, las proteínas presentes en la matriz orgánica del esmalte se clasifican en (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

- a) Amelogeninas: Son las más abundantes (90%) y disminuyen progresivamente a medida que aumenta la madurez del esmalte.

## Revisión de la literatura

Se denominan proteínas del esmalte inmaduro y se localizan entre los cristales de las sales minerales.

- b) Enamelinas: se localizan en la periferia de los cristales formando las proteínas de cubierta. Representan el 2-3% de la matriz orgánica.
- c) Ameloblastinas o amelinas: se localizan en las capas más superficiales del esmalte y en la periferia de los cristales. Representan el 5% del componente orgánico.
- d) Tuftelinas o esmalteínas: se localizan en la zona de la unión amelodentinaria y representan el 1-2% del componente orgánico.
- e) Parvalbúminas: su función está asociada al transporte de calcio del medio intracelular al extracelular.

Además de estas proteínas específicas en la matriz orgánica del esmalte existen, proteínas séricas, enzimas y lípidos.

No obstante, desde un enfoque clínico, fundamental para comprender su biomecánica, la matriz orgánica del esmalte, está constituida por agua, lípidos y proteínas unidas mediante una compleja red de multiagregados polipéptidos ricos en prolina, glutámico, histidina, leucina y glicina. Su misión principal es la de permitir la unión de los cristales de hidroxapatita.

Las proteínas, que son el principal componente de esta matriz orgánica, se pueden agrupar en dos categorías: amelogeninas y no amelogeninas.

Las proteínas denominadas amelogeninas constituyen el 90% de la matriz orgánica. Son moléculas hidrófobas, fosforiladas y glicosiladas de 5 a 45kDa, ricas en prolinas, glutámico, histidina y leucina. Son las más abundantes al comenzar la amelogénesis y disminuyen progresivamente a

## Revisión de la literatura

medida que madura el esmalte. Son segregadas por los ameloblastos y constituyen la estructura primaria del esmalte (Jodaikin y cols., 1987; Zalzal, Smith y Nanci, 2008).

Las amelogeninas se localizan entre los cristales de hidroxiapatita sin estar ligadas a ellos. La formación de la matriz orgánica del esmalte ocurre de forma simultánea al crecimiento y la maduración de los cristales de apatita. Se cree que la maduración de las amelogeninas es uno de los factores clave en el control del crecimiento cristalino (He y Swain, 2008). Estas proteínas son las encargadas de controlar la morfología, organizar los cristales para garantizar el soporte físico y regular el espesor del esmalte. De manera que el crecimiento de los cristales corre a cargo de las proteínas amelogeninas (Finchman, Moradian-Oldak y Simmer, 1999).

Las proteínas clasificadas como no amelogeninas son las enamelinas, las ameloblastinas o amelinas y la tuftelina.

Las enamelinas son moléculas hidrófilas glicosiladas, con un peso molecular de 70kDa, se caracterizan por su naturaleza ácida al ser ricas en ácido glutámico, ácido aspártico, serina y glicina. Se localizan en la periferia de los prismas del esmalte, formando las proteínas de cubierta y no se liberan hasta que los cristales se disuelven. Representan el 2-3% de la matriz orgánica del esmalte.

Este tipo de proteínas se expresa durante el desarrollo del esmalte en la fase secretora desde la unión amelodentinaria hacia la superficie (Thesleff y cols., 1995).

Las ameloblastinas se localizan en las capas más superficiales del esmalte y en la periferia de los cristales. Son las glicoproteínas más

## Revisión de la literatura

abundantes de las proteínas no amelogeninas y representan el 5% del componente orgánico. Su presencia es más abundante en la fase secretora de los ameloblastos y empiezan a disminuir en la fase de maduración. Constituyen un elemento fundamental para la diferenciación de los ameloblastos dentro de la fase de secreción y para la adhesión celular (Finchman, Moradian-Oldak y Simmer, 1999).

Las ameloblastinas o amelinas forman agregados supramoleculares llamados nanoesferas que rodean los cristales por su eje axial, siendo visibles mediante microscopio electrónico. Dichas nanoesferas organizan la microestructura de la matriz creando espacios iniciales de 20nm entre los cristales e impidiendo que se fusionen lateralmente (He y Swain, 2008).

La última de las proteínas no amelogeninas, denominada tuftelina, pesa 50- 70kDa y se localiza en la zona de la unión amelodentinaria al comienzo del proceso de formación del esmalte. Es la encargada de la nucleación de los cristales del esmalte durante la biomineralización. Histológicamente se muestra como fallas que forman bandas sinuosas de fibras en la unión amelodentinaria y representa el 1-2% del componente orgánico (Finchman, Moradian-Oldak y Simmer, 1999).

Aunque la cantidad de componente orgánico presente en el esmalte es mínima en comparación con el contenido mineral, el efecto en sus propiedades mecánicas es, clínicamente bastante importante.

En primer lugar, dicha interfase define planos tridimensionales que permiten desviar las grietas lateralmente y así evitar que éstas avancen directamente a través de esmalte, aumentando de esta manera la energía necesaria para su propagación.

## Revisión de la literatura

En segundo lugar, su presencia limita el movimiento diferencial entre los cristales adyacentes garantizando su integridad estructural (White, Luo y Pine, 2001).

Resumiendo, la fase orgánica del esmalte está integrada por proteínas amelogeninas que se localizan entre los cristales de hidroxiapatita y por las no amelogeninas, localizadas en la periferia de los prismas o varillas.

### **1.1.2 Matriz inorgánica:**

Formada por sales minerales cálcicas de fosfatos y carbonato.

Dichas sales se depositan en la matriz del esmalte, dando origen a un proceso de cristalización que transforma la masa mineral en cristales de hidroxiapatita (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

Estos cristales de hidroxiapatita están constituidos por la agregación de las llamadas células o celdillas unitarias, que son las unidades básicas de asociación iónica de las sales minerales en el seno del cristal.

Estas celdillas unitarias, poseen una configuración química y cristalográfica hexagonal en cuyos vértices existen iones Ca y en cuyo centro se localiza un ión OH<sup>-</sup>.

En el esmalte superficial existen dos componentes: el flúor y los carbonatos.

Los iones de flúor pueden sustituir a los grupos hidroxilos (uno cada cuarenta) en el cristal de hidroxiapatita y convertirlo en un cristal de fluorhidroxiapatita que lo vuelve resistente a la acción de los ácidos y por tanto, a la caries, en tanto que un mayor porcentaje de carbonatos lo torna más susceptible al inicio de la misma (Davis, 1988).

### **1.1.3 Agua:**

Es el tercer componente de la composición química del esmalte.

Se localiza en la periferia del cristal formando la “capa de hidratación” o de “agua adsorbida” de forma libre y en el espacio interprismático. Es la responsable del oscurecimiento de los dientes. Por debajo y más hacia el interior, se ubica la “capa de iones” y compuestos absorbidos en la que el catión  $\text{Ca}^{++}$  puede ser sustituido por  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Mg}^{++}$ ,  $\text{H}_3\text{O}^+$  (hidronio) y el anión  $\text{OH}^-$  puede ser sustituido por  $\text{F}^-$ ,  $\text{Cl}^-$ , etc.

El porcentaje de agua en el esmalte disminuye progresivamente con la edad (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009)

## **1.2 Estructura Histológica:**

Está constituida por la unidad estructural básica “el prisma del esmalte” y por las denominadas unidades estructurales secundarias que se originan a partir de la anterior.

### **1.2.1 Unidad estructural básica:**

La unidad estructural básica es el prisma o varilla del esmalte, estructura compuesta por cristales de hidroxiapatita (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

La denominación prisma corresponde a la etapa de campana del ameloblasto secretor (cada prisma está formado por 4 ameloblastos), pero

## Revisión de la literatura

posteriormente los prismas se unen para formar la varilla o bastón adamantino que tiene una cabeza, un cuello y un extremo caudal (Saralegui y González, 1997)

El conjunto de prismas forman el esmalte prismático que constituye la mayor parte de la matriz extracelular mineralizada.

En la periferia de la corona del diente y en la conexión amelodentinaria existe el denominado esmalte aprismático, en el que la sustancia adamantina mineralizada no constituye ni configura prismas.

*Esmalte prismático:* Los prismas son unas estructuras longitudinales de 4  $\mu\text{m}$  de espesor, que se dirigen desde la conexión amelodentinaria hasta la superficie del esmalte.

Su número varía en relación con el tamaño de la corona evaluándose entre 5 y 12 millones.

Al estudiar la morfología de los prismas a microscopio electrónico de barrido (SEM), se observan en cortes longitudinales como bandas delgadas o varillas adamantinas irregularmente paralelas (Figura 1) mientras que en cortes transversales, los prismas se presentan como secciones irregularmente hexagonales, ovoides o en escamas de pescado u ojo de cerradura de llave antigua (Figura 2).

Distinguimos en los prismas dos regiones: la cabeza o cuerpo (cúpula esférica seguida de un cuello estrecho) y la cola con terminación irregular (Figura 3).

## Revisión de la literatura

Los prismas se encuentran estrechamente asociados unos con otros confiriendo mayor resistencia al esmalte, pues la cabeza soportaría los choques de las fuerzas masticatorias y la cola las distribuye y las disipa (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

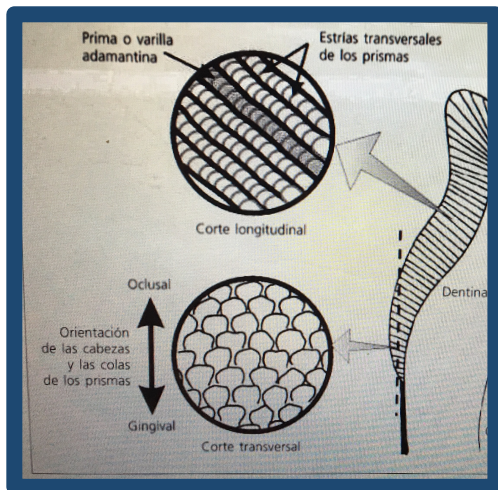


Figura 1

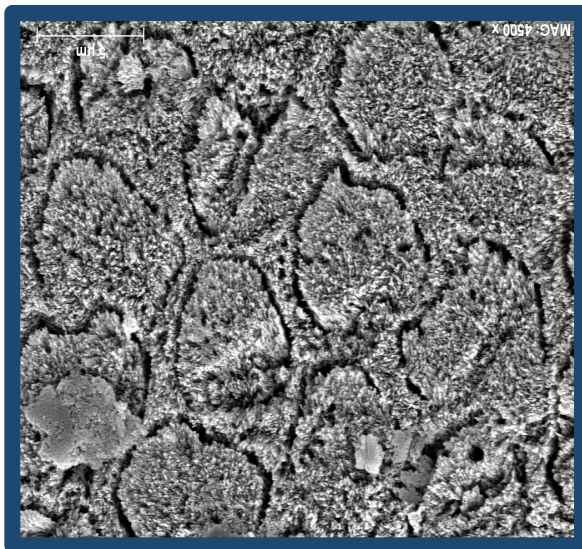


Figura 2

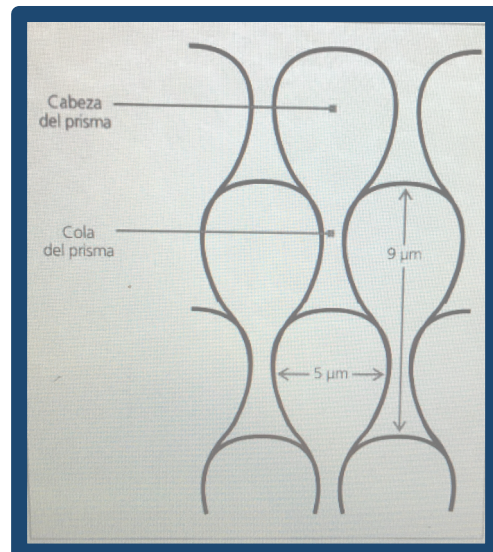


Figura 3



## Revisión de la literatura

Los prismas del esmalte están constituidos por un conjunto de cristales de hidroxiapatita presentando una disposición bien definida en el interior de los mismos.

En un corte longitudinal se observa que, los ejes mayores de los cristales de hidroxiapatita se disponen paralelos al eje longitudinal del prisma en la región de la cabeza, inclinándose progresivamente respecto a dicho eje hasta lograr una posición perpendicular en la región de la cola del prisma.

La orientación de los prismas en el seno del esmalte es bastante compleja, ya que no siguen una trayectoria rectilínea a través del esmalte, sino un recorrido sinuoso experimentando entrecruzamientos. Los prismas se organizan y disponen en hileras o planos circunferenciales alrededor del eje mayor del diente (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

*Esmalte aprismático:* Es material adamantino carente de prismas.

Los cristales de hidroxiapatita, en el esmalte aprismático, se disponen paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie externa. El esmalte aprismático existe en la totalidad de dientes temporales y el 70% de permanentes, en las regiones cervicales y en zonas de fisuras y microfisuras y, en menor medida, en las cúspides. Tiene un espesor de 30-100  $\mu\text{m}$  y elevada concentración de flúor. Se considera una zona de remineralización y defensa del diente. El esmalte aprismático no se disuelve en ácido tan rápidamente como el prismático, lo que lo hace más resistente a la desmineralización por caries o acondicionamiento ácido y, por ende en principio, poco favorable para las técnicas adhesivas. (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

### **1.2.2 Unidades estructurales secundarias del esmalte:**

Son estructuras que se originan a partir de las unidades estructurales primarias como resultado de varios mecanismos, tales como:

Distinto grado de mineralización: Estrías de Retzius, penachos de Linderer

Cambio en el recorrido de los prismas: bandas de Hunter-Schereger y el esmalte nudoso

Interrelación entre el esmalte y la dentina subyacente o la periferia medioambiental: unión amelodentinaria, husos adamantinos, periquematías y líneas de imbricación de Pickerill y las fisuras o surcos del esmalte.

-

### **1.3 Propiedades físicas del esmalte:**

#### ➤ *Dureza:*

Es la resistencia superficial de una sustancia a ser rayada o sufrir deformaciones generadas por presiones. Presenta una dureza que corresponde a un 5 en la escala de Mohs (apatita). La dureza del esmalte decrece desde la superficie libre hasta la unión amelodentinaria.

Recientes estudios han establecido los valores promedios en dientes permanentes entre los 3.1 y 4.5 Gpa. Utilizando técnicas de nanoindentación asociadas a la microscopía de fuerzas atómicas se demuestra que la microdureza del esmalte depende de la diferente orientación y de la cantidad de cristales en las distintas zonas de los prismas o varillas (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

#### ➤ *Elasticidad:*

## Revisión de la literatura

Es muy escasa ya que depende de la cantidad de agua y sustancia orgánica que posee. Por ello, es un tejido frágil con tendencia a las macro y microfracturas. La elasticidad es mayor en la zona del cuello y vaina de los prismas por el mayor contenido en sustancia orgánica (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

### ➤ *Color:*

En el esmalte el color varía entre un blanco amarillento a un grisáceo dependiendo de las estructuras subyacentes, en especial de la dentina. En las zonas de mayor espesor como las cúspides, el tono es grisáceo mientras que en las zonas más delgadas como la zona cervical el color es blanco amarillento (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009; Avery J, 2007).

### ➤ *Transparencia:*

El esmalte es translúcido y esto puede atribuirse a variaciones en el grado de calcificación y homogeneidad del esmalte. A mayor mineralización mayor translucidez (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

### ➤ *Permeabilidad:*

Es escasa, pudiendo actuar como una membrana semipermeable, permitiendo la difusión de agua y de algunos iones presentes en el medio bucal. El esmalte posee la propiedad de una captación continua de ciertos iones o moléculas presentes en la saliva, pero esto sólo ocurre en un limitado espesor de la superficie (30  $\mu\text{m}$ ) mecanismo conocido como remineralización (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

➤ *Radioopacidad:*

Es la oposición al paso de los rayos Roentgen. Es muy alta en el esmalte, ya que es la estructura más radiopaca del organismo humano por su alto grado de mineralización (Gómez de Ferraris y Campos Muñoz, 2009).

## **1.4 Cambios del esmalte con la edad**

El mayor cambio que se observa es la pérdida de tejido por el uso, y debido a que el esmalte maduro es un tejido acelular e inerte no tiene capacidad de nueva aposición, es decir, de regeneración (Davis, 1988).

Con el envejecimiento, los dientes sufren unos cambios fisiológicos que se traducen en un oscurecimiento de los mismos por un adelgazamiento y mayor traslucidez del esmalte observándose una dentina de mayor grosor, altamente cromática (Davis, 1988).

Con el paso de los años, la permeabilidad del esmalte se ve reducida ya que los poros disminuyen de tamaño mientras los prismas aumentan su tamaño. También se observa, con la edad, una reducción en el contenido de agua (Eisenmann, 1986).

## **2 ADHESIÓN**

### **2.1. Generalidades sobre adhesión.**

La adhesión, es considerada hoy en día como una de las innovaciones más importantes producidas en el campo de la odontología, particularmente a partir de la última mitad del siglo XX. Actualmente, la adhesión se ha convertido en una técnica habitual, que se aplica en un sinnúmero de acciones

Estudio in vitro del efecto desproteinizador del hipoclorito de sodio en la adhesión de brackets a la superficie adamantina

## Revisión de la literatura

clínicas y de laboratorio como parte de la ciencia odontológica (Brenna et al., 2010).

La Real Academia Española de la Lengua define “adhesión”, palabra derivada del latín Adhaesio, como la atracción que mantiene unida moléculas de distinta especie química (Henostroza, 2010).

Según la American Society for testing and Materials (ASTM, 1983) la adhesión hace referencia al fenómeno mediante el cual dos superficies de igual o distinta naturaleza se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, sean físicas o químicas o por interacción de ambas (Henostroza, 2010).

Packham en 1992 denomina a la superficie o sustrato que se adhiere como “adherente”, a la sustancia capaz de mantener juntas las superficies resistiendo a su separación “adhesivo” y al espacio que existe entre estas dos superficies lo denomina “interfase”. En Odontología existen tres sustratos diferentes: el diente, el material de restauración y el adhesivo (Marro, 2010).

La adhesión consiste en la interacción de átomos o moléculas de una interfase para mantener unidas dos estructuras. Cuando las moléculas que se unen son de la misma naturaleza se llaman fuerzas de cohesión mientras que si las partículas son distintas hablamos de fuerzas de adhesión (Astorga, C et al., 2004).

La adhesión puede conseguirse por medio de dos mecanismos: adhesión física o retención mecánica y adhesión química.

La adhesión mecánica depende de la penetración o imbricación del adhesivo en las zonas retentivas del adherente.

La adhesión química está basada en fuerzas de valencia primarias tales como enlaces covalentes e iónicos, que producen uniones más resistentes

## Revisión de la literatura

( Pashley, 1997).

El mecanismo básico de adhesión física al esmalte y dentina es esencialmente micromecánico (Perdigão et al., 2000) y corresponde a un proceso de sustitución de la hidroxiapatita, que ha sido disuelta mediante ácidos, por biomateriales adhesivos hidrófilos e hidrófugos que subsecuentemente se polimerizan y quedan micromecánicamente imbricados en las porosidades creadas: son los macro-tags y micro-tags de resina (Uribe-Echevarria, 1997, Van Meerbeek, 2003). Este proceso se denomina hibridización.

Una vez concluida la disolución selectiva de los cristales de hidroxiapatita por la acción del ácido, se aplica una resina que tenga unas propiedades físicas específicas que le permitan humedecer correctamente la superficie con un ángulo de contacto cercano a  $0^\circ$  (McCabe, 1988), como son una viscosidad y una tensión superficial bajas, de modo que los monómeros penetran en las microporosidades por atracción capilar y copolimerizan entre sí.

La resina se introduce entre los prismas de apatita, envolviéndolos, y dando lugar a los denominados macro-tags, pero también, es capaz de generar micro-tags, fruto de la infiltración resinosa en las microporosidades distribuidas por los núcleos de los prismas grabados. Son precisamente estos últimos los que contribuyen de modo sustancial a la retención de la resina al esmalte (Van Meerbeek et al., 2003).

Por otra parte, esmalte y dentina son potencialmente receptivos a uniones químicas; el esmalte a través de los radicales hidroxilos de la hidroxiapatita y la dentina a través de los mismos, más los radicales presentes en las fibras de colágeno: carboxilos, aminos y cálcicos. (Henostroza, 2010).

En odontología es frecuente utilizar el término adhesión para hacer referencia a uniones de tipo mecánico, donde la unión se produce tan sólo por medio de microretención, sin ninguna interacción química entre los sustratos, un ejemplo de esto sería la unión que se establece entre el esmalte grabado y la resina fluida (Van Meerbeek et al, 1994).

## **2.2 Fenómenos que influyen en la adhesión.**

Existen diversos factores físicos de los sustratos que se van a unir, denominados fenómenos de superficie que influyen en la adhesión.

### **2.2.1 La Energía de Superficie**

Todo átomo o molécula externa de una superficie tiende a moverse en una estructura molecular por la energía cinética que posee. Toda molécula libre tiende, por cohesión, a acercarse y a atraer a sus moléculas vecinas. La compensación de unas fuerzas con otras hace que el interior de la masa esté en equilibrio (Barrow, 1988).

Esta atracción por cohesión en las moléculas superficiales está presente en todos los materiales, y gracias a este fenómeno se entiende la capacidad de atracción de moléculas de otros materiales colocados en la superficie dental (Dino, 2009).

Los átomos que quedan en la superficie al estar rodeados por otros átomos solo por un lado, quedan con fuerzas sin compensar y, por tanto, mantienen una energía no contrarrestada en la superficie. En los líquidos, esta energía se denomina tensión superficial y en los sólidos, energía superficial (Henostroza, 2010).

## Revisión de la literatura

En adhesión es importante contar con una superficie que presente una energía superficial alta, por ejemplo la que encontramos en un esmalte limpio, libre de sustrato adsorbido. El sustrato adsorbido, es capaz de reducir la energía superficial del sólido, consiguiendo disminuir la fuerza adhesiva tanto física como química (Henostroza, 2010).

De ahí, la importancia de limpiar toda la superficie que va a recibir el material de cementado, ya que el esmalte tiene facilidad para la adsorción de moléculas acuosas del medio bucal y el biofilm orgánico, lo que afectaría reduciendo su energía superficial y, por lo tanto, su potencial de adhesión (Roberson et al, 2007).

Newman (1978) defiende la idea de que la profilaxis disminuye el ángulo de contacto, ya que cuanto más tienda a cero mayor será el poder tensioactivo (humectante) del agente ácido.

Tanto la energía superficial como la tensión superficial son manifestaciones de energía de las superficies libres, ya sea de un sólido o de un líquido. Para que haya adhesión entre un líquido y un sólido debe existir un íntimo contacto entre las superficies y, para ello, la tensión superficial del líquido debe ser menor que la energía superficial del sólido (Dino, 2009).

### **2.2.2 La Humectancia**

Se denomina humectancia, tensioactividad o surfactancia, a la capacidad de un líquido para mojar un sólido.

Depende directamente de las energías superficiales de cada uno de los sustratos, ya que la tensión superficial tiende a mantener el líquido en forma



## Revisión de la literatura

de gota, mientras que la energía superficial del sólido tiende a que se extienda (Padday, 1992).

De esta manera, la humectabilidad de un material sólido, dependerá de la energía superficial del sustrato y de la tensión superficial de la periferia del líquido (Roberson et al, 2007).

La humectancia indica que mientras más baja sea la tensión superficial de un líquido, frente a un sólido de alta energía superficial, mejor será la humectación de dicho sólido y el ángulo de contacto más cercano a  $0^\circ$ , (McCabe, 1988), mientras que si, por el contrario, el líquido presenta una alta tensión superficial y el sólido una baja energía superficial, la humectación será mínima debido a la dificultad del líquido para mojar al sólido, lo que da lugar a una mayor formación de gotas sobre la superficie (Dino, 2009).

En resumen, a mayor humectancia mayor capacidad de mojar, es decir, mayor capacidad de que el líquido se extienda por la superficie del sólido (Roberson et al., 2007).

El grado de imprimación ideal ocurre cuando los valores de tensión superficial del líquido adhesivo son ligeramente menores que los valores de energía superficial del sustrato sólido (Uribe-Echevarría, 1997).

La capacidad de un adhesivo para humectar una superficie se valora midiendo el ángulo de contacto que se forma al aplicar una gota de adhesivo sobre la superficie de un sólido. Cuanto mayor es este ángulo, menos extendida está la gota y menor es la humectancia (Henostroza, 2010).

### **2.2.3 La Capilaridad**

Se denomina capilaridad a la capacidad de penetración de un adhesivo líquido en el sustrato sólido (Henostroza, 2010). Consideramos tubo capilar, aquel de sección luminal interior menor de 0.5 mm.

Cuando un líquido se pone en contacto con un tubo de pequeño diámetro, tiende a introducirse por él y a este fenómeno se le denomina capilaridad, que está directamente relacionada con la tensión superficial.

Cuanto menor sea la tensión superficial, mayor será la tendencia a introducirse por el capilar (García Barbero, 1997).

A partir de la presencia y actividad de los fenómenos físicos anteriormente expuestos, se plantea que para una adecuada filtración de un sistema adhesivo a nivel de esmalte, el adhesivo ideal debería poseer una baja viscosidad, presentar una baja tensión superficial y una eficaz humectabilidad (Joubert, 2010).

Básicamente, el proceso de unión, sigue tres pasos fundamentales (Albaladejo, 2006):

- Acondicionamiento del adherente. Consiste en alterar su morfología y/o estructura química
- Imprimación del adherente. Aplicación previa de una sustancia química con el fin de que el sustrato sea más receptivo al adhesivo.
- Aplicación del adhesivo sobre la superficie del adherente.

Estos tres pasos no tienen por qué suceder siempre de forma claramente diferenciada. Se pueden encontrar de manera simultánea o bien faltar alguno de ellos (Osorio et al, 2003).

### **3 ADHESIÓN A ESMALTE**

La adhesión es, sin duda, la responsable de las más importantes innovaciones producidas en el ejercicio de la Odontología en toda su historia, y particularmente durante la última mitad del siglo XX. En los albores del siglo XXI, es práctica habitual valerse de la adhesión en un sinnúmero de acciones clínicas y de laboratorio, muchas veces sin valorar en su real magnitud tan formidable herramienta, que tan solo pocas décadas antes resultaba inimaginable (Henostroza H, 2010).

Por medio de los adhesivos se ha logrado realizar tratamientos más conservadores. (Aguilar et al., 2013).

#### **3.1 Técnica de grabado ácido**

En 1955, Michael Buonocore trabajando para la Eastman Dental Center (Rochester), propuso el tratamiento químico del esmalte con ácidos para conseguir adhesión al sustrato dental. Buonocore llevó a cabo un estudio con el fin de modificar la superficie del esmalte de forma química para poder adherir un material de restauración al diente.

El acondicionamiento ácido, o grabado de la superficie del esmalte, es la piedra angular de la adhesión dental (Ijaz, 2013).

El ácido ortofosfórico, con un pH cercano a 0.2, disuelve en una primera fase 5-50  $\mu\text{m}$  de la superficie adamantina, y concluye reduciendo selectivamente el cuerpo o la periferia de las varillas adamantinas, lo que confiere a la superficie del esmalte una particular rugosidad. Esta aspereza de

## Revisión de la literatura

la superficie del esmalte proporciona una mayor área para la adhesión (Ijaz, 2013).

El efecto que persigue el grabado ácido sobre el esmalte, se basa principalmente en cambiar su superficie, disolviendo selectivamente el interior de los prismas y manteniendo intacta su estructura periférica. Estas microporosidades (micro-tags) distribuidas por los núcleos de los prismas grabados son las que contribuyen de modo sustancial a la retención de la resina al esmalte (Van Meerbeek et al., 2003).

De esta forma se logran porosidades más retentivas (Perdigao et al., 2000).

Los objetivos del grabado ácido al esmalte son (Harleen et al., 2011):

- Limpiar la superficie dental
- Eliminar la película adquirida o biofilm orgánico
- Microscópicamente, aumentar las rugosidades mediante la disolución selectiva de los cristales prismáticos e interprismáticos.
- Aumentar la energía superficial libre para producir suficiente infiltración del monómero.
- Sellar la superficie con adhesivo y contribuir a la retención de las restauraciones con composite.

Por tanto, el objetivo de grabar el esmalte es mejorar las propiedades retentivas del esmalte para una mejor adhesión del material de restauración (Ahuja, 2010).

La calidad del grabado depende del agente grabador, de la concentración del ácido utilizada, del tiempo de grabado y de la composición de la superficie del esmalte (Ahuja, 2010).

## Revisión de la literatura

El efecto del ácido grabador, depende de la superficie del esmalte a tratar. La superficie intacta del esmalte suele ser más resistente al ataque ácido por la presencia del biofilm orgánico, de la capa aprismática y por presentar con mayor frecuencia, un alto contenido en flúor.

Por otro lado, el grabado del esmalte actúa en función de la zona de los prismas que se presenta al ácido. El mayor efecto se consigue cuando el ácido ataca las cabezas de los prismas, paralelo a los ejes varillares, porque produce una descalcificación mayor en el núcleo que en la vaina de los prismas (García Barbero, 1997).

Los efectos del grabado ácido en el esmalte dependen de varios parámetros (Tagami, 1988; Espinosa et al., 2008; Uribe, 2010):

- Tipo de ácido utilizado: no se ha podido demostrar, que ninguno de los ácidos orgánicos e inorgánicos utilizados para el acondicionamiento o grabado del esmalte (nitríco, acético, cítrico, maleico, edta), mejore al ácido fosfórico (ortofosfórico), por lo que en la actualidad, es éste el que se emplea en la mayor parte de los sistemas de adhesión a esmalte.
- Concentración del ácido utilizado: desde que Buonocore sugirió la utilización del ácido fosfórico al 85% para grabar el esmalte, la concentración de dicho ácido se ha ido reduciendo hasta la actualidad considerándose más favorable la menor concentración eficiente por la menor posibilidad de dañar el esmalte (Hobson et al., 2002).

Así pues, se considera que concentraciones por debajo del 27% y por encima del 50% conducen a un fracaso en la interfase adhesiva entre la resina y el esmalte (Nicolás et al., 2009; Bakhadher et al., 2015). Jamás debe utilizarse concentraciones inferiores al 27%, puesto que originan

la formación de un precipitado poco soluble de fosfato de calcio bihidrato de difícil remoción que pueden perjudicar al mecanismo de adhesión. Tampoco debe utilizarse concentraciones superiores al 50% ya que disuelven poco la apatita, al formar productos de la reacción de forma muy rápida que limitan su penetración (Chow, Brown, 1973)

- Tiempo de exposición del ácido utilizado: existen diversos estudios que han comparado la fuerza de adhesión de los brackets ortodóncicos de acuerdo con la duración del grabado (Hobson et al., 2002; Bakhadher et al., 2015). Los intervalos de tiempo varían entre 15, 30 y 60 segundos. El consenso general procede de numerosos estudios de ortodoncia que identificaron que el grabado ácido durante 15 segundos es adecuado para fines ortodóncicos para disolver el esmalte aprismático presente en la superficie del diente ya que esta capa es inadecuada para una correcta adhesión (Johnston et al., 1998). Cuando el tiempo de exposición al ácido es mayor a los 15 segundos, se produce un patrón de acondicionamiento de tipo III, caracterizado por una mayor pérdida de tejido superficial, ya que el ácido continúa eliminando sustancia en superficie y disminuye la profundidad y aumenta la amplitud de los microporos. Este tipo de acondicionamiento no tiene suficiente capacidad para retener micromecánicamente de forma efectiva, los sistemas adhesivos.

Si el tiempo de grabado supera los 60 segundos, se genera un patrón de grabado adamantino inadecuado ya que la precipitación mineral del esmalte eliminado provoca una disminución en la profundidad de los microporos, lo que interfiere negativamente con la adhesión (Nicolás et al., 2009).

## Revisión de la literatura

Finalmente, en la actualidad, se acepta qué para obtener una buena fuerza de adhesión y una mínima pérdida del esmalte, éste debe grabarse durante 15 segundos a una concentración del 35-40% (Alhaija, 2004).

- Aspiración del ácido grabador: la aspiración tiene como objetivo detener la acción del ácido y eliminar los precipitados originados por la reacción ácido-base entre el ácido y el sustrato.
- Tiempo de lavado: tras la aspiración, las flores de cristales de fosfato de calcio, mono o bihidratado, se eliminan por lavado, razón por la que actualmente se tiende a lavar menos (5 segundos) y secar menos (5 segundos), para no perderlos.
- Forma en que el ácido es activado. Actualmente se prefiere la presentación galénica de hidrogel a la primitiva forma líquida de acción ingobernable.
- Pretratamiento del esmalte previo al grabado mediante profilaxis con piedra pómez y agua
- Composición química y condición del esmalte
- Esmalte de diente temporal o diente permanente
- Existencia previa de fluorosis o desmineralización en el esmalte

El objetivo común de todas las investigaciones, ha sido mejorar las propiedades de retención del esmalte para conseguir la mejor adhesión posible (Espinosa et al., 2008).

### 3.2 Patrones micromorfológicos del grabado ácido

Los cambios producidos en la superficie del esmalte fueron descritos por primera vez por Gwinnet en 1971 y Silverstone et al en 1975, que clasificaron el esmalte grabado en tres patrones, basándose en la morfología del esmalte. Posteriormente, en 1979, Galil y Wright describieron dos patrones más, el tipo IV y tipo V (Ijaz, 2013):

- **Patrón tipo I:** incluye la disolución del centro de los prismas sin disolución de la periferia de estos (Figuras 4 y 5).

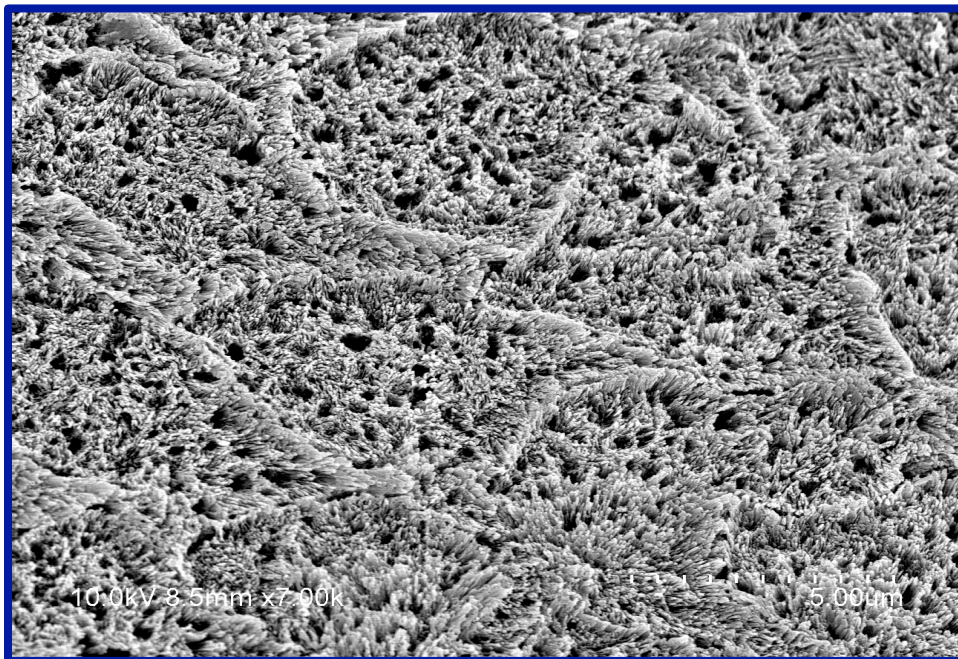


Figura 4



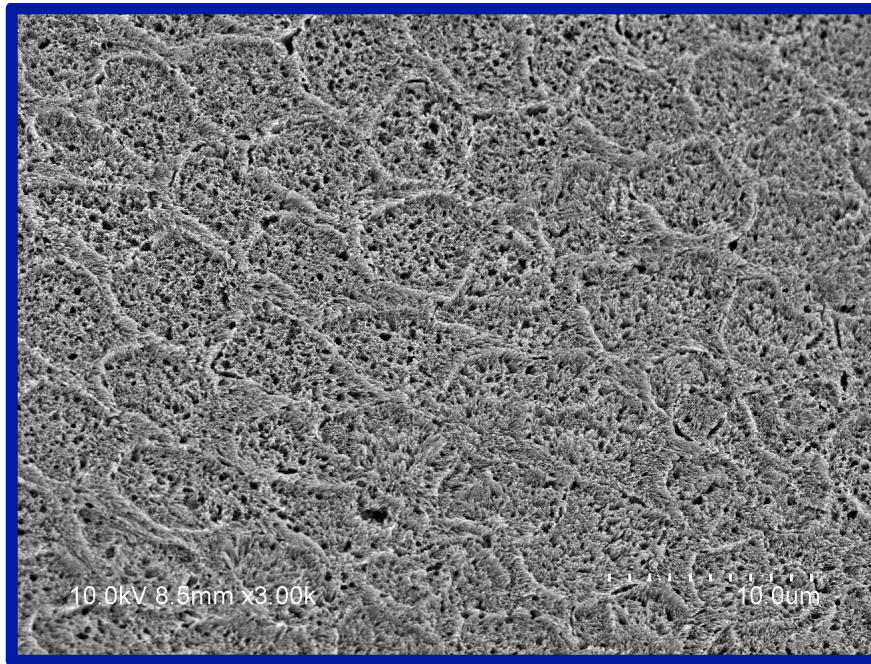


Figura 5

- **Patrón tipo II:** la periferia de los prismas aparece erosionada y permanece insoluble la zona central (Figura 6).

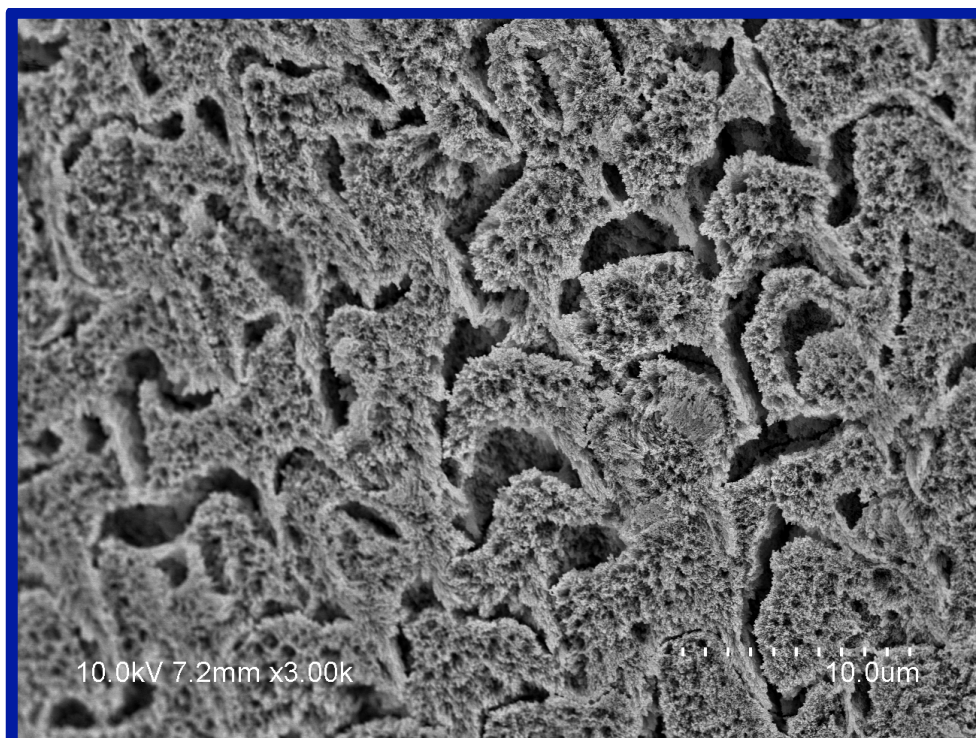


Figura 6

- **Patrón tipo III:** se produce una erosión generalizada y se configuran imágenes que vagamente recuerdan la morfología prismática en escamas de pescado o en ojo de cerradura (Figura 7).

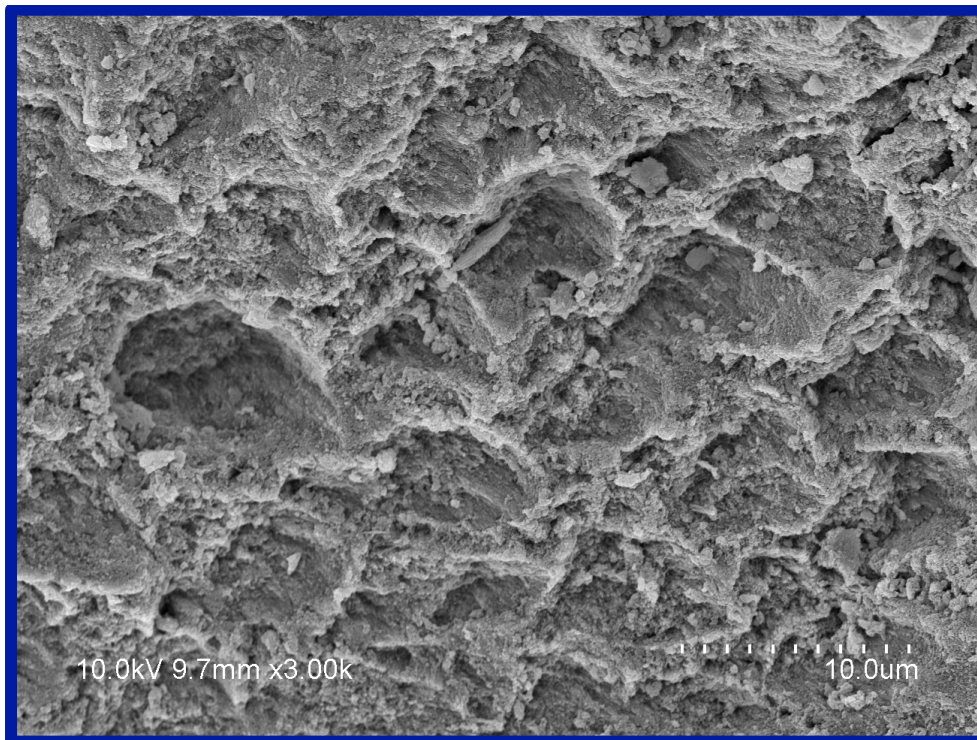


Figura 7

- **Patrón tipo IV:** se caracteriza por presentar una superficie con hoyos y marcas no uniformes. Se observan depresiones distribuidas aleatoriamente por la superficie del esmalte sin que exista una distribución preferente de la periferia o del centro de los prismas (Figura 8).

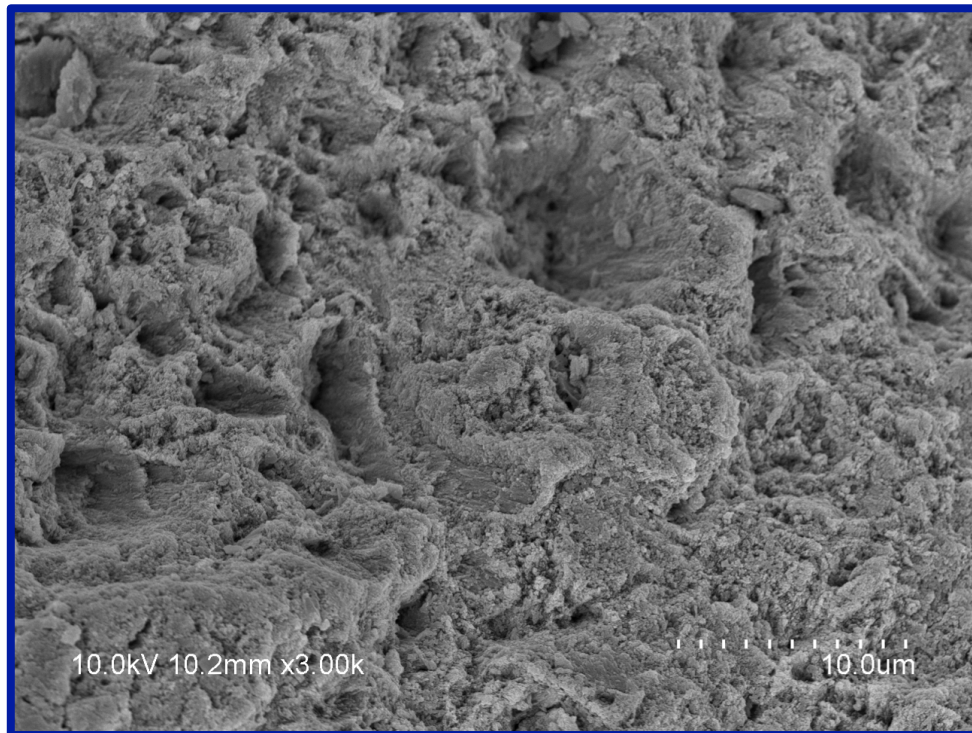


Figura 8

- **Patrón tipo V:** se caracteriza por presentar una superficie lisa que carece de microirregularidades para la penetración y retención de la resina. No hay evidencia de los prismas de esmalte (Figura 9).

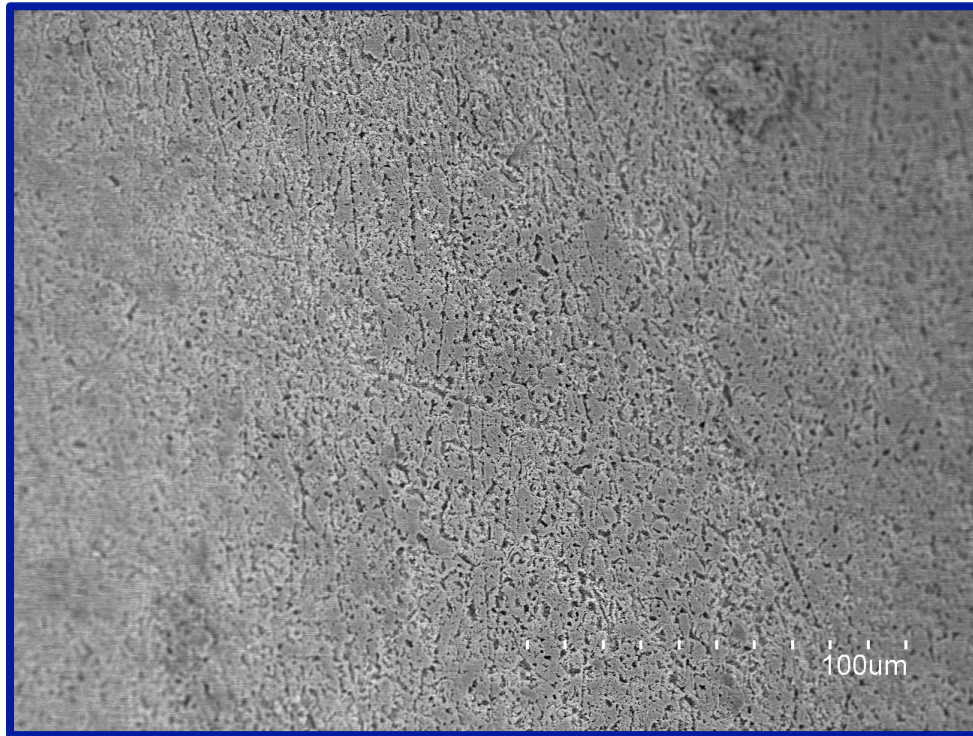


Figura 9

La existencia de diferentes patrones se relaciona con variaciones en la composición química de los prismas y fundamentalmente con posibles diferencias regionales en los distintos dientes. Los patrones más retentivos son el tipo I y el tipo II.

Clínicamente, el grabado ácido se observa como una superficie blanquecina que muestra sólo la cantidad de superficie grabada pero no la calidad (Ijaz, 2013).

### 3.3 Hipoclorito de Sodio y su efecto en la adhesión

#### 3.3.1 Generalidades

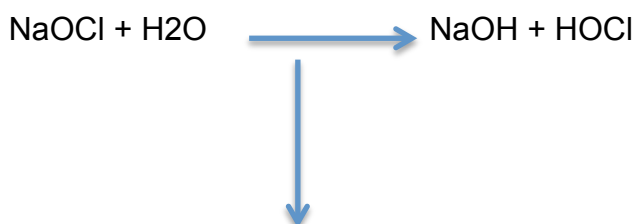
Según la Asociación Americana de Endodoncia, el hipoclorito de sodio (NaOCl) es un líquido claro, pálido, verde-amarillento, de extrema alcalinidad y con un fuerte olor a cloro, que tiene una acción disolvente sobre el tejido orgánico y es un potente agente antimicrobiano (Glosary 2012, American Association of Endodontics, 2014).

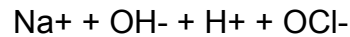
El hipoclorito de sodio está ampliamente aceptado en el mundo de la endodoncia, en el tratamiento de conductos radiculares, por su bajo coste, alta accesibilidad, propiedades bactericidas-bacteriostáticas y virucidas, desproteinización y una aceptable vida media (Sirtes et al., 2005).

Es un compuesto químico resultante de la mezcla, en equilibrio dinámico, de cloro, hidróxido de sodio y agua. Fue desarrollado por el francés Berthollet en 1787 para blanquear telas. A finales del siglo XIX, Pasteur comprobó su poder de desinfección, extendiendo su uso a la defensa de la salud contra gérmenes y bacterias (Cantú, 2010).

### 3.4 Mecanismo de acción del hipoclorito de sodio

La reacción química del hipoclorito de sodio es (Ahuja et al., 2010):





Cuando el hipoclorito de sodio entra en contacto con material orgánico, tienen lugar una serie de reacciones químicas (Estrela et al., 2002):

- 1- Reacción de Saponificación: los ácidos grasos reaccionan con el hidróxido de sodio transformándolos en jabón y glicerina, reduciendo la tensión superficial de la solución remanente.
- 2- Reacción de Neutralización: los aminoácidos reaccionan con el hidróxido de sodio originando sal y agua. Con la salida de iones hidroxilo hay una reducción del pH, predominio de ácido hipocloroso e hidrólisis de los aminoácidos
- 3- Reacción de Cloraminación: los aminoácidos reaccionan con el ácido hipocloroso dando lugar a cloraminas que interfieren en el metabolismo celular. El cloro es un fuerte oxidante que posee una acción antimicrobiana, inhibiendo las enzimas esenciales de las bacterias por medio de la oxidación.

Todas estas reacciones ocurren simultánea y sinérgicamente, dando lugar a la licuefacción de los tejidos orgánicos que genera, tras su descomposición, dióxido de carbono y amoníaco (iones amonio)

## Revisión de la literatura

La acción bactericida y de disolución de los tejidos del hipoclorito de sodio, se puede ver modificada por tres factores:

- concentración
- temperatura
- pH de la solución.

Clegg et al, en 2006, afirman que la única concentración capaz de romper físicamente la capa de biofilm orgánico y volver inviables a las bacterias que lo colonizan, es al 5-6%.

Carson et al, en 2005, concluyen que la solución de hipoclorito de sodio al 6% es más efectiva que al 3%, sin embargo, Siqueira et al., en el 2000, afirman que la concentración de la solución no es tan importante como el cambio constante de la solución, su uso en cantidades significativas y el tiempo de contacto con el sustrato dentinario.

En cuanto a la temperatura, Kamburis et al, en 2003 afirman que ésta es un factor importante para la eficacia del hipoclorito de sodio ya que si la temperatura aumenta, la acción del hipoclorito se incrementa de manera significativa por reducción de la tensión superficial (Gambarini G, DeLuca M, 1998). El problema que tiene el hipoclorito de sodio caliente es que es inestable y debe ser utilizarlo rápidamente.

La temperatura acelera las reacciones químicas al incrementar la energía cinética de las partículas, por lo que si calentamos el hipoclorito aumenta su capacidad digestiva sobre la materia orgánica, en particular sobre las fibras de colágeno, y su capacidad antibacteriana.

Sirtes et al, en el 2005, encontraron que el calentamiento del hipoclorito de sodio aumenta bastante la capacidad antibacteriana y de disolución de los

tejidos y concluyen que la solución de hipoclorito de sodio al 1% a 45°C es tan efectiva como la solución al 5,25% a 20°C.

### **3.5 Desproteización del esmalte**

La desproteización es la eliminación del componente orgánico de la superficie adamantina mediante sustancias capaces disolver el contenido de proteínas (Hermann et al., 2015).

Cuando el hipoclorito de sodio al 5% se aplica por frotación durante 30-60 segundos, la activación del sustrato adamantino se logra a través de un mecanismo de óxido-reducción en el que interviene el cloro para formar cloraminas con las proteínas específicas del esmalte, fundamentalmente no amelogeninas (enamelinas y tuftelinas), y se generan microrrugosidades tras su eliminación. Si posteriormente al uso del hipoclorito se utiliza el ácido fosfórico, algunos autores (Uribe-Echevarría, 2010) recomiendan reducir el tiempo de grabado a 5-10 segundos. El hipoclorito de sodio actúa como agente bactericida y bacteriostático, crea microrrugosidades en la superficie del esmalte y proporciona una superficie más porosa, lo que conlleva valores de resistencia de unión más eficaces lo que favorece los procesos adhesivos (Henostroza, 2010).

El hipoclorito es un agente proteolítico, no específico, que elimina los componentes orgánicos del esmalte, modificando la composición química y dejando expuestos los cristales de hidroxiapatita en el sustrato desproteizado (Pascon, 2009; Hermann, 2015).



## Revisión de la literatura

El uso del hipoclorito de sodio como agente desproteinizante capaz de eliminar el contenido orgánico de la superficie del esmalte, puede ser una estrategia para mejorar la adhesión al eliminar los elementos orgánicos de la estructura del esmalte y de la película adquirida. Los mismos que no pueden ser totalmente eliminados con el pulido de la superficie, debido a las proteínas inmersas entre los cristales de hidroxiapatita (Espinosa et al., 2010).

El ácido fosfórico ejerce acción a nivel de los tejidos mineralizados, materia inorgánica, sin actuar sobre la materia orgánica. Por lo que la desproteización de la superficie del esmalte como procedimiento previo al grabado ácido, es un paso esencial según Espinosa et al., 2008, para lograr que el ácido fosfórico realice su trabajo sobre el área de esmalte a grabar, mejore los patrones de grabado y obtener, en última instancia, una mejor retención del biomaterial adherido.

## **4. ADHESIÓN EN ORTODONCIA**

### **4.1 Generalidades**

Desde su inicio, uno de los grandes desafíos que ocupó y preocupó a la ortodoncia, ha sido la búsqueda constante de sistemas que garanticen la permanencia de los brackets sujetos a los dientes, para que las fuerzas aplicadas se mantengan constantes y no se interrumpan como resultado de su descementación (Caballero et al., 2011).

La adhesión, en el caso de la ortodoncia, ofrece múltiples ventajas, ya que antes de su aparición y durante gran parte del siglo XX se utilizaban aleaciones de oro por su maleabilidad, que posteriormente fueron sustituidas

## Revisión de la literatura

por brackets soldados a bandas metálicas. Esta técnica, presentaba varias desventajas, entre las cuales se encontraban la pobre adhesión a la estructura del esmalte, la imprecisión para ubicar los aparatos fijos, el depósito de placa bacteriana y la mala apariencia estética, con la consecuencia de tratamientos más largos y complejos (Aguilar et al., 2013).

En 1965, Newman introduce el cementado directo como alternativa viable a las bandas (Rossouw, 2010), que presenta mayores ventajas como estética, fácil remoción y menor agresión periodontal, optimizando la higiene oral del paciente.

Los sistemas de adhesión de *brackets* han progresado significativamente hasta nuestros días. Según Canut et al, (2000), entre las ventajas de la adhesión directa e indirecta de *brackets*, destacan:

- Estética, rapidez, sencillez y simplicidad.
- Permite un ajuste más preciso, incluso en dientes incluidos.
- Ocasiona menos molestias al paciente que el cementado de bandas, que requieren separaciones interdetales previas y una considerable presión durante su ajuste.
- Facilita la higiene dental y gingival del paciente, suscitando menos problemas periodontales que las bandas.
- Disminuye el riesgo de caries en relación a las bandas, mejora la detección de éstas y su tratamiento precoz.
- Permite tratamientos complementarios, como el contorneado coronal, el desgaste interdental o la operatoria dental con resinas estéticas, al

## Revisión de la literatura

quedar libres las superficies linguales e interproximales de los dientes.

- No requieren separación interdental previa y, por tanto, no alargan la longitud del arco como ocurre con las bandas, las cuales crean espacios que es necesario cerrar al final del tratamiento.

A pesar de que los materiales de adhesión han evolucionado favorablemente en los últimos años, aún existen algunas limitaciones y desventajas en el cementado de *brackets*.

- Despegado frecuente de los *brackets*, sobre todo los de tipo estético, en la interfase esmalte-resina o resina-*bracket*, por no existir suficiente fuerza adhesiva ante determinadas fuerzas de torsión, cizalla y tracción.
- Necesidad de la descalcificación previa de la superficie adamantina
- Dificultad de mantener una buena higiene gingival y un preciso control de la caries, en las zonas interproximales.
- Dificultad de eliminar todo el adhesivo remanente y devolver la integridad estructural al esmalte, una vez finalizado el tratamiento.

El conjunto formado en el proceso de unión en ortodoncia, está constituido por tres componentes:

- El sustrato: esmalte, metal, cerámica o composite
- El cemento o adhesivo
- El bracket

## Revisión de la literatura

La aplicación previa de una resina que forma una interfase entre el sustrato y el elemento a unir (hibridización), produce un aumento en las fuerzas de adhesión entre el bracket y el esmalte. Actualmente, la práctica habitual en nuestra clínica, es la adhesión de brackets con previa utilización de un acondicionador para el esmalte a base de ácido fosfórico y un imprimador (Albaladejo, 2006).

Los brackets, proporcionan un enlace mecánico entre el diente y el arco, lo que permite al ortodoncista, aplicar fuerzas ligeras al diente para que se produzcan los movimientos deseados. El éxito o fracaso del tratamiento ortodóncico con aparatos fijos depende predominantemente de conseguir una adhesión fuerte y duradera al diente (Hobson, 2002).

La fuerza de adhesión entre el bracket y la superficie del esmalte depende, principalmente, de tres factores (García López et al., 2016):

- Preparación de la superficie del diente
- Materiales utilizados para el cementado
- Mecanismo de retención de la base del bracket.

A la espera del cemento ideal, los factores decisivos para la elección de un sistema adhesivo, son los que se adaptan mejor a nuestro trabajo diario en la consulta, a la velocidad y exactitud del operador que realiza la adhesión, así como aquellos que presentan una duradera, estable y eficaz adhesión entre el bracket y el esmalte (Albaladejo et al., 2011).

## 4.2 Tipos de adhesión en ortodoncia

**Adhesión mecánica:** se realiza por la penetración del material de cementado en las rugosidades de la superficie. (Uribe, 2010).

**Adhesión química:** corresponde a la unión íntima, a escala molecular entre la base y el adhesivo. Se puede llevar a cabo en forma de uniones iónicas o covalentes. (Toledano et al., 2009).

**Adhesión mixta:** combinación mecánica y química, como es el caso de ciertos brackets cerámicos que conjugan lo que es el enrejado laminado revestido de una capa de silano. (Toledano et al., 2009).

## 4.3 Factores que determinan la calidad de adhesión lograda

- . Composición, módulo elástico y viscosidad del adhesivo.
- . Diseño de la base del bracket.
- . Características de la superficie sobre la cual será fijado.
- . Presión aplicada durante la adaptación del bracket.
- . Ubicación del diente en el arco dental.
- . Posibilidades del control de la humedad bucal.
- . Condiciones clínicas del paciente, como respirador bucal. (Macchi, 2013)

#### **4.4 Interfases resultantes del cementado de brackets**

**Interfase cemento/sustrato:** la calidad de la unión depende de la naturaleza y de las propiedades del cemento, así como de la naturaleza y tratamiento de la superficie del sustrato. (Toledano et al., 2009).

**Interfase cemento/bracket:** su calidad depende de la naturaleza y propiedades del cemento, así como de la naturaleza y tratamiento de la base del bracket. (Toledano et al., 2009).

#### **4.5 Fallo adhesivo**

Uno de los problemas más frecuentes en ortodoncia es el fallo en la adhesión de un bracket.

Este fallo adhesivo puede ser debido a la aplicación de fuerzas inadecuadas, tanto por parte del profesional como del propio paciente, o a una técnica de adhesión inapropiada al no utilizar el adhesivo adecuado, no seguir las instrucciones del fabricante o bien por contaminación del campo operatorio durante la técnica adhesiva (Nicolas, 2010).

De esta forma, podemos distinguir entre fallo adhesivo temprano, como aquel que se produce por una mala técnica adhesiva como la contaminación del campo operatorio, y fallo adhesivo tardío como aquel que se produce por traumatismos o por aplicación de fuerzas demasiado altas (Donker et al., 2001).

Los brackets que más frecuentemente se despegan son los situados a nivel de premolares, sobre todo mandibulares, debido, por lo general, a las

## Revisión de la literatura

fuerzas masticatorias absorbidas y a la dificultad para obtener un adecuado aislamiento del flujo salival (Johnston et al., 1998; Hobson, 2002).

El fallo en la adhesión de un bracket durante el tratamiento de ortodoncia supone cierto retraso en la evolución del mismo, ya que implica una nueva recolocación del bracket y suele interferir en la secuencia y en la evolución prevista del tratamiento (Skidmore et al., 2006). También conlleva una pérdida de tiempo en el sillón con el consiguiente retraso en la consulta al tener que proporcionarle más tiempo al paciente para volver a colocar el bracket descementado.

Por otra parte, el hecho de tener que repetir el cementado de un bracket en un mismo diente, implica la eliminación del adhesivo remanente que queda sobre la superficie del esmalte tras el descementado, así como la necesidad de realizar un nuevo grabado ácido del esmalte. Ambos procedimientos llevan consigo pérdida de esmalte superficial, rico en flúor (Kim et al., 2007).

Según Esteban Herrera (2005), si no limpiamos bien la superficie del esmalte y lo acondicionamos correctamente, podemos provocar un fallo adhesivo porque las retenciones micromecánicas que habíamos realizado con el grabado ácido aparecerán cubiertas de cristales de hidroxiapatita y restos de material orgánico que impedirán la difusión del adhesivo de una forma correcta.

El conocimiento, cada vez mayor, de los comportamientos de las distintas estructuras dentales, de los distintos materiales adhesivos y el estudio con técnicas microscópicas sofisticadas como el microscopio

## Revisión de la literatura

electrónico de transmisión de las distintas interfaces, nos proporciona información detallada sobre los fallos a diferentes niveles.

Si conocemos donde se producen los fallos y como evitarlos, estaremos en el camino adecuado para que nuestros tratamientos adhesivos tengan éxito y podamos proporcionar al paciente una correcta salud bucodental (Esteban, 2005).

La localización del fallo tiene importancia, principalmente por dos motivos:

Por su importancia biológica, ya que según donde se produzca el fallo adhesivo tendrá repercusiones clínicas como el descementado del bracket, microfiltración y la caries (Jiménez Planas et al, 1996).

Para la investigación, que conocer la resistencia adhesiva a uno u otro nivel.

En general, se distinguen dos tipos de fallos:

Fallo adhesivo: sería aquel que ocurre entre dos estructuras distintas, es decir, en la interfase entre ambas.

Fallo cohesivo: sería aquel que ocurre en el interior de la estructura del material.

En ortodoncia, se describen cinco posibles opciones, en las cuales se puede clasificar el fallo adhesivo (Caballero et al., 2011):

Resina-bracket (fallo adhesivo)

Resina-resina (fallo cohesivo)

Adhesivo-esmalte (fallo adhesivo)

Esmalte-esmalte (fallo cohesivo)

Esmalte-dentina (fallo adhesivo)



## Revisión de la literatura

Justus et al, (2010) sugieren que al aplicar hipoclorito de sodio, como pretratamiento del esmalte antes del grabado ácido, el fallo adhesivo ocurre en la interfase bracket-adhesivo, mientras que si no se aplica hipoclorito de sodio, el fallo adhesivo ocurre en la interfase esmalte-adhesivo.

Los fallos en las dos interfases tienen sus ventajas y sus inconvenientes.

El fallo en la interfase bracket-adhesivo es ventajoso e indica una buena adhesión al esmalte sin embargo, se necesita más tiempo en clínica, para retirar el adhesivo remanente de la superficie del esmalte, con la posibilidad de originar daños en el esmalte.

El fallo en la interfase esmalte-adhesivo, deja menos residuo en la superficie del esmalte, pero el bracket puede descementarse durante el tratamiento ortodóncico, teniendo que recementar el bracket y prolongar el tiempo del tratamiento.

### **4.6 Medición del tipo de fallo**

A través del tiempo, se han utilizado diferentes clasificaciones para evaluar el tipo de fallo que se presenta al desprenderse un material del sustrato dentario.

La clasificación Adhesive Remanent Index (ARI), descrita por Årtun y Bergland en 1984 y utilizada en numerosos estudios, cuantifica de manera subjetiva la cantidad de adhesivo remanente en la superficie dental y en el bracket en porcentaje (Pickett et al., 2001).

El índice ARI proporciona una visión de la interfase resina-esmalte y resina bracket durante el descementado y señala donde se produce la fractura de la resina, dándonos información sobre el daño potencial del esmalte (resina-esmalte) o el tiempo requerido para eliminar el exceso de resina durante el proceso de descementado (resina-bracket) (Finnema, 2010).

Este índice tiene una gran importancia clínica, porque a mayor incidencia de fallo en la interfase esmalte-adhesivo, mayor es el stress aplicado en la superficie del esmalte. Valores altos del índice ARI, significan que el modo de fallo está cerca de la interfase bracket-adhesivo y el riesgo de fractura de esmalte disminuye (Oztas, 2011).

### **4.7 Método de medida de la eficacia adhesiva en ortodoncia (Test de resistencia al cizallamiento).**

La fuerza de adhesión se puede medir por medio de fuerzas de tensión, compresión, cizalla y torsión, con el fin de conseguir el fallo de adhesión y poder cuantificar cuál es la fuerza requerida para poder fallar la muestra (Chan, 2010).

Estas pruebas se realizan, generalmente, aplicando fuerzas de cizalla sobre los brackets hasta que éstos fallen y, posteriormente, se cuantifica la fuerza a la que fueron desplazados (Luque, 2008).

Las pruebas de fuerzas de adhesión son las más utilizadas para cuantificar la eficacia adhesiva de diferentes sistemas tanto en Ortodoncia como en la amplia mayoría de las disciplinas Odontológicas. La base de este método es que la adhesión más fuerte entre el diente y el material, resistirá mejor el estrés impuesto por el sistema y la función oral (Pashley et al., 1995).

## Revisión de la literatura

A lo largo del tiempo, se han desarrollado diversos tests de fuerzas de adhesión (Pashley et al., 1995). Las fuerzas producidas en el cementado del *bracket* en Ortodoncia se han evaluado tradicionalmente usando el test de resistencia al cizallamiento o *shear bond strength* (SBS), que resulta útil para probar materiales que fallan ante valores comprendidos entre 18-20 MPa o menos (Chappell et al., 1997), intervalo donde se encuentran la mayoría de las fuerzas de adhesión ofrecidas por los biomateriales de los que actualmente se dispone en el campo de la Ortodoncia (Chappell et al., 1997).

Con el procedimiento de resistencia al cizallamiento el *bracket* cementado sobre la superficie del diente es sometido a una fuerza de presión ejercida por un punzón unido a una máquina de ensayo Universal que describe un movimiento en sentido inciso-gingival (de arriba hacia abajo) y que va desplazándose a una aceleración constante (1 mm/min) al mismo tiempo que va incrementando progresivamente la fuerza hasta que provoca el fallo del material llevando consigo el desprendimiento del *bracket*. La fuerza realizada para provocar la comentada fractura es recogida por un sistema de datos, siendo el biomaterial adhesivo más resistente aquel que más haya tenido que emplear.

En ortodoncia la fuerza de adhesión debe ser suficiente para prevenir que los brackets se despeguen, pero a su vez no deben dañar la superficie del esmalte y poder ser removidos fácilmente (Aguilar, 2013).

Los estudios de Reynolds sugieren que la fuerza mínima de adhesión para que los brackets sean útiles clínicamente, oscilan en un rango entre 5.9 a 7.8 MPa (Scougall, 2010). Sin embargo estudios como los de Eliades (2002) y

## Revisión de la literatura

Finneman et al (2010) critican utilizar esta referencia ya que hoy en día todos los materiales superan esas cifras.

## 4.JUSTIFICACION

*“Abre la mente a lo que te manifiesto y  
aférralo adentro; que no se hace ciencia sin  
retención de lo que se ha entendido”*

*(Dante Alighieri)*



## JUSTIFICACIÓN

Uno de los inconvenientes más comunes en los tratamientos de ortodoncia es la descementación de los brackets. Circunstancia que ha suscitado la búsqueda de soluciones que ayuden a mejorar las propiedades adhesivas de las resinas ortodóncicas al esmalte dental (Bayona et al., 2010).

Consecuentemente, uno de los principales desafíos en ortodoncia, relacionados con la descementación consiste en conseguir una fuerza de adhesión suficiente capaz de soportar la fuerza masticatoria y ortodóncica sin ser demasiado tenaz como para poner en peligro la integridad del esmalte al retirar los brackets (Marques, 2013).

Actualmente, la técnica de grabado del esmalte, mediante desmineralización con ácido fosfórico, en combinación con resina de composite, no admite discusión, constituyéndose en un procedimiento clínico, seguro, efectivo y reproducible que proporciona una fuerza de adhesión suficiente para retener el bracket durante el tratamiento (Elnafar et al., 2014).

No obstante, muchos profesionales de la odontología menoscaban la limpieza del sustrato, infravalorando el hecho de que la adhesión a esmalte intacto es deficiente, por la presencia del biofilm orgánico y de la capa aprismática.

Diversos estudios (Hobson, 2005; Espinosa et al, 2008; Ahuja et al, 2010), muestran que la calidad de un esmalte correctamente grabado no se logra en toda la superficie acondicionada. Más de un 69% no ostenta grabado

## Justificación

alguno, el 7% presenta un grabado tenue y sólo el 2% aparece idealmente grabado. Ello, trae como consecuencia, un 15% de fracaso en restauraciones adheridas directamente al esmalte, como puedan ser en el campo de la ortodoncia la adhesión de los brackets (Newman, 1978; O'Brien et al., 1998).

El ácido fosfórico, a pesar de su eficiente actividad a nivel de los tejidos mineralizados, se considera incapaz e ineficiente en lo que se refiere a la eliminación de la materia orgánica de la superficie dental (Henostroza H, 2010). El material orgánico actúa como una barrera en la disolución de los prismas, disminuyendo por tanto la efectividad en la adhesión de los biomateriales dentales (Junqueira et al., 2013).

La presencia de un sustrato orgánico sobre la superficie dental, implica una fuerte disminución de su energía superficial, lo que reduce notablemente la fuerza adhesiva de las resinas y por consiguiente, su hibridización (Kerns DG et al., 1991).

En este contexto, la calidad de la adhesión disminuye por la presencia del biofilm en la superficie del diente. Por lo tanto, es importante utilizar profilaxis mecánica y química en el diente antes del grabado ácido del esmalte, para eliminar el biofilm y aumentar la energía superficial del sustrato. La acción rutinaria de soplar con la jeringa del equipo, antes del grabado, es poco efectiva, ya que de esta forma no se elimina el biofilm orgánico. (Hermann et al., 2015).

Según la OMS, el biofilm orgánico es un "ecosistema bacteriano proliferante y enzimáticamente activo, embebido en una matriz extracelular de polisacáridos autoproducida, con glicoproteínas de cadena larga, acidorresistentes" que obstaculizan el contacto entre el esmalte y el ácido



## Justificación

fosfórico (Costerton et al., 1987). Aquí, también pueden incluirse proteoglicanos, glicoproteínas y bacterias que se encuentran en los tejidos blandos contiguos (Espinosa et al., 2008).

El biofilm orgánico se puede eliminar por métodos mecánicos (uso de cepillos de profilaxis con piedra pómez/agua sin glicerina, chorro de bicarbonato), o mejor químicos (oxidación-desproteización), con hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5-5.25%, durante 60 segundos y luego lavar con spray 5 segundos y secar durante 5 segundos (Espinosa et al., 2008).

El objetivo de pulir mecánicamente la superficie del esmalte, es eliminar los componentes orgánicos presentes en ésta, pero con ello, sólo se consigue limpiar los depósitos orgánicos más superficiales.

Además, se ha ignorado en clínica el hecho de que el esmalte no es un tejido 100% calcificado, ya que durante la amelogénesis han quedado restos de proteínas específicas (amelogeninas y no amelogeninas), más ácidosresistentes, que las del propio biofilm orgánico.

El biofilm orgánico o biopelícula posee por su contenido proteico (glicoproteínas de cadena larga, ácidosresistentes), una tensión superficial baja, de 28 dinas/cm medida "in vivo", importante para el mantenimiento de la salud bucodental pero que se contrapone con el mecanismo de adhesión que requiere una superficie reactiva adherente de alta energía superficial y un adhesivo de muy baja tensión superficial (Jendresen MD, Glantz PO, 1981). El biofilm orgánico resiste la acción de los ácidos obligando a incrementar el tiempo de acondicionamiento y con él a la obtención de un patrón de grabado poco favorable para la adhesión.

## Justificación

En conclusión, los fallos en la adhesión se producen por la presencia de la biopelícula en la superficie del órgano del esmalte dental ya que es impermeable y no permite el contacto en muchas áreas, de manera que disminuye el efecto del grabado ácido, que tiene la capacidad de disolver selectivamente los tejidos calcificados, pero no parece eliminar la biopelícula en la superficie dental y, por tanto, no se consigue la suficiente fuerza de adhesión en la interfase diente-bracket (Hermann et al., 2015).

Llegados a este punto en nuestro estudio, la hipótesis de trabajo reside en proponer un protocolo de cementación de brackets que garantice una mayor adhesión al esmalte dental, reduzca así el fracaso y contribuya por ello a optimizar el tratamiento ortodóncico.

Se pretende demostrar la viabilidad de la utilización del hipoclorito de sodio como pretratamiento de la superficie del esmalte, dirigido al aumento de la fuerza de adhesión del bracket al diente, al eliminar las sustancias orgánicas de la superficie del esmalte antes del grabado ácido (desproteínización).

De acuerdo con diversos autores (Espinosa et al., 2010; Marques et al., 2013) la eliminación del material orgánico y de la película adquirida del esmalte mediante la utilización de un agente desproteínizador como el hipoclorito de sodio, afecta a la calidad del acondicionamiento del esmalte y consecuentemente aumenta la fuerza de adhesión de los brackets ortodóncicos.

## **HIPOTESIS Y OBJETIVOS**

*“Un objetivo, una meta, un blanco, sirven  
para determinar la acción de hoy y obtener  
el resultado de mañana”*

*(P. Drucker)*



## **OBJETIVOS**

Los objetivos del presente proyecto de tesis doctoral son los siguientes:

1. Comparar “in vitro” la resistencia a la prueba de la fuerza tangencial, o de cizalla, en dientes previamente desproteinizados mediante hipoclorito sódico al 5% frente a un sistema de adhesión de brackets convencional.
2. Comparar la resistencia a la prueba de la fuerza de cizalla en dientes previamente desproteinizados mediante hipoclorito sódico al 5% durante 15 segundos versus desproteinización mediante 30 y 60 segundos.
3. Establecer, si procede y en base a los hallazgos alcanzados, un protocolo tentativo de adhesión de brackets para cementación directa, que pueda ser contrastado en una prueba clínica en estudios posteriores dentro de esta línea de investigación.
4. Evaluar, mediante microscopía electrónica de barrido, la influencia del hipoclorito sódico al 5% sobre el esmalte como procedimiento previo al cementado directo de brackets.

## **HIPÓTESIS NULA**

1. La desprotección previa del esmalte mediante hipoclorito de sodio al 5%, no mejora la adhesión de los brackets durante el cementado directo.
2. En caso de poder rechazar la primera hipótesis nula, se planteará una segunda hipótesis nula que será la siguiente: la mejora en la capacidad de adhesión es independiente del tiempo de aplicación del hipoclorito de sodio al 5%.
3. Si los datos lo permiten, se planteará una tercera hipótesis nula: no es posible establecer y recomendar un nuevo protocolo de adhesión de brackets para cementación directa.

## 6. MATERIAL Y METODO

*“Todo parece imposible, hasta que se hace”*

*(Nelson Mandela)*





## **MATERIAL Y MÉTODO**

### **1. DIENTES**

Se utilizaron 140 premolares, tanto maxilares como mandibulares, de origen humano, extraídos por indicación ortodóncica, en la clínica Odontológica de la Universidad Cardenal Herrera CEU de Valencia.

Los criterios de inclusión que se establecieron para este estudio fueron:

- Dientes premolares, maxilares o mandibulares, extraídos por motivos ortodóncicos.
- Dientes sanos, sin restauraciones, ni historia de patología previa, ni presencia de fracturas, erosiones, fisuras, fluorizaciones o defectos de esmalte.

Los criterios de exclusión establecidos fueron los siguientes:

- Presencia de cualquier patología (caries, abscesos, etc.)
- Presencia de cualquier tipo de restauración previa (obturaciones, endodoncias, etc.)
- Historia previa de traumatismos
- Presencia de erosión, fracturas, fisuras, hipoplasias, fluorosis.

Los dientes, fueron lavados en agua destilada para eliminar cualquier resto de sangre. Posteriormente, con una hoja de bisturí del número 15 se eliminaron todos los restos de tejido periodontal de la raíz de los mismos y se sumergieron en una solución de Timol al 0,1%, para evitar la completa deshidratación de los mismos. Finalmente, fueron conservados en agua

## Material y método

destilada, adicionado con un 0,1% de timol para evitar el crecimiento bacteriano.

El agua con timol al 0.1%, fue cambiada cada 24 horas para evitar su deterioro hasta el momento de su uso.

120 de los 140 premolares fueron utilizados para realizar un test de fuerza adhesiva. Cada uno de estos dientes se colocó en un cilindro de cobre de 18 mm de diámetro. El cilindro se rellenó con escayola tipo IV y se introdujo la raíz del diente en la escayola de modo que la corona dental quedase en la parte externa (Figura 9).



Figura 9

La superficie vestibular de cada diente se utilizó para evaluar la fuerza de adhesión, mediante la medición de la resistencia a la fuerza de cizalla utilizando un sistema universal de ensayo, y el fallo de adhesión, utilizando el índice de adhesivo remanente (ARI). A continuación, los dientes se dividieron aleatoriamente en cuatro grupos identificando cada grupo con un sistema de color (Figura 10):

## Material y método

- Grupo uno: verde
- Grupo dos: rojo
- Grupo tres: amarillo:
- Grupo cuatro: azul

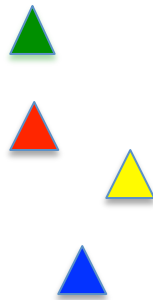


Figura 10

Los 20 dientes restantes, se utilizaron para llevar a cabo observaciones de los cambios de la superficie del esmalte a microscopía electrónica de barrido.

Para conseguir muestras de esmalte con características físicas y químicas comparables la corona de estos 20 dientes, se seccionó

## Material y método

verticalmente, de mesial a distal, utilizando un disco de diamante de doble cara, y horizontalmente seccionando el diente a nivel del cuello. Finalmente se utilizó la parte coronal vestibular y se desechó la parte lingual y la porción radicular.

## 2. BRACKETS

Se utilizaron 120 brackets metálicos de premolares (Victory Series®, 3 M Unitek Dental Products, Monrovia, California) con ranura de 0,018 y técnica MBT (Figura 11).

Se utilizó la medida del área de la base del bracket (10,5mm) para su posterior utilización en la prueba de la fuerza tangencial o de microcizalla.



Figura 11

## 3. TÉCNICA DE ADHESIÓN

Cada una de las superficies vestibulares del esmalte, de todos los dientes de la muestra, fueron tratados con piedra pómez en polvo con la ayuda de un cepillo profiláctico adaptado a una pieza de mano de baja velocidad (Figura 12). Posteriormente, se lavaron con agua a presión durante

## Material y método

10 segundos y, seguidamente, se secaron con aire a presión libre de aceite durante 5 segundos.



Figura 12

A continuación, los dientes se dividieron, aleatoriamente, en 4 grupos:

**Grupo I** (n=30): la superficie vestibular del esmalte se trató con gel de ácido ortofosfórico (H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>) al 36% (AeD etch Gel, Saint Joseph DID, S.L.) durante 15 segundos.

Posteriormente se lavaron las superficies con agua durante 5 segundos y se secaron durante 5 segundos con aire a presión.

Se aplicó el adhesivo Transbond XT (3M Unitek Dental Products, Monrovia, California) sobre las superficies vestibulares con ayuda de un microbrush, que se polimerizó con una lámpara de polimerización LED (luz emitida por diodos) (Ortholux XT, 3M Unitek Dental Products) durante 20 segundos según las instrucciones del fabricante. Por último, se aplicó el

## Material y método

composite Transbond XT (3M Unitek Dental Products, Monrovia, California) y se posicionó firmemente contra el diente.

El exceso de composite se retiró de alrededor del bracket con ayuda de una sonda y se polimerizó, utilizando la lámpara LED de polimerización Ortholux XT, durante 40 segundos (20 segundos por mesial y 20 segundos por distal). Este grupo actuó como grupo control.

**Grupo II** (n=30): la superficie del esmalte se trató con hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5% purísimo, Scharlau durante 15 segundos. Se lavaron posteriormente las superficies con agua durante 10 segundos y se secaron durante 5 segundos con aire a presión libre de aceite. A continuación, los dientes se grabaron, al igual que el grupo I, con gel de ácido ortofosfórico al 36% (AeD etch Gel, Saint Joseph DID, S.L.) durante 15 segundos, seguido nuevamente, de un lavado con abundante agua durante 5 segundos y secado durante 5 segundos. A continuación, se aplicó el adhesivo (Transbond XT) con ayuda de un microbrush y se polimerizó durante 20 segundos según las instrucciones del fabricante. Por último, se cementó el bracket del mismo modo que en el grupo I (Figura 13).

**Grupo III** (n=30): el protocolo fue el mismo. Sólo varió el tiempo de aplicación del hipoclorito de sodio al 5%, que fue, en este caso de 30 segundos.

**Grupo IV** (n=30): el protocolo fue el mismo que en el grupo II y III. Sólo varió el tiempo de aplicación del hipoclorito de sodio al 5%, que fue, en este caso, de 60 segundos.

## Material y método

El plan de trabajo a seguir se resume de la siguiente manera:

- Etapa 1: Montaje de los dientes en los cilindros de cobre
- Etapa 2: Tratamiento de las superficies con piedra pómez, seguido de lavado durante 10 segundos y secado durante 3 segundos.
- Etapa 3: En los grupos II, III y IV, aplicación de hipoclorito de sodio al 5% durante 15, 30 o 60 segundos según corresponda. A continuación, las superficies son lavadas durante 5 segundos y secadas durante 5 segundos.
- Etapa 4: Aplicación, en todos los grupos, de ácido ortofosfórico al 36% durante 15 segundos. A continuación, las superficies se lavan durante 5 segundos y se secan durante 5 segundos.
- Etapa 5: Aplicación de adhesivo sobre las superficies vestibulares y su posterior polimerización mediante luz LED.
- Etapa 6: Cementado, con composite Transbond XT, del bracket metálico en la cara vestibular del diente.
- Etapa 7: Obtención de muestras para evaluar la resistencia a la fuerza de cizalla de los brackets cementados en las caras vestibulares. (Figura 14).
- Etapa 8: Obtención de muestras para procesamiento mediante microscopio electrónico de barrido (MEB).

## Material y método



Figura 13

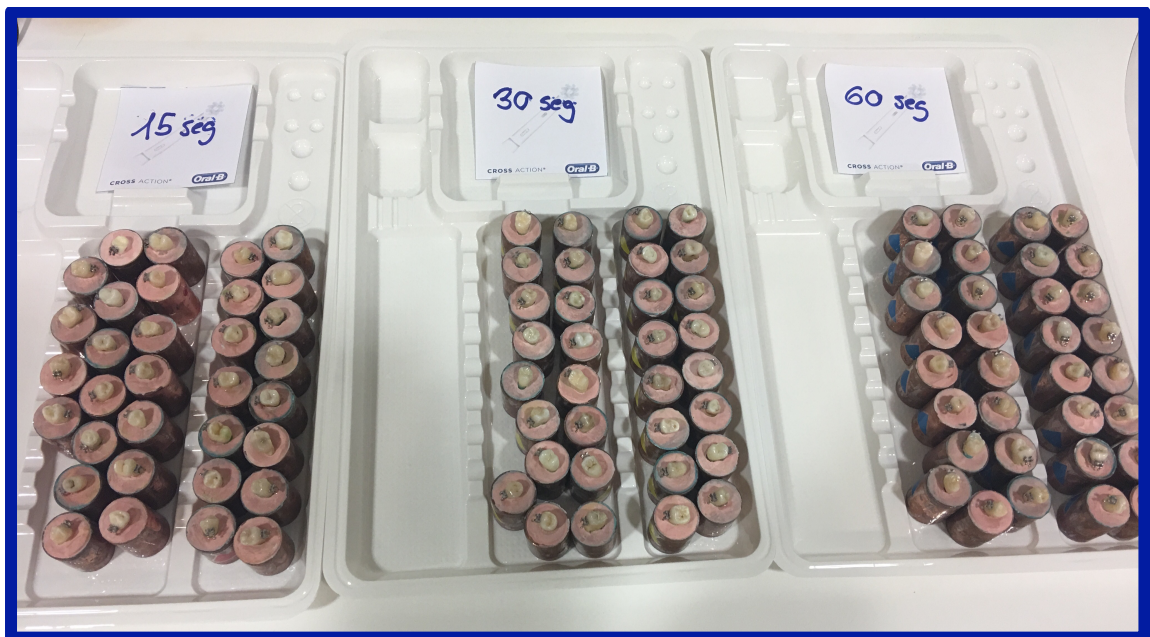


Figura 14

Estudio in vitro del efecto desproteínizador del hipoclorito de sodio en la adhesión de brackets a la superficie adamantina



#### **4 ALMACENAMIENTO DE LAS MUESTRAS**

Una vez terminado el procedimiento de adhesión, las muestras se sumergieron en agua destilada y se mantuvieron en una estufa a una temperatura de 37°C durante 24 horas antes de someterlas a los diferentes análisis que comprendió este estudio (International Organization for Standardization, 1994).

#### **5 PRUEBA DE LA FUERZA TANGENCIAL O MICROCIZALLA**

Se evaluó la capacidad de adhesión mediante la prueba de resistencia a la cizalla.

Para ello, cada muestra obtenida (120 dientes), se montó en un cilindro de cobre.

Para asegurar que la fuerza de despegamiento fuese paralela a la superficie bucal, los dientes se montaron con la superficie bucal de la corona paralela al eje longitudinal del cilindro.

A estos cilindros se les aplicó, con una máquina universal de ensayos (Autograph AGS-1KND, Shimadzu, Kyoto, Japan) (Figura 15) que constaba de una célula de carga de 1 KN, conectada a una barra metálica con una terminación en bisel de 30° una fuerza de aceleración de 1mm/min paralela a la interfase adhesiva, aplicada en sentido ocluso-gingival hasta obtener el descementado del bracket (Figura 16).

La fuerza requerida para descementar cada bracket se registró en Newtons (N) y se convirtió a megapascales (Mpa) teniendo en cuenta la superficie del área de la base del bracket:  $Mpa=N/mm^2$ .

## Material y método

Los datos obtenidos fueron analizados por una persona externa con el fin de comparar la capacidad de adhesión de los distintos protocolos descritos.

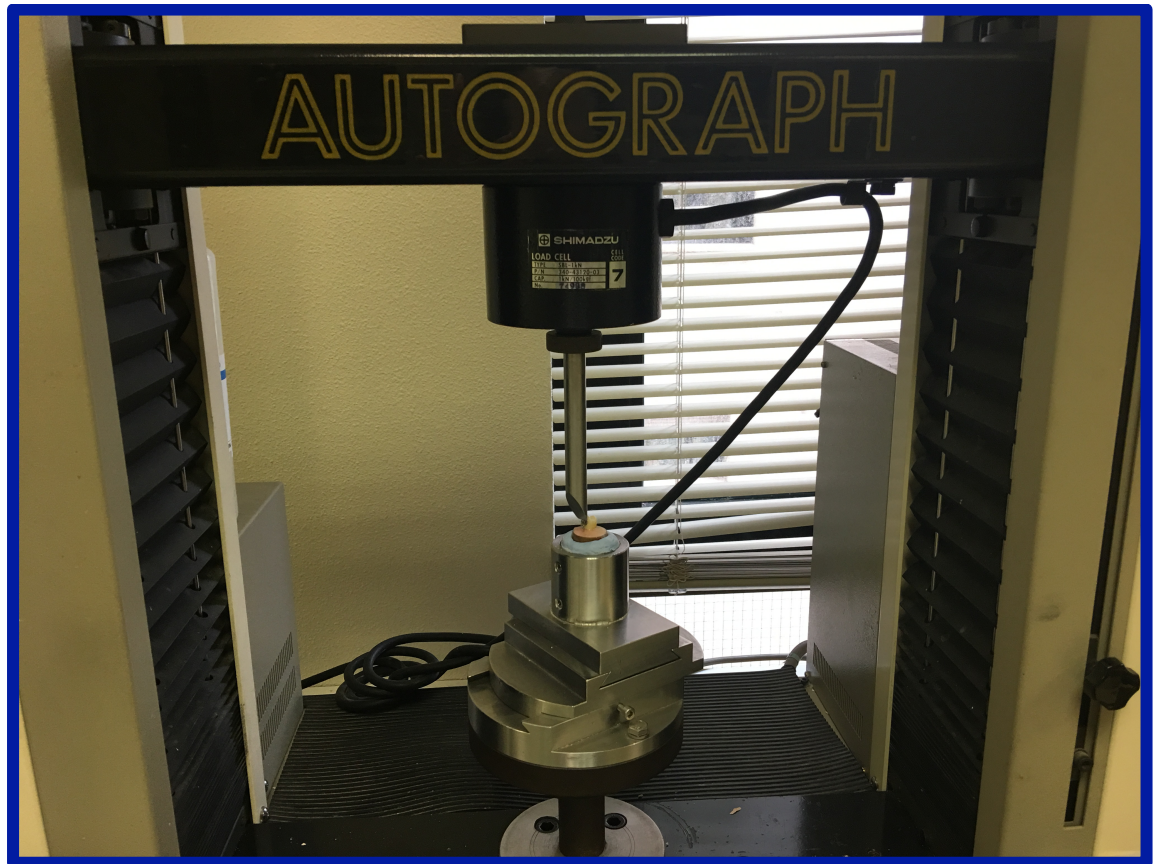


Figura 15

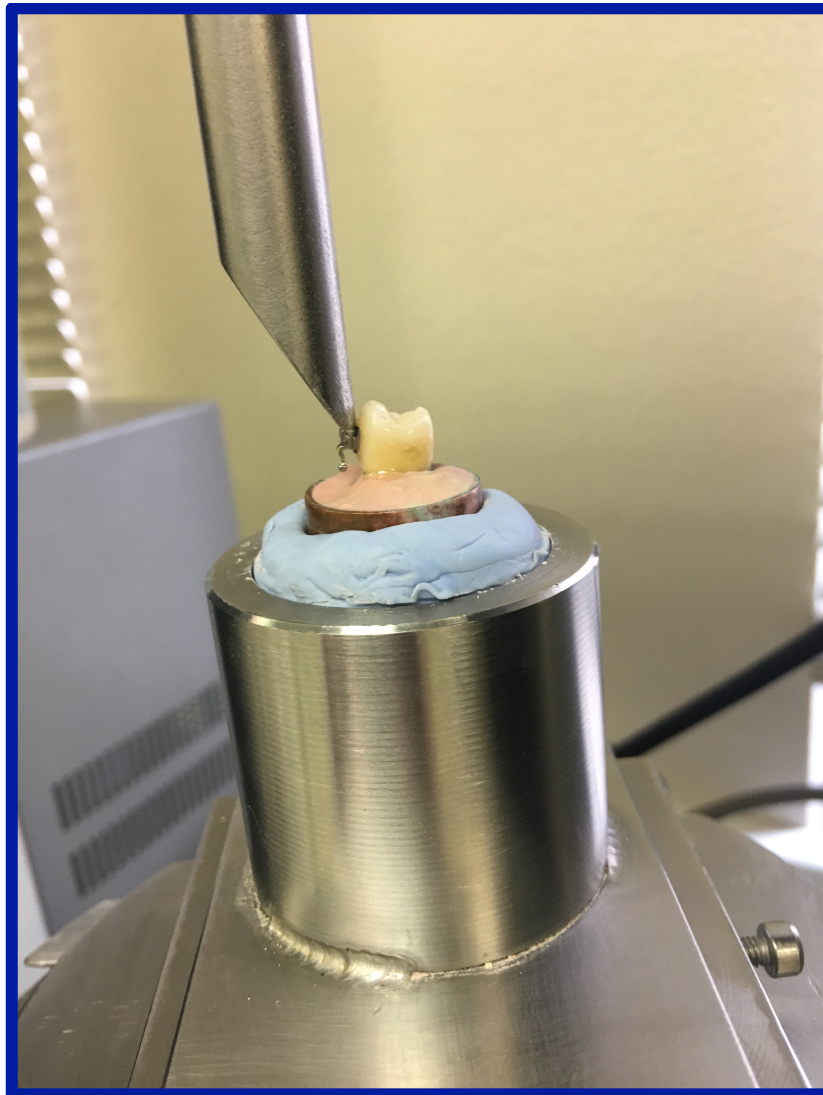


Figura 16

## 6 EVALUACIÓN DEL ADHESIVO REMANENTE

Para valorar el fracaso en la adhesión, las superficies de esmalte resultantes tras la remoción de los brackets se examinaron mediante una lupa estereoscópica Leica M165C a 20X, dotada de una cámara digital integrada de alta definición, según correspondió a cada protocolo realizado (Figura 17 y 18).

## Material y método

El adhesivo residual sobre los dientes se clasificó utilizando el índice de adhesivo remanente, el cual consta de una escala del 0 al 3 (Figura 19):

- Valor 0: No hay adhesivo remanente en la superficie del diente y el fallo adhesivo ocurre en la interfase adhesivo-esmalte.
- Valor 1: Cuando encontramos menos de la mitad de adhesivo remanente en la superficie del diente.
- Valor 2: Cuando se observa, en la superficie del diente, mitad o más de adhesivo remanente en la superficie del diente.
- Valor 3: Todo el adhesivo está en la superficie del diente y el fallo adhesivo ocurre entre el adhesivo y la base del bracket.



Figura 17



Figura 18

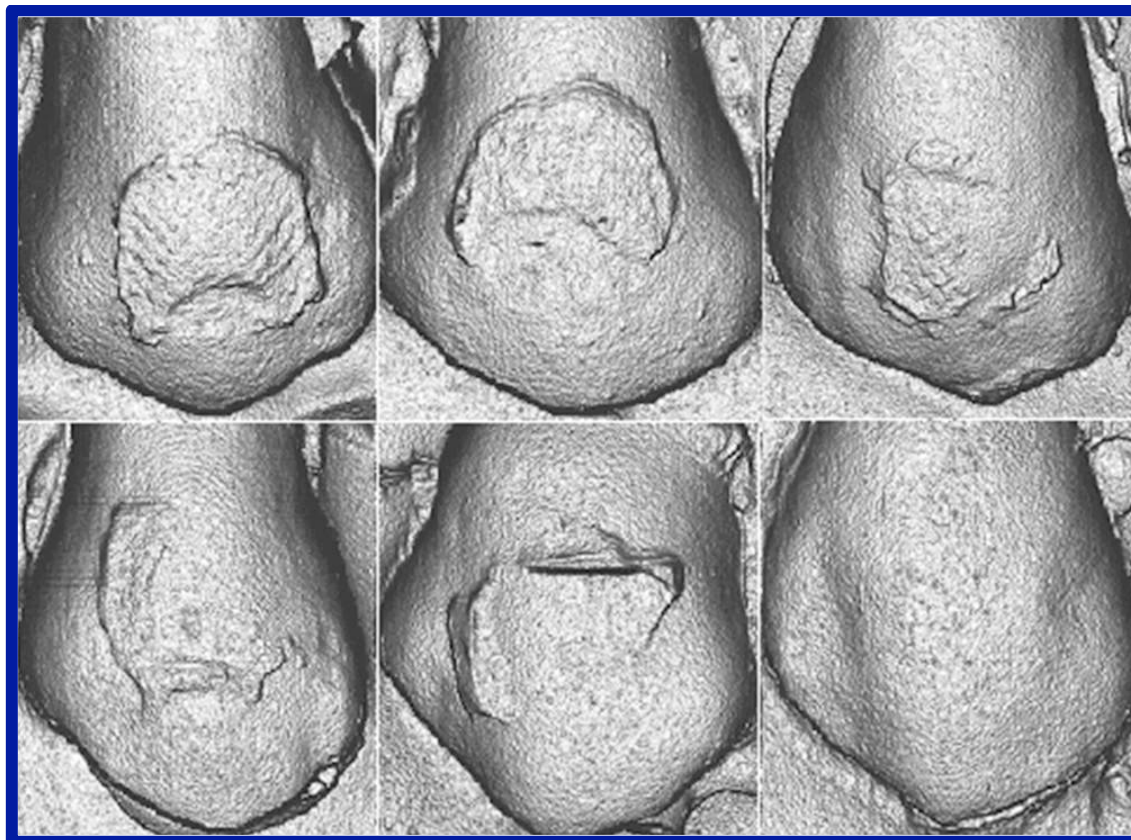


Figura 19; evaluación de la imagen:

En la figura 1 = puntuación de 3; Figura 2 = puntuación de 2; Figura 3 = puntuación de 1; figura 4 = puntuación de 1; figura 5 = puntuación de 1; figura 6 = puntuación de 0

Artun J. and Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984; 85:333–340.

Montassera M.; Drummond J. Reliability of the Adhesive Remnant Index Score System with Different Magnifications. *Angle Orthod.* 2009; 79:773–776.

## 7 MEDICIÓN DEL ERROR INTRA-EXAMINADOR

Se midió el adhesivo remanente de 60 dientes (15 por cada grupo), en dos ocasiones diferentes con un intervalo de tiempo entre ambas mediciones de 15 días. Las dos mediciones se llevaron a cabo por medio de un mismo examinador.

Los datos se analizaron mediante el índice de concordancia Kappa, obteniéndose que la reproductibilidad intra-examinador del método de medición del índice ARI fue alta.

## 8 ERROR DEL MÉTODO DE MEDICIÓN DEL ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE (ARI)

### T5.- ERROR INTRA-EXAMINADOR: ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE EN DOBLE MEDICIÓN

	ARI1									
	Total		No hay remanente		<50% remanente		>50% remanente		Todo remanente	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
<b>Total</b>	60	100,0%	5	8,3%	9	15,0%	14	23,3%	32	53,3%
<b>No hay remanente</b>	5	8,3%	5	8,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
<b>ARI2 &lt;50% remanente</b>	9	15,0%	0	,0%	7	11,7%	2	3,3%	0	,0%
<b>&gt;50% remanente</b>	14	23,3%	0	,0%	1	1,7%	12	20,0%	1	1,7%
<b>Todo remanente</b>	32	53,3%	0	,0%	1	1,7%	0	,0%	31	51,7%

Obsérvese, a través de la diagonal principal, que son 55 los casos donde hay perfecta concordancia entre ambas evaluaciones. El porcentaje de acuerdo se cifra en el 91,7%.

## Material y método

Para los diferentes grupos (ver tablas T5.1 a T5.4 del apéndice), el acuerdo se cifra en 93,3%, 86,7%, 93,3% y 93,3% respectivamente.

La tabla siguiente presenta los valores obtenidos para el índice Kappa.

**Tabla 3.2b.1.-** Concordancia entre evaluaciones del índice ARI: índice de Kappa ponderado linealmente para muestra total y por grupos. Intervalo de confianza al 95%.

	Kappa	IC 95%
Total	0,90	0,81 – 0,99
Control	0,93	0,80 – 1,00
NaOCl 15 s	0,33	0,00 – 0,94
NaOCl 30 s	0,94	0,82 – 1,00
NaOCl 60 s	0,87	0,67 – 1,00

\*\*\*p<0,001; \*\*p<=0,01; \*p<0,05;

*Una clasificación categórica de utilidad práctica para interpretar los valores del índice de Kappa es:*

Rango $I_k$	Concordancia
<0,20	Pobre
0,21-0,40	Débil
0,41-0,60	Moderada
0,61-0,80	Buena
0,81-1,00	Muy buena

Por tanto, la concordancia global y en 3 de los grupos (a excepción de NaOCl- 15s) puede considerarse muy alta.

En el grupo NaOCl-15s, donde casi todas las evaluaciones están concentradas en la categoría “todo remanente”, dos discrepancias tienen como efecto una gran penalización de la concordancia, a pesar de que el porcentaje de acuerdo (86,7%) era elevado. Notar que la estimación del Kappa está sujeta a una fuerte incertidumbre (intervalo de confianza amplísimo).

## 9 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La muestra para la investigación quedó constituida por 120 dientes humanos divididos en 4 grupos en un diseño totalmente equilibrado.

- Grupo control H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 36% 15 segundos (n=30)
- Grupo tratamiento NaOCl 15 segundos (n=30).
- Grupo tratamiento NaOCl 30 segundos (n=30).
- Grupo tratamiento NaOCl 60 segundos (n=30).

Se registró la fuerza de resistencia máxima al descementado en el ensayo de cizalla en unidades de Megapascuales (Mpa). Cuando la fuerza de descementado es demasiado baja (inferior a 9-11 Mpa aproximadamente), la adhesión al esmalte ha sido insuficiente y éste es el evento que se desea evitar con el tratamiento, constituyendo, por tanto, la respuesta primaria para la investigación.

En una submuestra de 60 dientes, 15 por grupo, se determinó el índice de adhesivo remanente (ARI) en la superficie de la pieza en base a la siguiente categorización:

- No hay adhesivo remanente en la superficie del esmalte
- Menos del 50% de adhesivo remanente en la superficie del esmalte
- Más del 50% de adhesivo remanente en la superficie del esmalte
- Todo el adhesivo remanente se encuentra en la superficie del esmalte

El análisis descriptivo proporcionó los estadísticos más relevantes para la variable fuerza de descementado: media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana. Se calcularon también los intervalos de confianza al 95%



## Material y método

para la fuerza media. Para el evento “descementado inferior a 9 Mpa (u otro umbral)” y el índice ARI, se presentaron frecuencias absolutas y categóricas.

Se estimó un modelo de regresión logística simple para el estudio de la variable dependiente “fallo de descementado” (a fuerza inferior a xMpa), relacionando la probabilidad del evento con el grupo de tratamiento. El modelo estimó los odds ratio junto al intervalo de confianza del 95%.

La normalidad de las medidas de fuerza se contrastó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov; la homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene. Respecto a la normalidad se observó una desviación en algún grupo y se procedió a una transformación de tipo box-cox.

Se desarrolló un modelo lineal general de análisis de varianza (ANOVA) de una vía con factor tipo de solución para comparar la fuerza media entre grupos. La prueba post-hoc aplicada fue la de Tukey.

Para el estudio del índice ARI, se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis con el objetivo de contrastar diferencias del índice entre grupos y la prueba de Mann-Whitney para las comparaciones múltiples, ajustando el nivel de confianza según el criterio de Bonferroni.

La investigadora replicó la evaluación del índice ARI a los 15 días con el objeto de estimar el error intra-examinador. Para tal fin se utilizó el índice Kappa de concordancia, ponderado linealmente, para penalizar las discrepancias más extremas.

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ( $\alpha=0,05$ ).

## Material y método

Un modelo logit como el descrito para la asociación entre el outcome fallo y el factor independiente grupo (2 niveles: NaOCl vs. Control) alcanzará una potencia del 80,4% para detectar un odds ratio (OR) = 3,0 como significativo en una muestra como la que se utilizó en este trabajo, asumiendo un nivel de confianza del 95%. Este OR es equivalente a proporciones de fracaso del 25 y 50% en ambos grupos.

En definitiva, la estrategia estadística que se siguió en este estudio fue:

- Estadística descriptiva adecuada al tipo de las distintas variables. Si son continuas, la media, etc. Si son categóricas, la frecuencia de cada categoría.
- Valoración o contraste de la fuerza máxima. Test t si se trata de dos grupos y el análisis de varianza (ANOVA) si son 3 ó más grupos.
- Regresión logística para ver la probabilidad de que se descementa antes de una fuerza determinada (9 Mpa u otra) frente a la que se descementa con una fuerza superior a este límite
- Test de Kruskal-Wallis para contrastar las frecuencias de las distintas categorías de índice ARI.
- Índice Kappa de concordancia para estimar el error intra-examinador.

## **10 OBSERVACIONES EN EL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO (MEB).**

Para este fin, se utilizaron 20 dientes (5 por grupo). Las muestras se analizaron mediante microscopio electrónico de barrido, para determinar las

Estudio in vitro del efecto desproteinizador del hipoclorito de sodio en la adhesión de brackets a la superficie adamantina

## Material y método

características topográficas y modificaciones de la superficie del esmalte, tras la desproteinización, por medio de la aplicación de hipoclorito de sodio al 5% durante 15, 30 y 60 segundos, comparándolo a la aplicación convencional de ácido fosfórico durante 15 segundos.

Se siguió el mismo protocolo que para el test de fuerza adhesiva con la excepción de que para las observaciones al microscopio electrónico de barrido, una vez acondicionada la superficie del esmalte, no se cementaron brackets.

Todos los dientes de la muestra se limpiaron con agua destilada en una cubeta de ultrasonidos durante 30 segundos y se secaron con abundante aire comprimido. Las muestras fueron montadas en platinas de carbono con cinta adhesiva de doble cara (cinco muestras por platina) (Figura 21 y 22) y se trataron con un procedimiento de recubrimiento de oro-paladio mediante el sistema sputtering, para su metalizado (Figura 23, 24, 25 y 26).



Figura 23



Figura 24



Figura 25

## Material y método

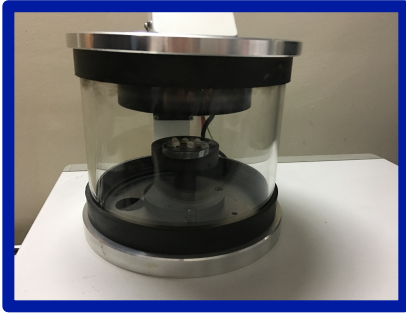


Figura 26

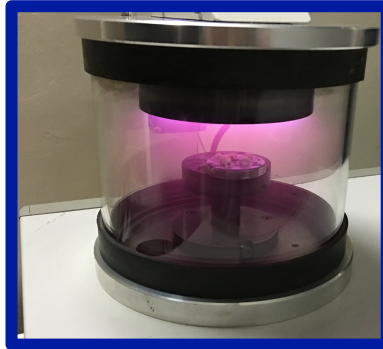


Figura 27



Figura 28

Las muestras se observaron al MEB, con un equipo S-4100 (Hitachi) dotado con cañón de emisión de campo (FEG). Este equipo dispone de detector de retrodispersados, detector de transmitida, detector de Rx Bruker y EDX (Figura 29). Las microfotografías se muestran a una magnificación de 3.000X, 7.000X y 15.000X.

## Material y método

Figura 29: Microscopio electrónico de barrido tipo S-4800 (Hitachi)



Las imágenes más representativas de cada muestra se digitalizaron y se grabaron en archivos informatizados.

En función de la imagen obtenida, se clasificaron según el patrón de grabado o acondicionamiento adamantino que se consigue, sabiendo que los patrones tipo I y II son retentivos mientras que, el patrón de grabado tipo III no es retentivo, por lo que puede fallar la adhesión.

## Material y método

## 7. RESULTADOS

*“Sí no esperas nada, nunca encontrarás  
aquello que jamás esperabas hallar”*

*(Heráclito)*





## RESULTADOS

Para un fácil entendimiento de los resultados, estos se presentan en el mismo orden como se realizaron los procedimientos durante el desarrollo de la investigación.

### 1 FUERZA DE ADHESIÓN

Al comparar los valores de adhesión de los cuatro grupos que se utilizaron en este trabajo, se observó que la fuerza es baja en el grupo control del ácido fosfórico y en el grupo de hipoclorito de sodio a 15 segundos. Se eleva considerablemente con el tratamiento de hipoclorito de sodio a 30 segundos, para finalmente volver a reducirse en el grupo de hipoclorito de sodio a 60 segundos.

**T1.- FUERZA DE ADHESIÓN (Mpa) según GRUPO**

	GRUPO				
	Total	Control	NaOCI 15 s	NaOCI 30 s	NaOCI 60 s
<b>N</b>	120	30	30	30	30
<b>Media</b>	17,24	15,95	14,91	20,90	17,22
<b>Desviación típica</b>	7,09	6,90	6,83	7,56	5,78
<b>IC 95% media</b>	15,96 – 18,53	13,37 – 18,52	12,36 – 17,46	18,08 – 23,73	15,07 – 19,38
<b>Mínimo</b>	4,66	6,20	4,66	6,04	9,95
<b>Máximo</b>	35,42	31,92	34,04	35,42	32,76
<b>Mediana</b>	16,09	14,84	13,57	21,09	17,47

## Resultados

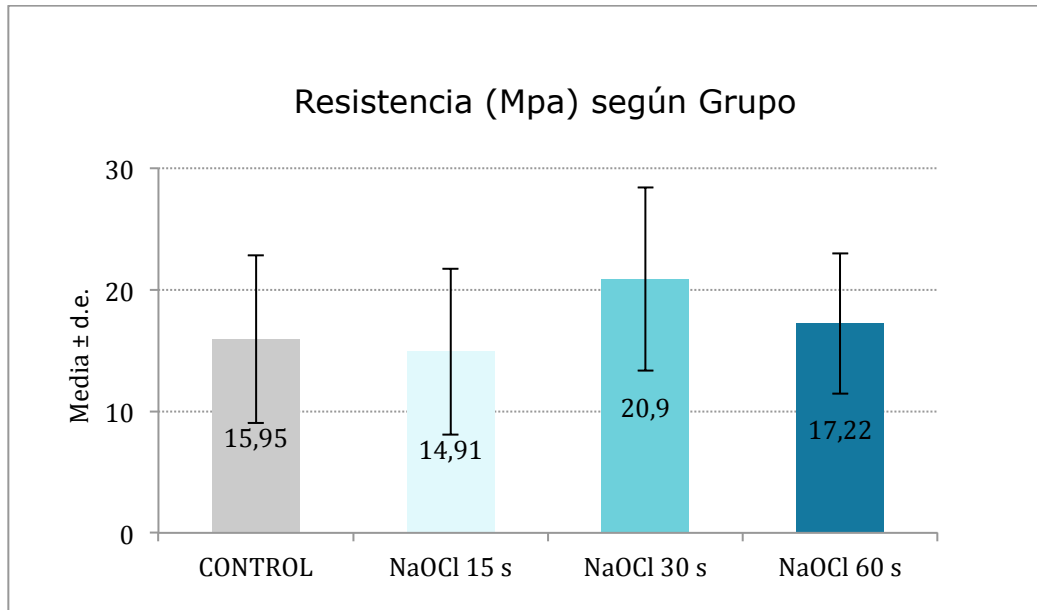


Grafico 1: Presión media de descementado y su desviación estándar

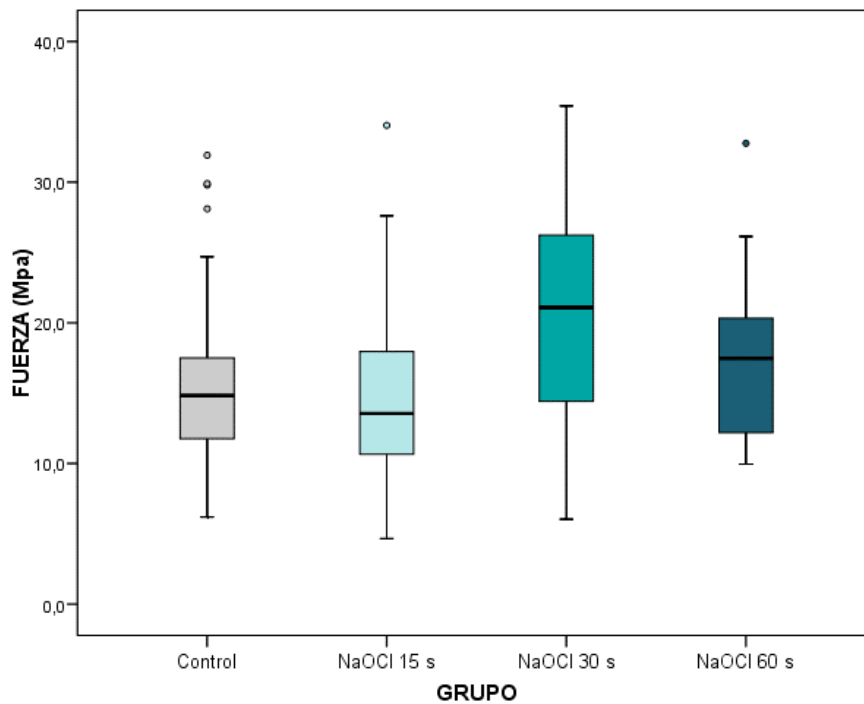


Grafico 2: Distribución completa de valores de presión

## Resultados

Al analizar el gráfico 2 se observa que el 50% de las unidades del grupo NaOCl a 30 segundos soportaron una fuerza superior a 21,09 Mpa (mediana) y el 25% de las unidades, del mismo grupo, una inferior a 14 Mpa (primer cuartil). Se apreció también que existen algunas unidades con resistencias atípicamente altas (símbolos círculos).

El verdadero interés de la investigación fue estudiar el fenómeno de los descementados a fuerzas bajas, previsiblemente causados por la acción de las proteínas presentes en la superficie del esmalte, que los tratamientos con Hipoclorito de sodio pretenden anular.

El siguiente gráfico presenta la proporción de casos, dentro de cada grupo, que soportan una determinada presión en la máquina (o la probabilidad

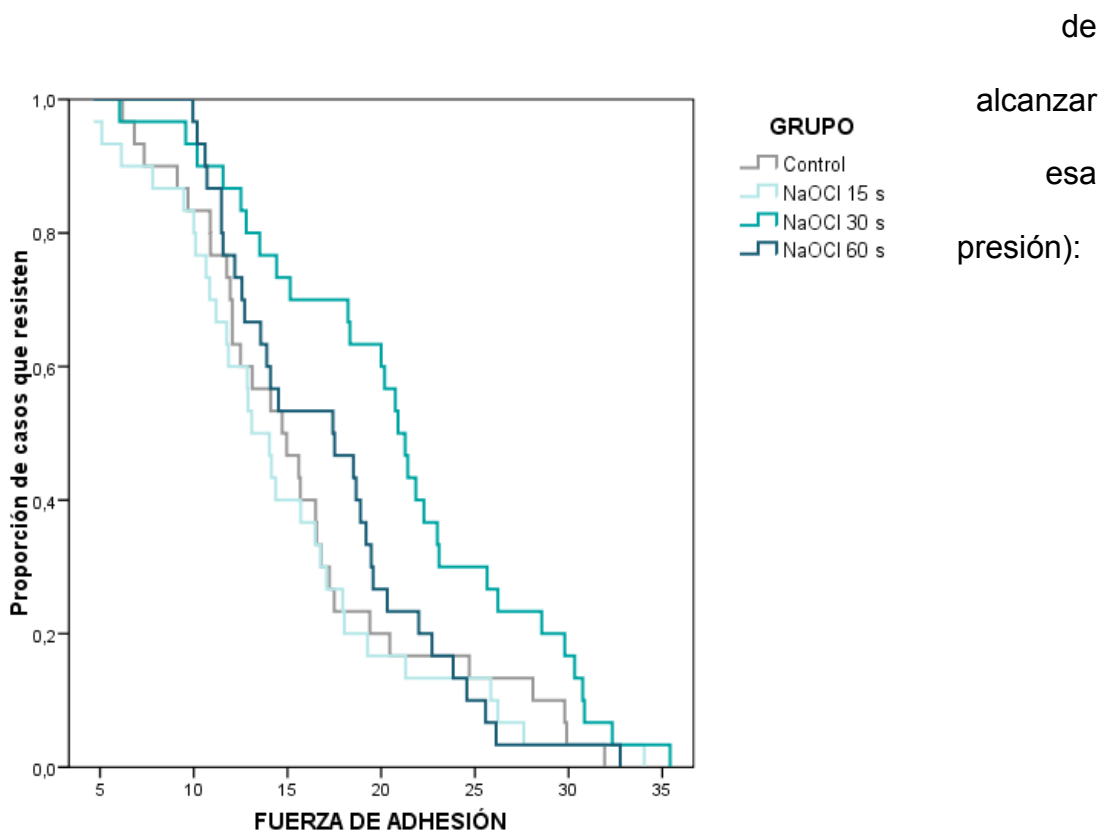


Gráfico 3: Proporción de casos que resisten una determinada presión

## Resultados

Lo que se observó fue que los dientes del grupo NaOCl a 30 segundos exhiben, en efecto, una resistencia más fuerte, con una curva claramente diferenciada del resto para cualquier nivel de fuerza que se explore.

También se observó un patrón aceptable para el grupo NaOCl a 60 segundos y el solapamiento entre las curvas del grupo NaOCl a 15 segundos y el grupo control.

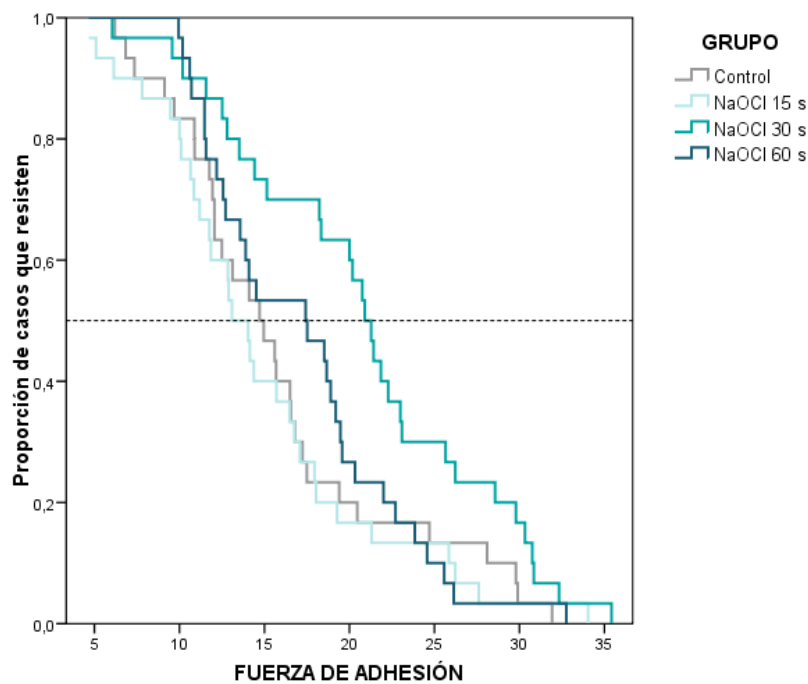


Gráfico 4

En el gráfico 4 se observa que si se traza una línea horizontal a nivel de 0,5, se obtiene la fuerza a la que resisten al menos el 50% de los casos en cada grupo (mediana): 14,8, 13,5, 21,1 y 17,4 Mpa respectivamente para los cuatro grupos en el orden de la leyenda.

## Resultados

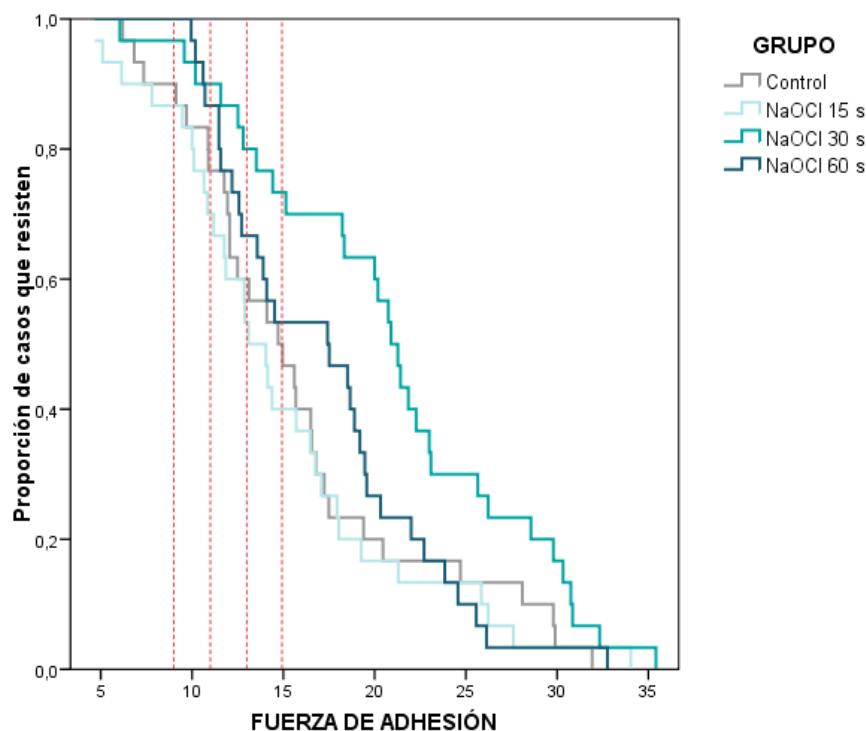


Gráfico 5

Más interesante es trazar líneas de referencia en los valores de fuerza considerados por los investigadores como mínimamente soportables para un criterio de buena adhesión. Se han utilizado los puntos de corte de 9, 11, 13 y 15 Mpa propuestos.

A 9 Mpa, el 97% de las piezas del grupo NaOCl-30s y todas las del NaOCl-60s ha resistido. También es muy alta la resistencia del NaOCl-15 s (87%) y de los controles (90%).

A 11 Mpa, el 90% de las piezas del grupo NaOCl-30s y el 87% del NaOCl-60s ha resistido; pero sólo el 70% del NaOCl-15 s y el 77% de controles.

A 13 Mpa, el comportamiento del NaOCl-30s está ya claramente diferenciado de los otros tres grupos y así se mantiene a 15 Mpa de fuerza.

## Resultados

### T3: Fallo a fuerzas 9, 11, 13 Y 15 Mpa según grupo

		GRUPO									
		Total		Control		NaOCl 15 s		NaOCl 30 s		NaOCl 60 s	
		N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
	<b>Total</b>	120	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%
<b>FALLO9</b>	<b>No</b>	112	93,3%	27	90,0%	26	86,7%	29	96,7%	30	100,0%
	<b>Si</b>	8	6,7%	3	10,0%	4	13,3%	1	3,3%	0	,0%
	<b>Total</b>	120	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%
<b>FALLO11</b>	<b>No</b>	97	80,8%	23	76,7%	21	70,0%	27	90,0%	26	86,7%
	<b>Si</b>	23	19,2%	7	23,3%	9	30,0%	3	10,0%	4	13,3%
	<b>Total</b>	120	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%
<b>FALLO13</b>	<b>No</b>	78	65,0%	18	60,0%	16	53,3%	24	80,0%	20	66,7%
	<b>Si</b>	42	35,0%	12	40,0%	14	46,7%	6	20,0%	10	33,3%
	<b>Total</b>	120	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%
<b>FALLO15</b>	<b>No</b>	64	53,3%	14	46,7%	12	40,0%	22	73,3%	16	53,3%
	<b>Si</b>	56	46,7%	16	53,3%	18	60,0%	8	26,7%	14	46,7%

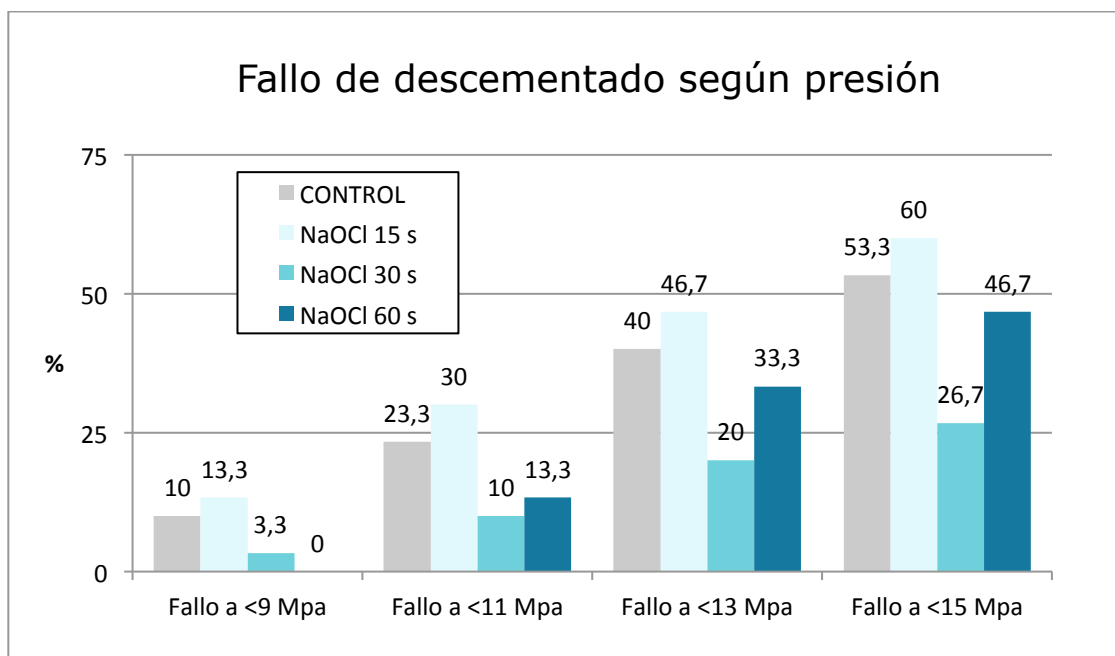


Gráfico 6

## Resultados

Para cada una de estas **4 variables respuesta** se estima un modelo de regresión logística binaria simple.

### 1.1 Fallo a fuerza inferior a 9 Mpa

Para el punto de corte más bajo (9 Mpa), los resultados fueron los siguientes:

**Tabla 3.1.8.-** Asociación entre fallo a fuerza inferior a 9 Mpa y Grupo: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%. El grupo control actúa como categoría de referencia.

	OR	IC 95%	p-valor
Grupo de tratamiento			0,639
NaOCl 15 s	1,39	0,28 – 6,80	0,688
NaOCl 30 s	0,31	0,03 – 3,17	0,324
NaOCl 60 s	---	---	---

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001

No hay suficiente evidencia estadística para concluir que los tipos de tratamiento influyen en la probabilidad del evento ( $p=0,639$ ).

No hay ninguna tendencia remarcable para los grupos de NaOCl en relación a los controles. Para el grupo a 60 s, no es estimable el OR, pues no se ha registrado ni un solo fracaso.

El segundo modelo agrupa todos los especímenes tratados con hipoclorito y los compara al control.

## Resultados

**Tabla 3.1.9.-** Asociación entre fallo a fuerza inferior a 9 Mpa y Tratamiento NaOCl: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%. El grupo control actúa como categoría de referencia.

	OR	IC 95%	p-valor
Grupo de tratamiento			
NaOCl	0,53	0,12 – 2,36	0,405

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001

La aplicación de NaOCl no reduce significativamente la probabilidad de despegado a menos de 9 Mpa (p=0,405).

### 1.2 Fallo a fuerza inferior a 11 Mpa

El modelo evalúa el efecto de los diferentes tipos de tratamiento en la probabilidad de que se produzca este fallo.

**Tabla 3.1.1.-** Asociación entre fallo a fuerza inferior a 11 Mpa y Grupo: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%. El grupo control actúa como categoría de referencia.

	OR	IC 95%	p-valor
Grupo de tratamiento			0,203
NaOCl 15 s	1,41	0,45 – 4,45	0,560
NaOCl 30 s	0,37	0,09 – 1,58	0,177
NaOCl 60 s	0,51	0,13 – 1,95	0,322

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001

No hay suficiente evidencia estadística para afirmar que los tipos de tratamiento influyen en la probabilidad del evento (p=0,203).

Como era de esperar, por todo el análisis descriptivo previo, los dientes tratados con NaOCl-30s son los que más se diferencian del control. La estimación de OR es 0,37, esto es, la reducción del riesgo de descementado



## Resultados

temprano se reduce un 63% respecto a los controles; pero el dato no es concluyente ( $p=0,177$ ).

Si simplemente queremos responder a la pregunta “*¿evita el NaOCl, independientemente del tiempo, el fallo temprano frente al control?*”, se agruparían los 3 subgrupos de NaOCl y se estimaría un modelo similar.

**Tabla 3.1.2.**- Asociación entre fallo a fuerza inferior a 11 Mpa y Tratamiento NaOCl: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%. El grupo control actúa como categoría de referencia.

	OR	IC 95%	p-valor
Grupo de tratamiento			
NaOCl	0,71	0,26 – 1,93	0,504

\* $p<0,05$ ; \*\* $p<0,01$ ; \*\*\* $p<0,001$

Los resultados apuntan en la misma línea. Aplicar NaOCl no reduce significativamente la probabilidad de despegado a menos de 11 Mpa ( $p=0,504$ ).

### 1.3 Fallo a fuerza inferior a 13 Mpa

Se desplaza el valor umbral de fuerza para la definición del evento, y se repite la estimación.

## Resultados

**Tabla 3.1.3.-** Asociación entre fallo a fuerza inferior a 13 Mpa y Grupo: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%. El grupo control actúa como categoría de referencia.

	OR	IC 95%	p-valor
Grupo de tratamiento			0,178
NaOCl 15 s	1,31	0,47 – 3,65	0,603
NaOCl 30 s	0,38	0,12 – 1,19	0,096
NaOCl 60 s	0,75	0,26 – 2,15	0,592

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001

Tampoco ahora hay suficiente evidencia estadística para concluir que los tipos de tratamiento influyen en la probabilidad del evento ( $p=0,178$ ).

Sin embargo, se hace patente una cierta tendencia en relación al grupo NaOCl-30s ( $p=0,096$ ). Más precisamente, un diente tratado de esta manera presentará un riesgo de fracaso temprano hasta un 62% inferior al de un control (OR=0,38).

El segundo modelo agrupa todos los especímenes tratados con hipoclorito y los compara al control:

**Tabla 3.1.4.-** Asociación entre fallo a fuerza inferior a 13 Mpa y Tratamiento NaOCl: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%. El grupo control actúa como categoría de referencia.

	OR	IC 95%	p-valor
Grupo de tratamiento			
NaOCl	0,75	0,32 – 1,76	0,508

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001

## Resultados

La aplicación de NaOCl no reduce significativamente la probabilidad de despegado a menos de 13 Mpa ( $p=0,508$ ).

### 1.4 Fallo a fuerza inferior a 15 Mpa

La ruptura del sistema a fuerzas inferiores a 15 Mpa es el evento que se estudia seguidamente.

**Tabla 3.1.5.-** Asociación entre fallo a fuerza inferior a 15 Mpa y Grupo: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%. El grupo control actúa como categoría de referencia.

	OR	IC 95%	p-valor
Grupo de tratamiento			0,068
NaOCl 15 s	1,31	0,47 – 3,65	0,603
NaOCl 30 s	0,32	0,11 – 0,94	0,038*
NaOCl 60 s	0,77	0,28 – 2,11	0,606

\* $p<0,05$ ; \*\* $p<0,01$ ; \*\*\* $p<0,001$

El resultado está muy próximo a la significancia estadística ( $p=0,068$ ); pero estrictamente no puede hablarse de una probabilidad de fallo diferente entre los 4 grupos.

No obstante, el modelo revela que trabajar con NaOCl-30s disminuye la probabilidad de un fracaso temprano ( $p=0,038$ ) respecto al control ácido fosfórico. El riesgo estimado disminuye un 68% ( $OR=0,32$ ).

Dado que para este nivel de fuerza se alcanzan las diferencias significativas, puede resultar interesante **comparar el efecto del tiempo de aplicación de NaOCl entre sí**.

## Resultados

**Tabla 3.1.6.-** Asociación entre fallo a fuerza inferior a 15 Mpa y Tiempo de aplicación del NaOCl: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%.

	OR	IC 95%	p-valor
Tiempo de referencia: 15 s			
30 s	0,24	0,08 – 0,72	0,011*
60 s	0,58	0,21 – 1,62	0,302
Tiempo de referencia: 30 s			
60 s	2,41	0,82 – 7,09	0,111

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001

Se concluye que tratar a 30 s disminuye el riesgo de descementado a fuerza menor de 15 Mpa respecto 15 s (p=0,011). Se cuantifica esta disminución en un 76%, pues OR=0,24.

No hay diferencias entre aplicar NaOCl a 60 s respecto a hacerlo a 15 s (p=0,302).

Tampoco las hay entre hacerlo a 60 s respecto a 30 s; aunque los datos sugieren que es menos efectivo, a partir de una muy débil asociación (p=0,111).

Se propone, por último, agrupar todos los especímenes tratados con hipoclorito y confrontarlos al control.

**Tabla 3.1.7.-** Asociación entre fallo a fuerza inferior a 15 Mpa y Tratamiento NaOCl: resultados modelos de regresión logística binaria simple. Odds ratio (OR) e intervalo de confianza al 95%. El grupo control actúa como categoría de referencia.

	OR	IC 95%	p-valor
Grupo de tratamiento			
NaOCl	0,70	0,31 – 1,60	0,399

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001

## Resultados

La aplicación de NaOCl, sin diferenciar tiempos, no reduce significativamente la probabilidad de despegado a menos de 15 Mpa ( $p=0,399$ ).

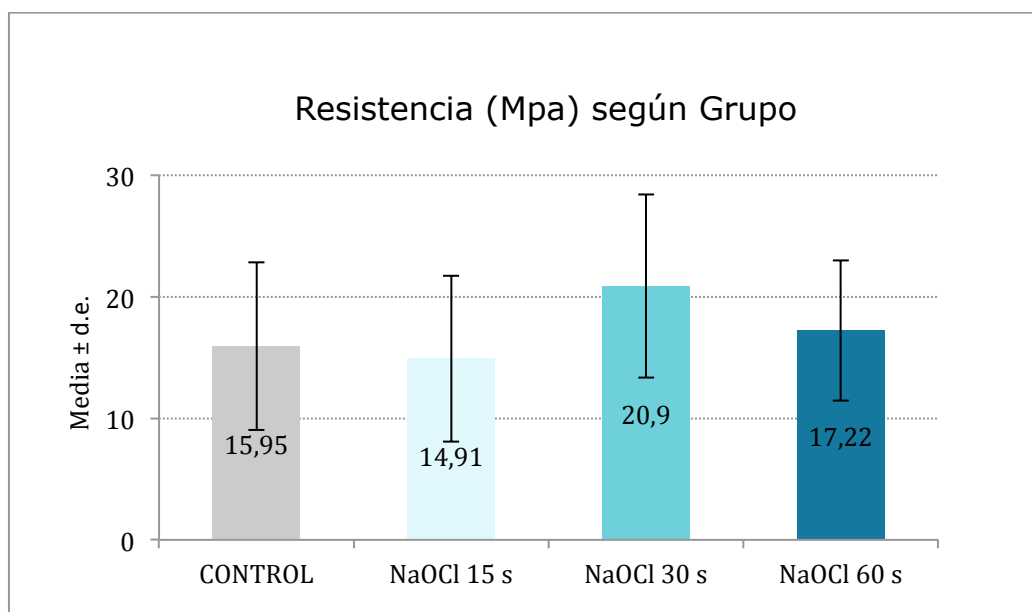
Como **conclusión final**, no hay diferencias entre la aplicación de NaOCl a diferentes tiempos y la de control en cuanto a la evitación de descementados tempranos/muy tempranos (a fuerzas inferiores a 9-11 Mpa); aunque el grupo de NaOCl a 30 segundos se proyecta como la mejor opción, desde un punto de vista estrictamente descriptivo.

La probabilidad de descementado a fuerza inferior a 15 Mpa se reduce significativamente con NaOCl a 30 segundos respecto al control y respecto a NaOCl a 15 segundos. Incluso la tendencia apunta a que es una opción preferible a la extensión del tiempo a 60 segundos.

### **1.5 Comparación de Fuerza media**

La tabla T2 del apartado anterior y su correspondiente representación gráfica son el punto de partida descriptivo para el siguiente análisis. Se trata de comparar los niveles medios de resistencia entre los grupos.

## Resultados



La existencia de algunos casos atípicos en el grupo control provoca una desviación de la normalidad en el mismo ( $p=0,017$ , test de Kolmogorov-S.), por lo que una transformación de tipo Box-Cox se aplica (potencia 0,5) para la corrección. No hay problemas en cuanto a la estabilidad de la varianza en los grupos ( $p=0,735$ , Levene).

Se aplica ya con garantías un modelo ANOVA de una vía y se tiene:

**Tabla 3.1b.1.-** ANOVA de una vía: resultados de los test de efectos entre-sujetos para variable dependiente Fuerza

	p-valor
GRUPO	0,005**

\*\*\* $p<0,001$ ; \*\* $p<=0,01$ ; \* $p<0,05$ ;

Se halla **un efecto grupo** ( $p=0,005$ ), esto es, no todos los grupos presentan la misma fuerza media de resistencia.

## Resultados

**Tabla 3.1b.2.-** Comparación fuerza según Grupo: Pruebas post-hoc de Tukey

	CONTROL	NaOCl 15 s	NaOCl 30 s	NaOCl 60 s
CONTROL				
NaOCl 15 s	0,908			
NaOCl 30 s	0,032*	0,004**		
NaOCl 60 s	0,809	0,403	0,242	

\*p<0,05; \*\*p<0,01; \*\*\*p<0,001

Se concluye que NaOCl-30s exhibe una fuerza media significativamente superior al control ( $p=0,032$ ) y a NaOCl-15s ( $p=0,004$ ). Sin embargo, no hay evidencia para decir que funciona de manera distinta a la solución a 60s ( $p=0,242$ ).

No hay diferencia significativa entre NaOCl-15s y control ( $p=0,908$ ) y tampoco entre NaOCl-60s y control ( $p=0,809$ ).

## 2 ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE (ARI)

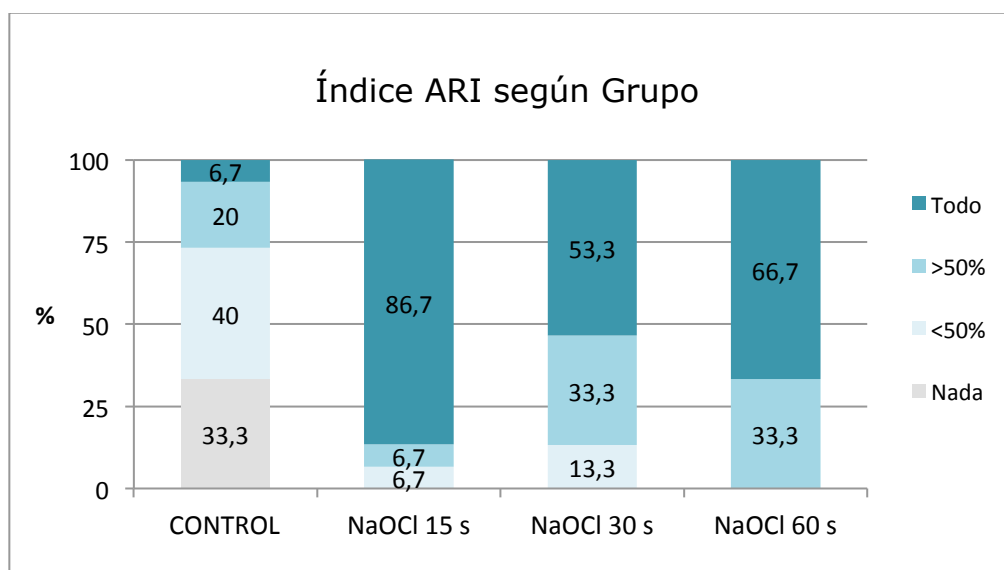
Se estudió también si el tratamiento inducía alguna diferencia en el índice ARI.

La tabla T4 y el subsiguiente gráfico revelan un patrón bastante diferenciado del grupo control.

## Resultados

### T4.- ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE según GRUPO

	GRUPO									
	Total		Control		NaOCl 15 s		NaOCl 30 s		NaOCl 60 s	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
<b>Total</b>	60	100,0%	15	100,0%	15	100,0%	15	100,0%	15	100,0%
<b>No hay remanente</b>	5	8,3%	5	33,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
<b>&lt;50% remanente</b>	9	15,0%	6	40,0%	1	6,7%	2	13,3%	0	,0%
<b>&gt;50% remanente</b>	14	23,3%	3	20,0%	1	6,7%	5	33,3%	5	33,3%
<b>Todo remanente</b>	32	53,3%	1	6,7%	13	86,7%	8	53,3%	10	66,7%



La prueba de Kruskal-Wallis confirma que la distribución del índice es significativamente distinta en los grupos ( $p < 0,001$ ). Para entender entre qué grupos se focalizan realmente las diferencias, se aplican test de Mann-Whitney repetidamente, ajustando el nivel de significancia de referencia al número de comparaciones múltiples.



## Resultados

**Tabla 3.2.1.-** Asociación entre Índice ARI y Grupo: resultados pruebas de Mann-Whitney para comparación de la distribución de ARI entre pares de grupos. Nivel de significatividad ajustado por corrección de Bonferroni para 6 comparaciones múltiples.

	Control	NaOCl 15 s	NaOCl 30 s	NaOCl 60 s
Control				
NaOCl 15 s	0,00001***			
NaOCl 30 s	0,0003**	0,137		
NaOCl 60 s	0,00001***	0,412	0,412	

\* $p < 0,008$ ; \*\* $p < 0,0016$ ; \*\*\* $p < 0,00016$

La aplicación de NaOCl, a cualquier duración, consigue aumentar significativamente el grado de adhesivo remanente en la superficie del diente respecto al grupo control ( $p < 0,0004$ ). Sin embargo, no hay diferencias según el tiempo de aplicación del hipoclorito.

El índice de adhesivo remanente se incrementa de forma significativa si se utiliza NaOCl frente al ácido fosfórico; pero el tiempo de aplicación de aquél no determina ninguna diferencia reseñable.

### 3 CONCLUSIONES-RESUMEN DE ANÁLISIS ESTADÍSTICO

1. La probabilidad de que una adhesión fracasase a fuerzas menores de 11 ó 13 Mpa no depende del tratamiento aplicado; pero NaOCl-30 seg. arroja los mejores resultados desde un punto de vista estrictamente descriptivo.
2. Para discriminar los fallos a fuerzas menores de 15 Mpa, el tratamiento NaOCl a 30 seg. supera significativamente al control y a la aplicación

## Resultados

corta (15 seg.). La prolongación a 60 seg. no induce ya ningún tipo de cambio.

3. El índice de adhesivo remanente se incrementa de forma significativa si se utiliza NaOCl frente al ácido fosfórico; pero el tiempo de aplicación de aquél no determina ninguna diferencia reseñable.
4. El análisis de fallos tempranos a 9 Mpa concluye una total homogeneidad entre los grupos. No hay ninguna combinación que se asocie a más fallos inmediatos que otra.
5. La fuerza media en el grupo NaOCl-30s se revela significativamente superior a la del grupo control y a la de -15s. No hay diferencias respecto a la de 60 s. Tampoco las hay entre cualquier otra combinación y el control.

### **1. Observaciones de la superficie del esmalte al MEB.**

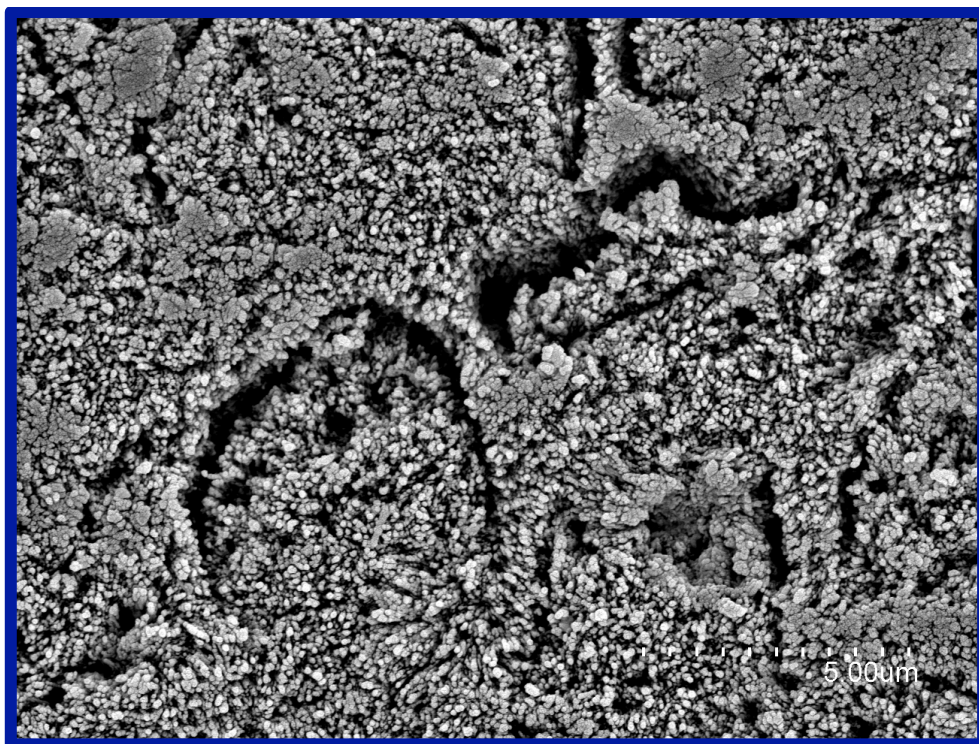
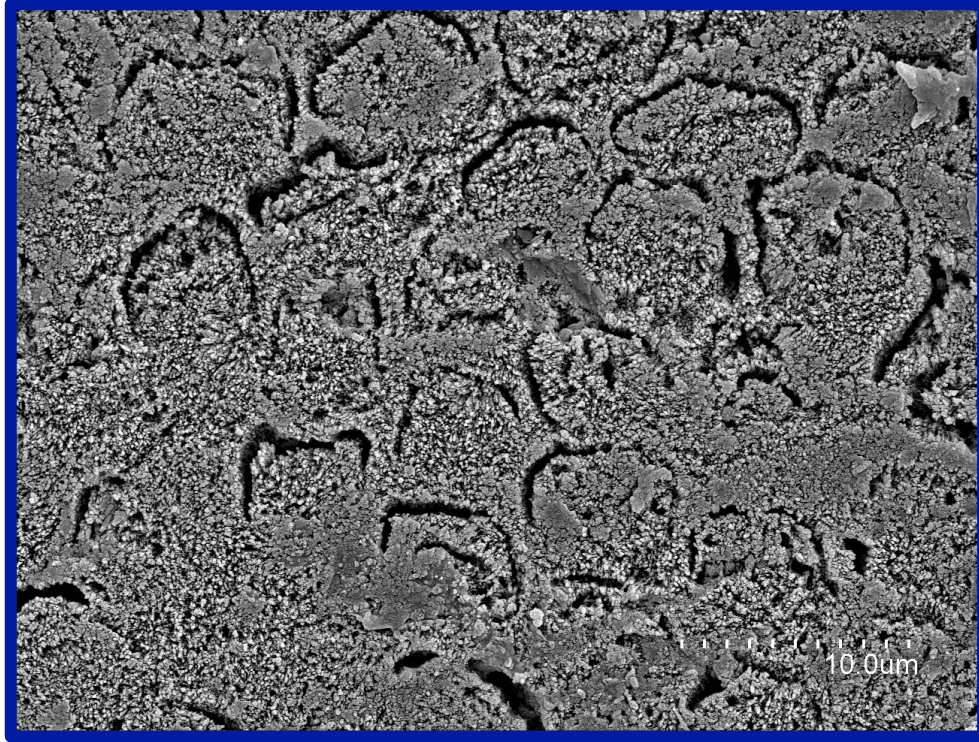
Se analizó en el microscopio electrónico de barrido las imágenes consideradas las más representativas de cada uno de los grupos que conforman la muestra de esta investigación.

Cada imagen fue analizada subjetivamente por el investigador responsable y su tutor para distinguir mediante observación los Patrones de acondicionamiento que Silverstone en 1975 señaló como los adecuados para procesos adhesivos, obteniendo los siguientes resultados

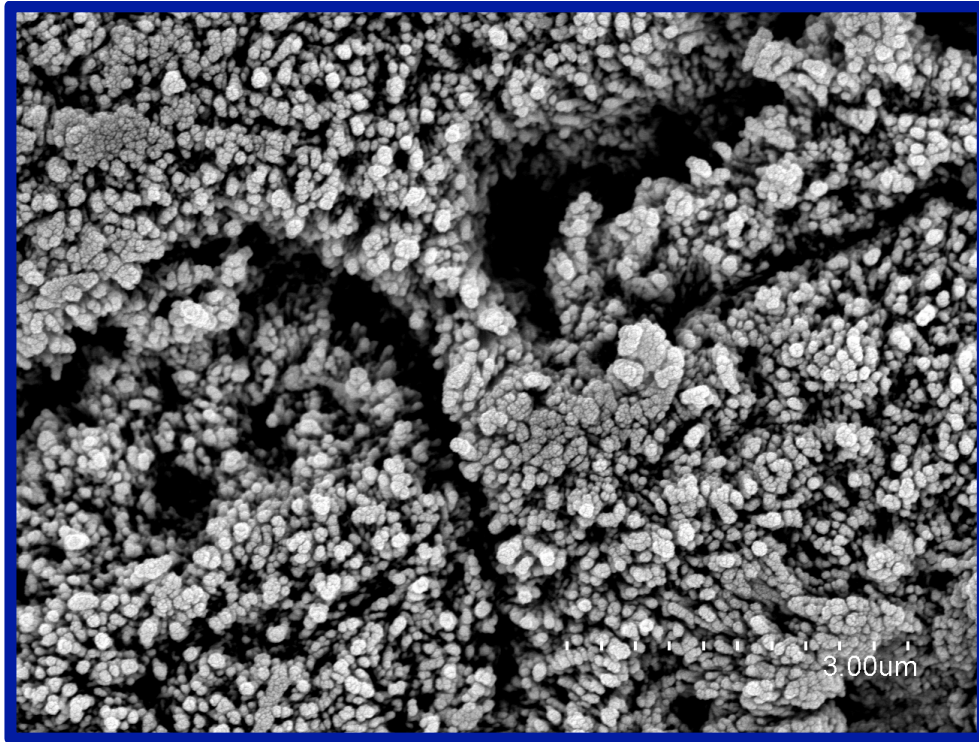
## Resultados

**Grupo 1:** Superficie del esmalte tratada con ácido ortofosfórico al 36% durante 15 segundos.

Microfotografías a X 3.000; X 7.000; X15.000 aumentos.



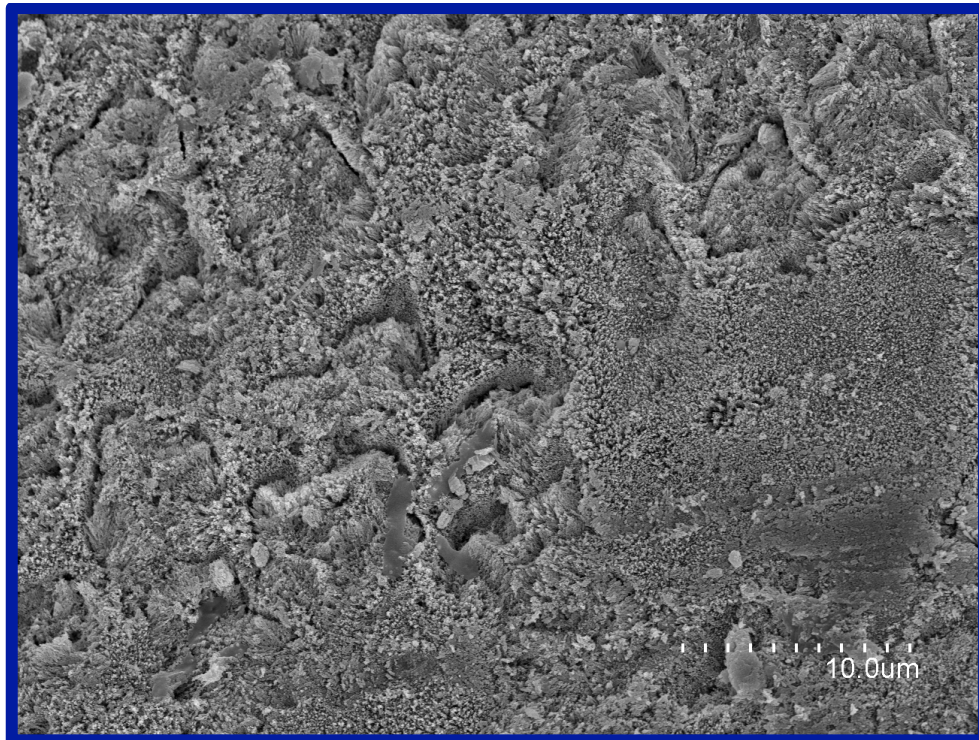
## Resultados



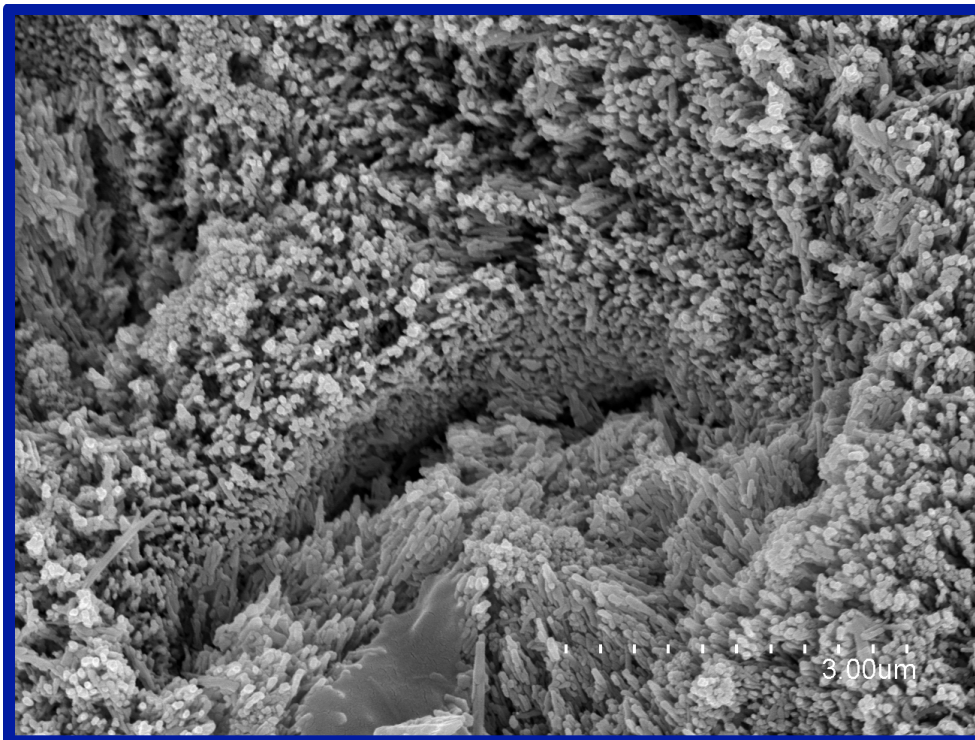
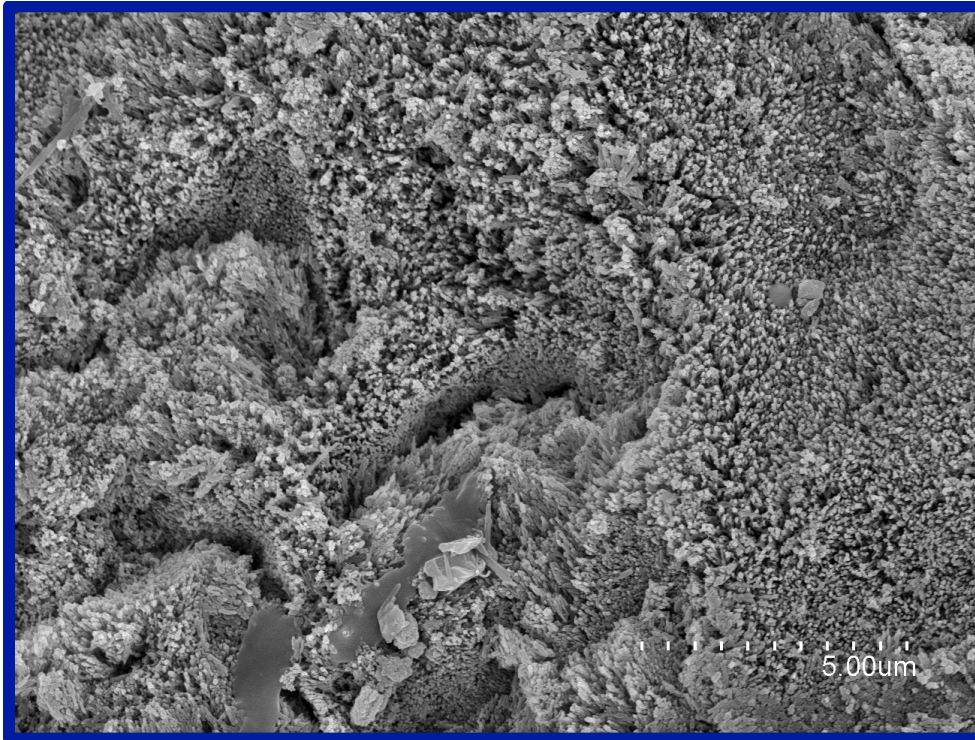
## Resultados

**Grupo 2:** Superficie del esmalte tratada con NaOCl al 5% durante 15 segundos+ ácido ortofosfórico al 36% durante 15 segundos.

Microfotografías a X 3.000; X 7.000; X 15.000 aumentos.



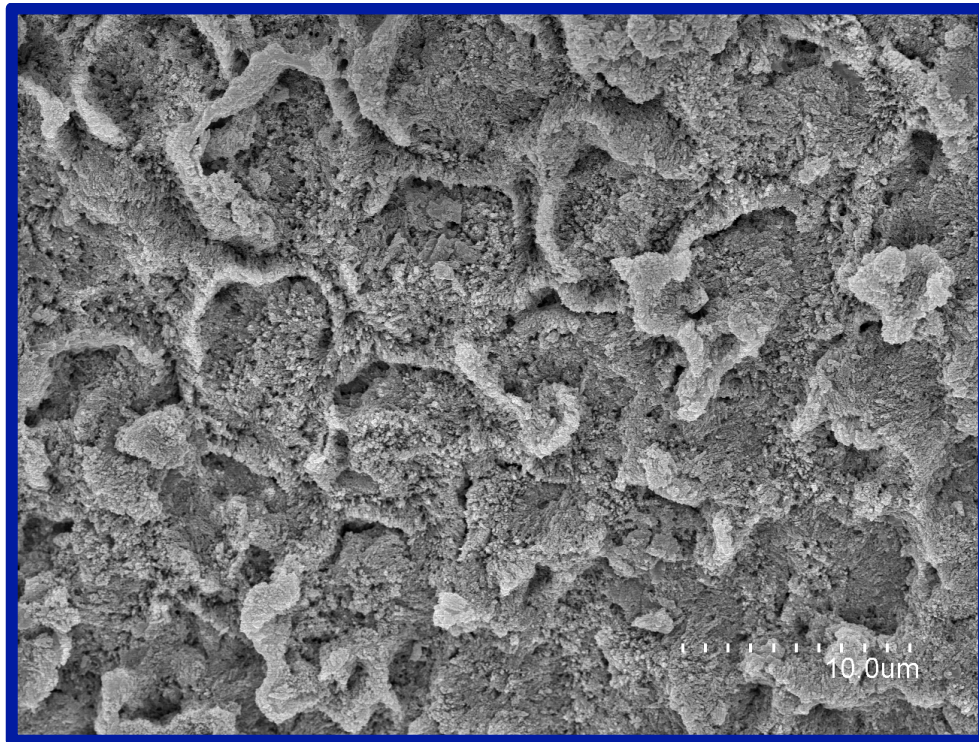
## Resultados



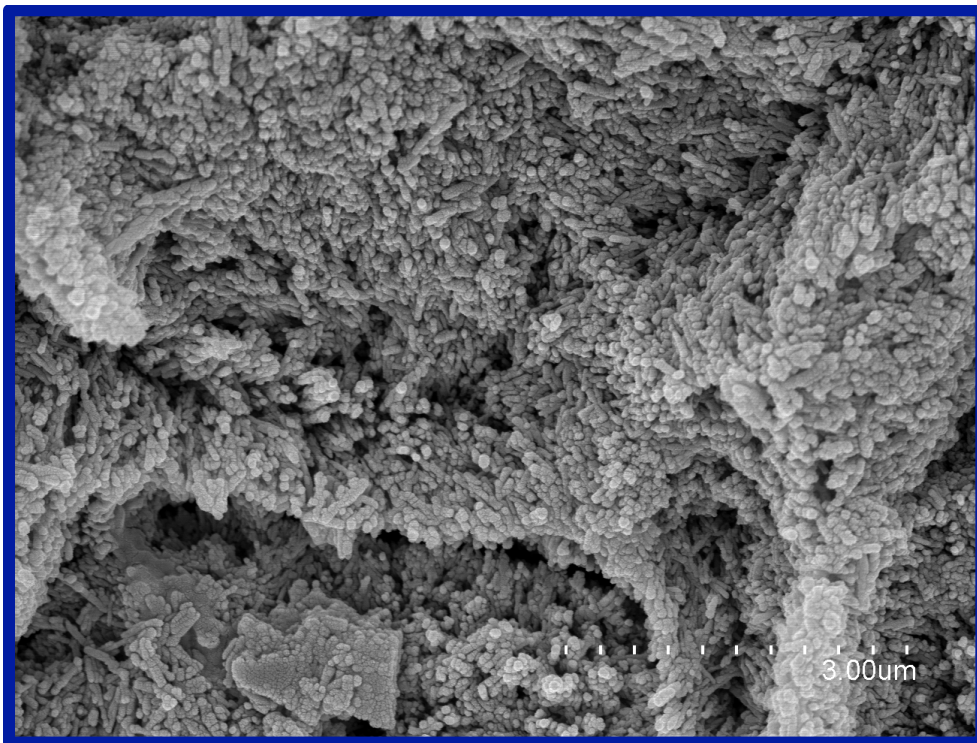
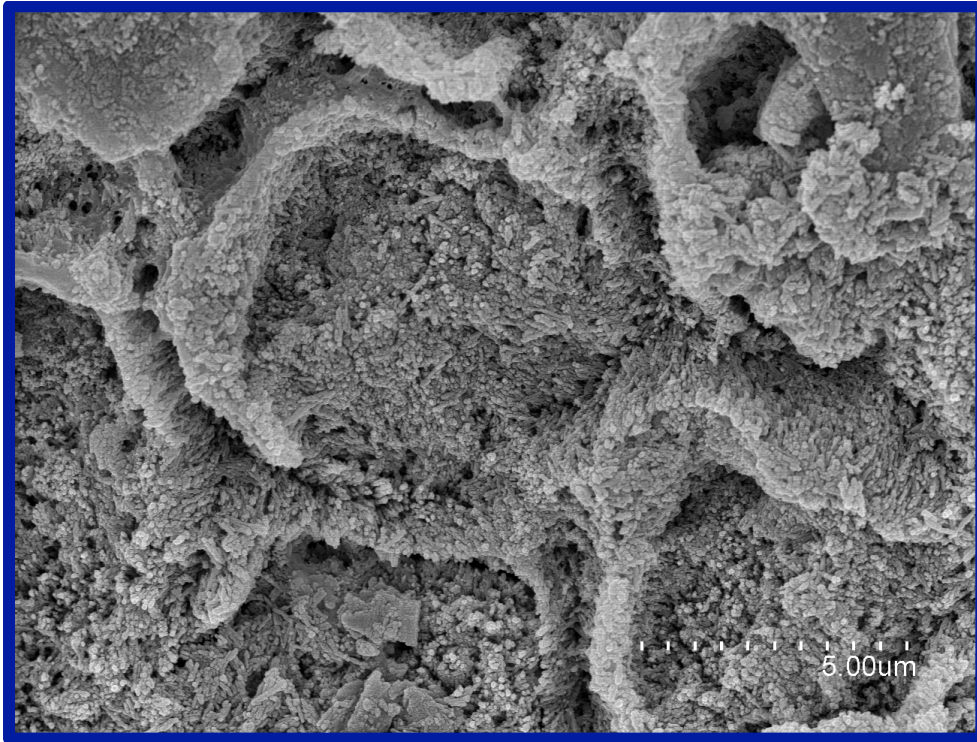
## Resultados

**Grupo 3:** Superficie del esmalte tratada con NaOCl al 5% durante 30 segundos+ ácido ortofosfórico al 36% durante 15 segundos.

Microfotografías a X 3.000; X 7.000; X 15.000 aumentos.



## Resultados



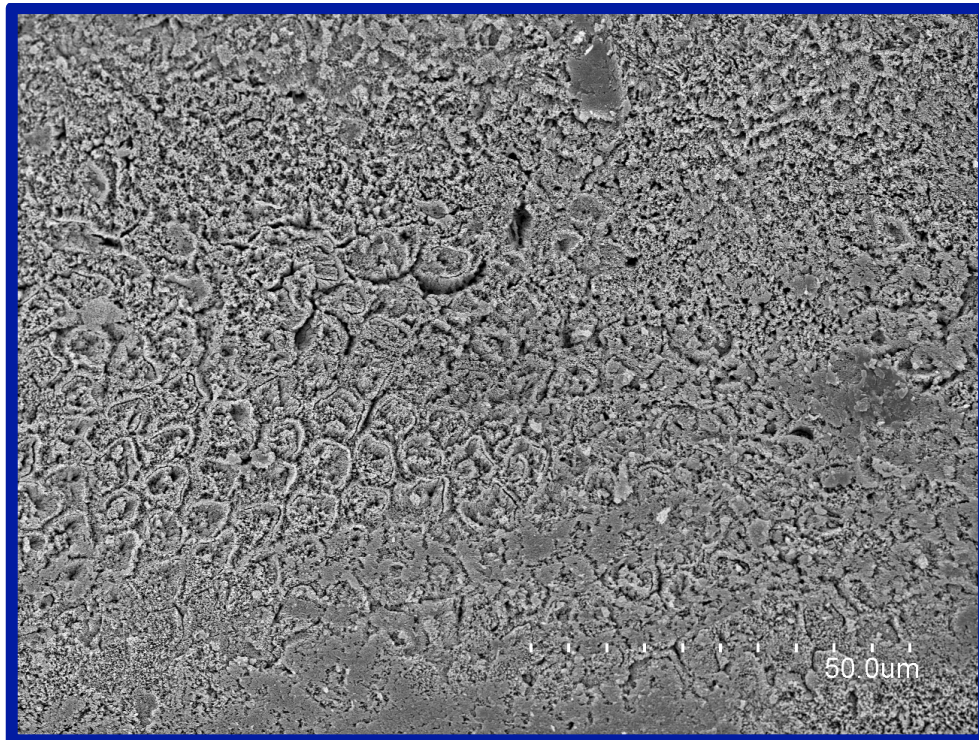
Estudio in vitro del efecto desproteinizador del hipoclorito de sodio en la adhesión de brackets a la superficie adamantina



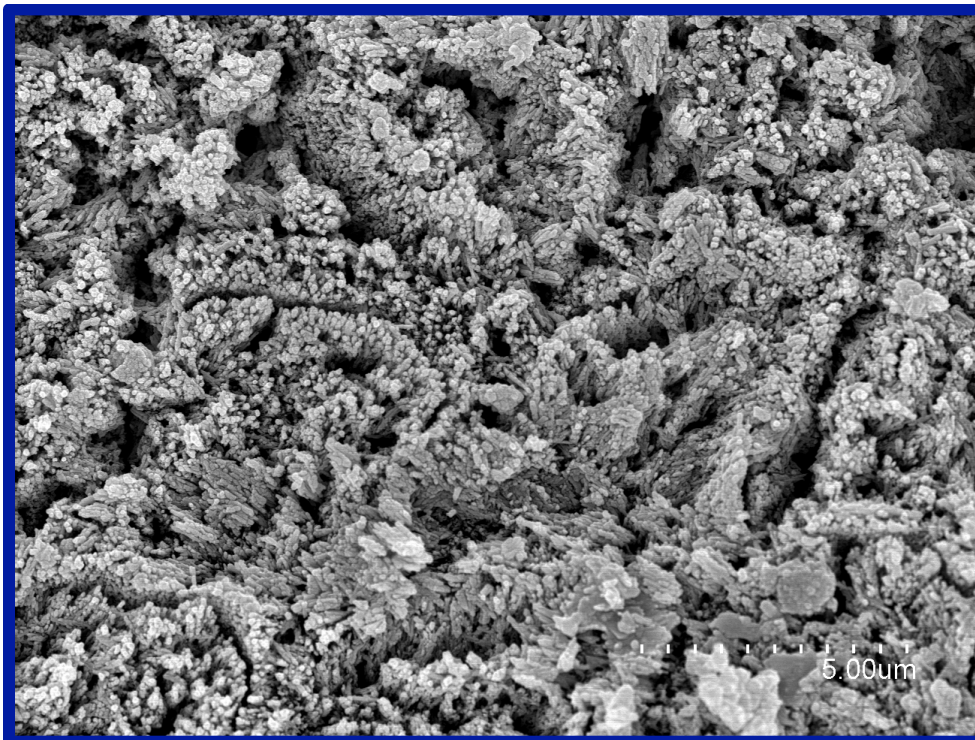
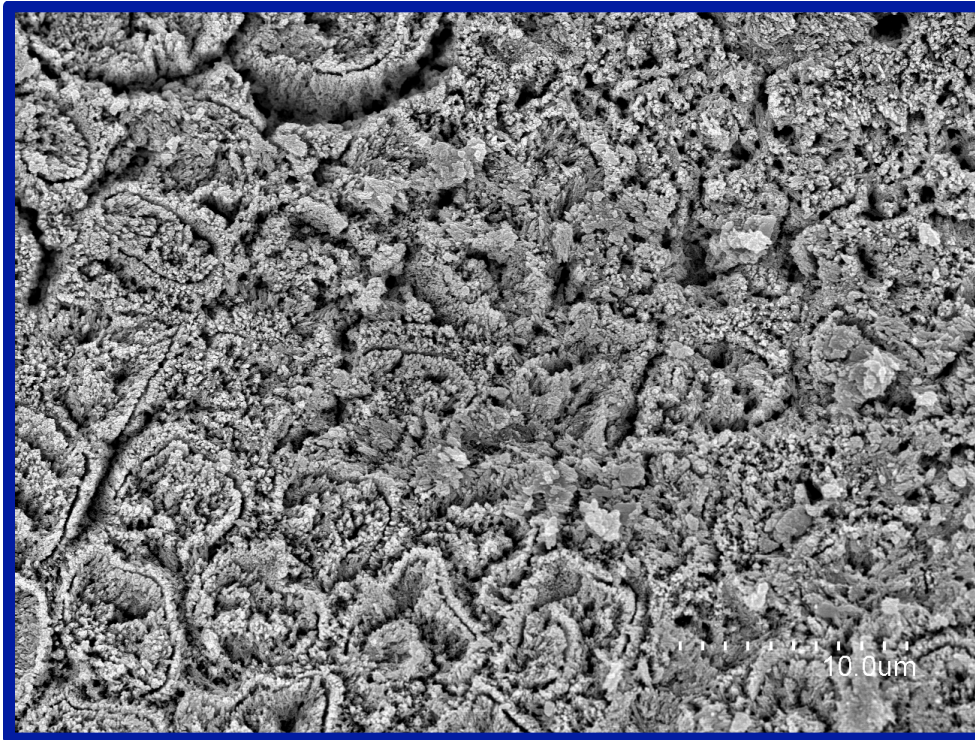
## Resultados

**Grupo 4:** Superficie del esmalte tratada con NaOCl al 5% durante 60 segundos+ ácido ortofosfórico al 36% durante 15 segundos.

Microfotografías a X 3.000; X 7.000; X 15.000 aumentos.



## Resultados



## Resultados

Los resultados de las observaciones de las imágenes anteriores quedan reflejados en la siguiente tabla:

	PATRÓN DE GRABADO ÁCIDO			
TIPOS	GRUPO CONTROL (H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	NaOCl 15 seg	NaOCl 30 seg	NaOCl 60 seg
Tipo I	50%	25%	75%	
Tipo II	25%	50%	20%	25%
Tipo III	25%	25%	5%	75%
Tipo IV				

. **Patrón tipo I:** el centro del prisma aparece erosionado permaneciendo insoluble la periferia

. **Patrón tipo II:** la periferia de los prismas permanece erosionada y permanece insoluble la zona central

. **Patrón tipo III:** se produce una erosión generalizada y se configuran imágenes que vagamente recuerdan la morfología prismática en escamas de pescado o en ojo de cerradura.

. **Patrón tipo IV:** se observa una superficie con hoyos y marcas no uniformes. Se caracteriza por una zona de depresiones distribuidas aleatoriamente por la superficie del esmalte sin que exista una destrucción preferente de la periferia o del centro de los prismas.

. **Patrón tipo V:** no hay evidencia de los prismas. Se caracteriza por una superficie lisa que carece de microirregularidades para la penetración y retención de la resina.



## 8. DISCUSION

*“El sabio no dice nunca todo lo que piensa,  
pero siempre piensa todo lo que dice”*

*(Aristóteles)*



## DISCUSIÓN

Uno de los problemas más frecuentes con los que enfrenta el ortodoncista es el descementado de brackets, sobre todo en dientes posteriores.

Por lo general, la alta tasa de fracaso de adhesión a dientes posteriores, se ha relacionado, con las fuerzas masticatorias, la inapropiada técnica adhesiva o la contaminación del diente durante la adhesión. Sea cual sea la causa del fallo en la adhesión, repetir el procedimiento en el mismo diente implica retirar el material remanente del diente y volver a repetir la técnica de grabado. Por otra parte, durante la primera adhesión la resina se introduce dentro del esmalte y exige eliminar unas decenas de micrómetros de composite/resina/esmalte, dejando un sustrato poco favorable para el recementado. Ambos procedimientos, van acompañados de retraso en el tratamiento y en última instancia desmineralización del esmalte (Johnston et al, 1998; Nicolas et al, 2009; Hermann, 2015).

Por tanto, podemos afirmar que el éxito o fracaso del tratamiento ortodóncico con aparatología fija (brackets) depende preferentemente, de conseguir una adhesión fuerte y duradera (Hobson, 2002).

La técnica convencional para el cementado de brackets consiste exclusivamente en el grabado del esmalte, el cual, puede lograrse mediante la desmineralización con ácido. El ácido fosfórico (H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>) a porcentajes que oscilan entre 30-40% se ha utilizado durante décadas para adherir bases de resina al esmalte.

## Discusión

Sin embargo, diversos estudios muestran que la calidad topográfica del esmalte grabado con H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> no se consigue en toda la superficie de adhesión y más del 69% de la superficie tratada no tenía grabado alguno, mientras que el 7% presentaba un grabado tenue y sólo el 2% estaba idealmente grabado (Hobson et al, 2002; Harleen et al, 2011).

La calidad de la adhesión disminuye por la presencia del biofilm en la superficie del diente, por lo tanto, es fundamental, utilizar profilaxis mecánica y química en el diente antes del grabado ácido del esmalte (Hermann, 2015). Por otra parte, se ha ignorado en clínica el hecho de que el esmalte, no es un tejido calcificado, donde podemos encontrar que a través de su proceso de formación se han dejado inmersos rastros de proteínas. Cuando intencionadamente queremos grabar la superficie del esmalte, el material orgánico actúa como barrera en la disolución de los prismas, disminuyendo por tanto la efectividad en la adhesión de los materiales resinosos.

En la actualidad, se ha investigado para desarrollar alternativas invasivas y no invasivas, incluyendo la desproteínización con NaOCl, que ayuden a mejorar las propiedades adhesivas de las resinas ortodóncicas al esmalte dental.

El uso de soluciones de NaOCl, ha sido sugerido empíricamente como una forma de mejorar la adhesión resina-esmalte (Bayona et al, 2010).

Por ello, el objetivo de este estudio, fue determinar si la desproteínización de la superficie del esmalte dental humano, con hipoclorito de sodio al 5,25% antes del grabado, aumentaba la fuerza de adhesión, permitiendo al ácido del



## Discusión

grabado penetrar más eficazmente en el esmalte, originando predominio de patrones de grabado tipo I y II (Justus et al, 2010).

La resina se introduce entre los prismas de apatita envolviéndolos y dando lugar a los denominados macro-tags, pero también es capaz de generar micro-tags, fruto de la infiltración resinosa en las microporosidades distribuidas por los núcleos de los prismas grabados. Son precisamente estos últimos, los patrones de grabado tipo I, los que contribuyen de modo sustancial a la retención de la resina al esmalte (Van Meerbeek et al., 2003). Investigaciones actuales revelan que este tipo de patrón de grabado ácido es más favorable para una mayor adhesión porque presenta áreas retentivas de mayor tamaño y profundidad. (Espinosa et al, 2014).

De este modo, el argumento de la desprotección del esmalte en la actualidad es un tema de total interés que ha generado diversos estudios con el propósito de obtener elementos coadyuvantes, que permitan generar una adhesión duradera y resistente entre la interfase esmalte dental–adhesivo.

Consecuentemente, hemos evaluado los estudios a favor y en contra de desprotección del esmalte, relacionados con las soluciones de hipoclorito de sodio, para poder compararlo con los datos obtenidos del presente estudio.

Se han realizado numerosas investigaciones sobre el uso del hipoclorito de sodio al 5,25% (NaOCl), su tiempo de exposición al esmalte, su influencia en el grabado ácido, así como la resistencia adhesiva después de la aplicación del mismo. A su vez, se han realizado estudios para determinar la fuerza de adhesión de los brackets ortodóncicos, mediante pruebas de cizallamiento o tracción.

## Discusión

Espinosa y colaboradores en el 2008, realizaron un estudio en 10 primeros y segundos molares permanentes mandibulares, en el que incluyeron el hipoclorito de sodio al 5,25% como solución antiséptica previo a la desmineralización del esmalte aplicados durante 30 y 60 segundos, añadiendo un grupo control. Concluyeron que la desproteínización del esmalte con hipoclorito de sodio al 5,25% durante 1 minuto previo al acondicionamiento ácido, aumentaba la superficie de grabado y mejoraba la calidad de los patrones obtenidos. Además, señalan que el hipoclorito de sodio permite eliminar una mayor cantidad de sustancia orgánica del esmalte y de la película bacteriana, generando un mejor acondicionamiento ácido. (Espinosa et al, 2008).

Roberto y colaboradores en el 2010, concluyeron en su estudio "in vitro" que la desproteínización del esmalte con NaOCl al 5,25% antes del grabado ácido aumenta la fuerza de adhesión del bracket con ionómero de vidrio y composite (Justus et al, 2010).

Junquera y colaboradores en el 2012, realizaron un estudio con 100 premolares extraídos por motivos ortodóncicos, para comprobar la eficacia del hipoclorito en la desproteínización del esmalte y conseguir una mejor adhesión. Utilizaron como adhesivo ionómeros convencionales e ionómeros modificados con resina y llegaron a la conclusión de que aumentó la resistencia, pero ésta no fue estadísticamente significativa al compararla con los grupos no tratados.

Elnafar y colaboradores en el 2014 realizaron un estudio con 144 premolares extraídos por motivos ortodóncicos para medir los efectos de cuatro técnicas de preparación del esmalte sobre la fuerza de adhesión del

## Discusión

bracket con un ionómero de vidrio modificado, llegando a la conclusión de que la desprotección del esmalte con NaOCl al 5,25% aumentó la fuerza de adhesión del bracket metálico, eliminando los elementos orgánicos y permitiendo al ácido penetrar mejor en el esmalte (Elnafar et al, 2014).

Ayman y colaboradores en 2016 realizaron un estudio con 60 premolares humanos para analizar el efecto de la desprotección de la superficie del esmalte dental, con NaOCl al 5,25% antes del grabado en la fuerza de adhesión del bracket ortodóncico utilizando ionómero de vidrio modificado, llegando a la conclusión de que al desproteccionar el esmalte aumentaba significativamente la fuerza de adhesión y que tras la aplicación de NaOCl al 5,25% durante un minuto en el esmalte, se eliminaron los componentes orgánicos permitiendo una penetración del ácido más efectiva creando patrones de grabado tipo I y II (Ayman et al, 2016).

Ahuja y colaboradores en el 2010, Harleen y colaboradores en el 2011 realizaron estudios para determinar las características del esmalte y la resistencia al cizallamiento, utilizando como tratamiento previo al acondicionamiento ácido, una solución de hipoclorito de sodio al 5,25%; y concluyeron que el ácido ortofosfórico, sigue siendo el material de elección como pretratamiento eficaz, aunque no existe un aumento significativo a la resistencia de cizallamiento. (Ahuja, 2010; Harleen, 2011).

Marques y colaboradores en 2013, realizaron un estudio con 100 premolares humanos para evaluar los efectos de la desprotección del esmalte con NaOCl al 5,25%, en el cementado de brackets, antes de acondicionar el esmalte con ácido poliacrílico y ácido fosfórico, concluyendo que acondicionar el esmalte con NaOCl previo al grabado ácido no mejora la

## Discusión

fuerza de adhesión con brackets cementados con ionómero de vidrio (Marques et al, 2013).

Ramakrisna y colaboradores en 2014 realizaron un estudio con 30 molares humanos para observar a microscopio electrónico de barrido las características topográficas de la superficie del esmalte desproteinizada con NaOCl al 5,25% después del grabado ácido con H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>, y medir la fuerza de adhesión, concluyendo que se encuentran valores de patrones de grabado tipo I y II inferiores a la desproteinización antes del grabado, pero que no aumentaba la fuerza de adhesión y que el uso de H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> al 37% durante 15 segundos seguía siendo el mejor método para pretratar el esmalte (Ramakrishna et al, 2014).

En lo referente al acondicionamiento ácido, Flores y colaboradores en el 2009, realizaron un análisis del grabado dental con microscopio metalográfico en 25 dientes humanos con ácido ortofosfórico a diferentes concentraciones y variando los tiempos de exposición y concluyeron: que concentraciones entre 35% y 50% y tiempo de exposición entre 15 y 45 segundos son los rangos donde se encuentran las condiciones clínicas favorables de la superficie dental para recibir el adhesivo.

En cuanto a los **aspectos metodológicos** del presente estudio, considerando el sesgo propio de los estudios experimentales “in vitro” a pesar de realizarse muchos esfuerzos para conseguir reproducir medios “vivos” en modelos “ex vivo”, hay diversos factores difíciles de asimilar, tales como las tensiones generadas tanto por el arco como por la oclusión, valores extremos

## Discusión

de pH, variaciones de temperatura, y la presencia de una compleja microflora oral y sus productos derivados.

De hecho, este último factor, supone alteraciones importantes en las propiedades de la estructura y superficie tanto del esmalte como de los materiales dentales, que en ocasiones pueden llegar a debilitar significativamente las fuerzas de cementado de los adhesivos dentales (Eliades, 2000.)

Finnema y colaboradores en el 2010 realizaron una revisión sistemática de la literatura y analizaron mediante una meta-regresión, la influencia de las condiciones de test en las medidas de la fuerza de adhesión, concluyendo que las condiciones de prueba sugeridas que influyen en la fuerza de adhesión son el origen del esmalte, el almacenamiento del sustrato, el pretratamiento de la superficie del esmalte, el modo de prueba específico y otras variables tales como localización de la fuerza, tipo de diente, velocidad de la cabeza cortante de la máquina de pruebas y modo de carga.

En toda esta revisión bibliográfica, nos hemos basado para realizar esta investigación, intentando disminuir discrepancias entre las condiciones de los distintos grupos experimentales.

En cuanto al origen de la muestra y tipo de diente, en este trabajo se utilizaron premolares humanos extraídos por motivos ortodóncicos. En este punto, queremos incidir en la heterogeneidad de la muestra al tratarse de dientes humanos que se obtienen de donantes distintos, con dieta o suplementos de flúor diferentes.

## Discusión

En lo relativo al almacenamiento de la muestra, los dientes de este trabajo se almacenaron en agua destilada adicionada de timol al 0.1% para prevenir la proliferación microbiana. Para evadir sesgos, hemos preferido evitar la acción remineralizante de la saliva artificial (Salivart®). En el caso del esmalte dental que va a ser utilizado para ensayos de adhesión parece muy importante que se mantenga sin desmineralización. Esta adhesión experimental, no debería realizarse más allá de los 6 meses de almacenamiento de las muestras después de su extracción (Fox et al, 1994).

En cuanto a la profilaxis del esmalte, todas las superficies de los dientes de la muestra de este trabajo se limpiaron con piedra pómez/agua y tres de los cuatro grupos experimentales recibieron, además, NaOCl 5%, para eliminar los restos orgánicos presentes en la superficie del esmalte.

Se ha especificado también, el tipo de bracket utilizado en este trabajo, bracket metálico de premolares (Victory Series®, 3M Unitek Dental Products, Monrovia, California). Creemos que lo importante era solo que fuese el mismo tipo de brackets en todos los casos para evitar un factor nuevo cuya influencia estaba fuera de los objetivos de la investigación.

En este trabajo, hemos utilizado ácido ortofosfórico al 36% p/v en gel, AeD Etch Gel®, de Saint Joseph DID, por presentar la viscosidad y tensión superficial más bajas del mercado, poca tixotropía y ausencia de sinéresis.

El tiempo de grabado fue de 15 segundos que es lo que recomienda la literatura para reducir la pérdida de esmalte (Sadowsky, 1990; Legler et al, 1990) y disolver el esmalte aprismático presente en la superficie del diente ya que esta capa es inadecuada para una correcta adhesión (Johnston et al., 1998)

## Discusión

Queda reflejado también en este trabajo el tipo de adhesivo utilizado, composite Transbond XT® (3M Unitek Dental Products, Monrovia, California), al igual que el tipo de dispositivo de polimerización y el tiempo total de polimerización.

Otras de las condiciones de prueba como el tiempo de almacenaje de la muestra, la velocidad de la cabeza de la máquina universal de ensayos, la ubicación de la fuerza en el bracket (los especímenes se colocaron en la base de la máquina de forma que la terminación biselada de la barra metálica incidiera en la zona entre la base y las aletas del bracket, produciendo una fuerza paralela a la superficie del diente en dirección ocluso-gingival), quedan reflejados en este trabajo por lo que se puede aseverar que cumple los requisitos de un trabajo de investigación sobre adhesión.

En cuanto a la **fuerza de descementado de brackets**, en este trabajo no se han encontrado diferencias significativas en la fuerza de adhesión de brackets a esmalte previamente desproteinizado frente al grupo control, tratado únicamente con H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>.

No obstante, en nuestros resultados, se observa que el grupo NaOCl a 30 segundos supera significativamente al control y a los otros dos grupos de NaOCl a 15 y 60 segundos.

Es interesante, observar que los valores medios de fuerza de adhesión de brackets obtenidos en este trabajo de investigación, son similares a los obtenidos en la mayoría de los estudios y muy superiores a los obtenidos por Reynolds (Reynolds, 1975).

Hajrassie y Khier encontraron que la fuerza de descementado de brackets adheridos mediante Transbond XT es significativamente menor “in

## Discusión

vivo” que “in vitro” (Hajrassie y Khier, 2007). Este dato, es importante, pues nos permite ser críticos frente a los estudios “in vitro”.

Con respecto al índice de adhesivo remanente (ARI), en este trabajo se observó que dicho índice se incrementa de forma significativa si se utiliza NaOCl al 5%, frente al grupo control con ácido fosfórico sin pretratamiento, aunque el tiempo de aplicación del hipoclorito no determina ninguna diferencia reseñable. En este estudio, prevaleció el fracaso de adhesión a la base del bracket frente al fracaso de adhesión al esmalte. En los grupos tratados con NaOCl al 5%, la mayoría del cemento quedaba en el esmalte, contrariamente a lo que se observó en el grupo control tratado únicamente con H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>, coincidiendo con la literatura (Justus et al, 2010; Pereira et al, 2012).

En base al análisis de los estudios realizados y los resultados obtenidos en éste estudio, podemos concluir que el Hipoclorito de Sodio al 5%, presenta un alto grado de eficacia para la desproteinización de la superficie del esmalte, lo que permite un mejor y mayor grabado ácido, generando un predominio de patrones tipo I y II, siendo estos los más apropiados para la adhesión y mayor penetración de resina en la superficie adamantina.



## 9. CONCLUSIONES

*“La vida es el arte de sacar  
conclusiones suficientes de premisas  
insuficientes”*

*Samuel Butler*



## Conclusiones

Tras la exposición de los resultados y la discusión realizada sobre ellos, aceptando el sesgo propio de los estudios experimentales “in vitro”, llegamos a las siguientes conclusiones:

- ✓ Los resultados alcanzados nos permiten rechazar la hipótesis nula de igualdad entre los grupos en la prueba de resistencia a la fuerza de cizalla, ya que la resistencia media al descementado es significativamente mayor en los grupos NaOCl 30 y 60 segundos que el control y el de NaOCl a 15 segundos, así los referidos a la proporción de descementados a fuerzas inferiores a 15 Mpa.
- ✓ Estas mismas razones sugieren que podemos rechazar la hipótesis nula 2, igualdad entre los tiempos de aplicación de NaOCl y concluir que la aplicación a 30 o 60 segundos es significativamente mejor que cuando se aplica el NaOCl a 15 segundos. La aplicación a 30 segundos parece la elegible.
- ✓ Consideramos que no es prudente proponer un nuevo protocolo basado en los hallazgos alcanzados. Aunque en este trabajo se observó que el índice de adhesivo remanente se incrementa de forma significativa si se utiliza NaOCl al 5%, frente al grupo control con H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> sin pretratamiento, las diferencias en los

## Conclusiones

resultados, al tener ventajas e inconvenientes, deberían ser valoradas por cada clínico.

- ✓ El estudio mediante microscopía electrónica de barrido (MEB), de la influencia del hipoclorito sódico al 5% sobre el esmalte, como procedimiento previo al grabado con ácido ortofosfórico, para el cementado directo de brackets, muestra que la desproteinización, permite un mejor y mayor grabado ácido, generando un predominio de patrones tipo I y II, que son los más apropiados para la mayor penetración de la resina en la superficie adamantina y en consecuencia, para la adhesión.
- ✓ Por último, nuestros resultados sugieren que un protocolo que incluya el tratamiento con NaOCl a 30 segundos podría ser preferible en dientes posteriores, especialmente molares, si una prueba clínica adecuada muestra diferencias con el tratamiento convencional de adhesión.

## 10. BIBLIOGRAFIA

*“Lo bello del aprendizaje es  
que nadie puede quitártelo”*

*(B.B.King)*



## Bibliografía





## **BIBLIOGRAFÍA**

- Abu Alhaija ES, Al-Wahadni AM (2004). “ Evaluation of shear bond strength with different enamel pre-treatments”. Eur J Orthod. 26 (2): 179-84
- Aguilar AG, Ferreto I, Rodriguez L, Cáceres H (2013).” Fuerza de adhesión de un sistema adhesivo de uso de Ortodoncia aplicado en intervalos de tiempo”. Publicación Científica Facultad de Odontología UCR( 15), 7-12. ISSN:1659-1046
- Ahuja B, Yeluri R, Baliga S, Munshi A. (2010). “Enamel Deproteinization before Acid Etching. A Scanning Electron Microscopic Observation. J Clin Pediatr Dent. 35 (2): 169-172
- Albaladejo A. (2006). “Actualización de la adhesión en ortodoncia (parte I)”. Ortod Clinic. 9: 238-43
- Albaladejo A, Montero J, Gomez de Diego F, Lopez-Valverde A. (2011). “Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. Angle Orthod. 81: 716-20
- American Society for Testing and Materials-ASTM (1983). Annual Book of ASTM Standards.
- Armstrong S, Gualdeli S, Maia R, Araujo LH, Soares CJ, Yamagawa J (2010). “ Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods”. Den Mater 26 (2): 50-62
- Artun J, Bergland S. (1984). “Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid etch enamel pretreatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 132 (1): 71-6

## Bibliografía

- Astorga, C; Bader, M; Baeza, R; Ehrmantraut, M; Ribera, C; Vergara, J. (2004). *Texto de biomateriales odontológicos 1ra edición*. Chile: Facultad de odontología universidad de Chile.
- Avery, J; Chiego, D. (2007). *Principios de histología y embriología bucal con orientación clínica 3ra edición*. España: Mosby Elsevier.
- Ayman E, Amera a, Khursheed AM. (2016). "Sodium Hypochlorite as a Deproteinizing Agent Optimize Orthodontic Brackets Adhesion using Resin Modified Glass Ionomer Cement". *Austin J Dent*. 3(3): 1037
- Bakhadher W, Halawany H, Talic N, Abraham N, Jacob V. (2015). "Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets-A Review of In Vitro Studies". *Acta Médica*. 58(2): 43-48
- Barrow Gordon M. (1988). "Química Física". 4ª ed. Editorial Reveté S.A. Brcelona. España.
- Bayona A, Fonseca M, Macías C. (2010). "Comparación de la resistencia adhesiva de brackets cementados, efectuando o no un pretratamiento al esmalte dental con hipoclorito de sodio al 5,25%. *Rev Odontos*. 12 (34): 10-17
- Brennan JV, James D, Soo PP, Tzou S. (2004). "The APC Plus adhesive coated appliance system: features and thecnical review. *Orthod Perspect*; 11: 5-9
- Buonocore MG (1955). " A simple method of increasing the adhesión of acrylic fillings materials to enamel surfaces". *J Dent Res*. 34: 849-853

## Bibliografía

- Caballero, AM; Bincos, CA; Fernandez, JA; Rivera, JR; Tanaka, EM. (2011). "Comparación de la fuerza de adhesión y el tipo de falla entre dos cementos de resina para ortodoncia". *Univ Odontol.* 30 (65): 31 - 39.
- Cantu J. (2010). "Resistencia al desprendimiento de brackets con esmalte libre de placa utilizando hipoclorito de sodio como antibacteriano".
- Canut, J. (2000). *Ortodoncia clínica y terapéutica 2da edición.* Barcelona: Masson- Elsevier.
- Carson KR, Goodell GG, McClanahan SB. (2005). "Comparison of the Antimicrobial Activity of Six Irrigants on Primary Endodontic Pathogens". *J Endodon.* 31(6):471-473
- Carstensen W. (1993). "Clinical effects of reduction of acid concentration on direct bonding of brackets. *Angle Orthod.* 63: 221-4
- Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashley DH. (2000). "Effects of prism orientation on tensile strength of enamel". *J Adhes Dent.* 2(4): 251-7
- Chan J, Ferreto I. (2010). "Comparación de la fuerza de adhesión de brackets a esmalte dental con un sistema exclusivo para ortodoncia y un sistema restaurativo". Trabajo Final de Graduación. Universidad de Costa Rica, San José, Costa Rica.
- Chappell RP, Cobb CM, Spencer P, Eick JD. (1997). "Dentinal tubule anastomosis: a potencial factor in adhesive bonding?". *J Prosthet Dent.*

## Bibliografía

172:183-8.

- Chow LC, Brown WE. (1973). "Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants". J Dent Res. 52(5): 1158
- Clegg MS, Vertucci FJ, Walker C, Belanger M, Britto LR. (2006). "The Effect of Exposure to Irrigant Solutions on Apical Dentin Biofilm In Vitro". J Endodon. 32(5):434-437
- Costerton JW, Cheng KJ, Geesey GG, Ladd TI, Nickel JC, Dasgupta M, Marrie TJ. (1987). "Bacterial biofilms in nature and disease. Review". Annu Rev Microbiol. 41: 435-64
- Davis WL. (1986). "Histología y embriología bucal". 1ª Edición. México. Interamericana.
- Dino R, Cerutti A, Magani F, Putignaro A. (2007). "Restauraciones Estéticas-Adhesivas Indirectas Parciales en Sectores Posteriores". Amolca. Torino, Italia.
- Donker HJ, Melsen B, Frandsen EV. (2001). "Bacterial degradation of composite bonding materials". Clin Orthod Res. 4 (2): 112-8
- Dos Santos PA, García PP, Palma-Dibb RG (2005). "Strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence". J Mater Sci Mater Med 16 (8): 727-32
- Eisenmann DR. (1986). "Estructura del esmalte". En Histología oral, desarrollo, estructura y function. Ten Cate. A.R. 2ª ed. Médica Panamericana. Buenos Aires. Cap 12: 252-73
- Eliades T, Brantley WA. (2000). "The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols". Eur J Orthod. 22: 13-23.

## Bibliografía

- Elnafar AA, Alam MK, Hasan R. (2014). "The impact of surface preparation on shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement". *J Orthod.* 41(3): 201-7
- Estrela C et al (2002). "Mechanic of Action of Sodium Hypochlorite". *Braz Dent J.* 13 (2): 113-117
- Espinosa R, Valencia R, Uribe M, Ceja I, Saadia M. (2008). "Enamel Desproteinization and Its Effect on Acid Etching: An in vitro Study". *J Clin Pediatr Dent.* 33 (1): 13-20
- Espinosa R, Valencia R, Uribe M, Ceja I, Cruz J, Saadia M. (2010). "Resin replica in enamel desproteinization and its effect on acid etching". *J Clinic Pediatr Dent.* 35 (1): 47-51
- Esteban Herrera I. (2005). "Fracasos en la adhesión". *Av Odontoestomatol;* 21-2: 63-69
- Fincham AG, Moradian-Oldak J, Simmer JP. (1999). "Th estructural biology of the developing dental enamel matrix". *J Struct Biol.* 126(3): 270-99
- Finnema KJ, Ozcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. (2010). "In vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 137 (5): 615-22
- Fox NA, McCabe JF, Buckley J. (1994). "A critique of bond strength testing in orthodontics". *Br J Orthod.*21: 33-43.
- Flores, C; Martínez, J; Palma, M; Yañez, J. (2009). Análisis del grabado dental utilizando el microscopio metalográfico y el software analysis. *Información tecnológica, 20(2), 13 - 18.*

## Bibliografía

- Galil KA, Wright GZ. (1982). "A comparative microscopical study of resins bonded to buccal enamel surfaces". J Can Dent Assoc. 48(1): 51-5
- Gambarini G, De Luca M, Gerosa R. (1998). "Chemical stability of heated sodium hypochlorite endodontic irrigants". J Endod. 24(6): 432-4
- García Barbero J, Kessler Nieto F. (1997). "Adhesión. En Patología y terapéutica dental". Madrid: Editorial Síntesis.
- Gacía Barbero J. (2014). "Patología y Terapéutica dental". 2ªed. S.A. Elsevier España
- García López M, Vicente Hernandez A, Bravo Gonzalez L.A. (2016). "Evaluación de la fuerza adhesiva de brackets con bases de diferentes diseños". Ortod. Esp. 54(2): 27-32
- Glosary 2012, America Asociation of Endodontics (2014). America Asociation of Endodontist
- Gomez de Ferraris Mº E , Campos A (2002) " Histología y embriología bucodental". Editorial médica Panamericana.2da edición. Madrid, España.
- Gómez de Ferraris, M; Campos, A. (2009). *Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental 3ra edición*. México: Médica Panamericana.
- Gwinnett AJ. (1971). "Histologic Changes In Human Enamel Following Treatment with Acidic Adhesive Conditioning Agents". Archs oral Biol. 16: 731-38
- Hajrassie MK, Khier SE. (2007). "In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and

## Bibliografía

- debonded at various times. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 131(3): 384-90
- Harleen N, Ramokrishna Y, Munshi A. (2011). "Enamel Deproteinization Before Acid Etching and its Effect on the Shear Bond Strength- An in vitro study". J Clinic Pediatr Dent. 36 (1): 19-24
  - He LH, Swain MV. (2008). "Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics". J Mech Behav Biomed Mater. 1(1): 18-29
  - Henostroza,G. (2010). "Adhesión en Odontología Restauradora". Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales. 2da ed. Madrid, España.
  - Hobson RS, Rugg-Gunn AJ, Booth TA (2002). "Acid- etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth". Arch Oral Biol. 47: 407-412
  - Hobson RS, CrottyT, Thomason JM, Jepson NJ. (2005). "A quantitative study of enamel acid etch patterns on surfaces used for retention of resin-bonded fixed prostheses". Eur J Prosthodont Restor Dent. 13(3):123-8.
  - Ijaz S, Chaudary S, Awais F, Javed M, Asad R, Malik S, Khan A. (2013). "The Importance of Enamel Deproteinization in Clinical Dentistry: A Review". Pakistan Oral Dental Journal. 33(2)
  - International Organization for Standardization. (1994). Dental materials- guidance on testing of adhesion tooth structure. Geneva, Switzerland; ISO TR 11405

## Bibliografía

- Jendresen MD, Glantz PO.(1981).”Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface.” Acta Odontol Scand. 39:47.
- Jiménez Planas A. (2007). “Manual de materiales odontológicos. Secretariado de Publicaciones de la Universidad de Sevilla.
- Jodaikin A, Weiner S, Perl-Treces D, Traub W. (1987). “Developing enamel matrix proteins: a conformation study of enamelin and amelogenins”. Internat J Biol Macromol. 9: 166-8
- Johnston CD , Burden DJ, Hussey DL (1998).” Bonding to molars-the effect of etch time (an in vitro study)”. Eur J Orthod. 20 (2): 195-9
- JoubertHued R. (2010). “Odontología Adhesiva y estética”. Ripano-Editorial Médica. Madrid, España.
- Junqueira T, Correa W, Melo M, Quiroga B, Motohiro O, Oliveira D. (2013). “Effects of enamel deproteinization on bracket bonding with conventional and resin-modified glass ionomer cements”. Europ J Orthod. 35: 442-446
- Justus R, Cubero T, Ondarza R, Morales F. (2010). “A New Technique with Sodium Hypochlorite to Increase Bracket Shear Bond Strength of Fluoride-releasing Resin-modified Glass Ionomer Cements: Comparing Shear Bond Strength of two Adhesive Systems with Enamel Surface Deproteinization Before Etching”. Seminars in Orthodontics. 16(1): 66-75
- Kamburis JJ, Barker TH, Barfield RD, Eleazer PD. (2003). “Removal of Organic Debris from Bovine Dentin Shavings”. J Endodon. 29(9):559-561



## Bibliografía

- Kerns DG, Scheidt MJ, Pashley DH, Horner JA, Strong SL, Van Dyke TE. (1991). "Dentinal tubule occlusion and root hypersensitivity". *J Periodontol.* 62(7): 421-8
- Kim SS, Park WK, Son WS, Ahn HS, Ro JH, Kim YD. (2007). "Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 132(1): 71-6
- Legler LR, Retief DH, Bradley EL. (1990). "Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 98(2): 154-60
- Luque H. (2008). "Fuerza de adhesión de brackets reacondicionados con diferentes técnicas adheridas repetidas veces en la misma superficie del esmalte". *Odontología Sanmarquina.* 11(2): 60-65
- Macchi, R. (2013). *Materiales dentales 4ta edición.* Buenos Aires: Médica Panamericana.
- Marques A, Junqueira T, Smith P, Campolina M, Melo M, Akaki E, Oliveira D. (2013). "Consequences of Enamel preparation with Sodium Hypochlorite, Polyacrylic and Phosphoric Acids for the Bonding of Brackets with Resin-modified Glass Ionomer Cements". *Materials Research.* 16(6): 1423-1427
- Marro Alesso C. (2010). "Evaluación de un sistema adhesivo de grabar y lavar de dos pasos en dentina grabada vs dentina grabada y tratada con NaOCl. Tesis Doctoral. Facultad de Odontología de la Universidad de Granada. Granada, España.

## Bibliografía

- Marro, C. (Facultad de Medicina de Universidad de Murcia de 2010). “Estudio in vitro de diferentes métodos de acondicionamiento del esmalte en el recementado de brackets”. Tesis Doctoral. Murcia, España, Departamento de Estomatología.
- McCabe, J. (1998). *Adhesión: materiales de aplicación dental*. Barcelona: Salvat.
- Nakabayashi N, Pasley D. (1998). “Hybridization of Dental Hard Tissues”. Tokyo. Quintessence Publishing Company
- Newman GV. (1965). “Epoxy adhesive for orthodontic attachments: progress report. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 51: 901-12
- Newman GV, Sharpe LH (1966). “On the wettability of surfaces preliminary investigation”. J N J Dent Assoc 37: 289-93
- Newman GV, Snyder WH, Wilson CE Jr. (1968). “Acrylic adhesives for bonding attachments to teeth surfaces”. Angle Orthod. 38 (1): 12-8
- Newman GV. (1978). “A posttreatment survey of direct bonding of metal brackets”. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 74(2): 197-206
- Nicolas A.I, Vicente A, Bravo LA (2010). “The in vitro effect of repeated bonding on the shear bond strength with different enamel conditioning procedures”. Eur J Orthod. 32 (3): 291-6
- O’Brien KD, Watts DC, Read MJF. (1988). “Residual debris and bond strength –is there a relationship”. Am J Orthod Dentofac Orthop 94: 222-230.
- O’Brien KD, Read, MJF, Sandison RJ, Roberts CT. (1989). “A visible light-activated direct-bonding material: An in vivo comparative study”. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 95(4): 348-51

## Bibliografía

- Osorio R, Toledano M. (2003). “Adhesión en Odontología. Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos”. Madrid: Avances Médico-Dentales, S.L; 181-216
- Oztas E, Bagdelen G, Kiliçoglu H, Ulukapi H, Aydin I. (2011). “The effect of enamel bleaching on the shear bond strengths of metal and ceramic brackets”. Eur J Orthod. 34: 232-37
- Packham DE. (1992). “Adhesion. Handbook of adhesion”. England Longman Scientific and technical: 18-20
- Padday JF. (1992). “Contact angle measurement”. En Packham DE. Handbook of adhesion. Essex. England: Longman
- Pascon F, Kantovitz K, Sacramento P, Nobre-dos-Santos M, Puppim R. (2009). “Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review”. Journal of Dentistry. 37 (12): 903-908
- Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. (1995). “Adhesion testing of dentin bonding agents: a review”. Dent Mater. 11(2): 117-25
- Perdigao J, Frankerberger R, Rosa B, Beschi L. (2000). “New trends in dentin / enamel adhesion”. American Journal of Dentistry. 13:25D-30D.
- Pereira TB, Jansen WC, Pithon MM, Souki BQ, Tanaka OM, Oliveira DD. (2013). “Effects of Enamel Deproteinization on Bracket Bonding With Conventional and resin-modified glass ionomer cements”. Eur J Orthod. 35(4): 442-6
- Pickett KL, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W. (2001). “Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. Angle Orthod. 71(2): 141-8

## Bibliografía

- Proffit, W. (1986). *Contemporary orthodontics 1ra edición*. St Lois: Mosby.
- Ramakrishna Y, Bhoomika A, Harleen N, Munshi AK. (2014). "Enamel Deproteinization after Acid Etching- Is it Worth the Effort?". *Dentistry* 4: 200. Doi: 10.4172/2161-1122.1000200
- Reynolds IR (1975). "A review of direct orthodontic bonding". *British J Orthod.* 2: 171-8
- Rivera-Prado H, Moyaho-Bernal A, Andrade-Torres A, Franco-Romero G, Montiel-Jarquín A, Mendoza-Pinto C, García-Cano E, Hernández-Ruiz A. (2015). "Efficiency in Bracket Bonding with the use of Pretreatment Methods to Tooth Enamel before Acid Etching: Sodium Hypochlorite vs Hydrogen Peroxide Techniques". *Acta Odontol. Latinoam.* 28(1): 79-82
- Roberson, T; Heymann, H; Swift, E. (2007). *Arte y ciencia de la odontología conservadora 5ta edición*. España: Elsevier.
- Rossow PE. (2010). "A Historical Overview of the Development of the Acid-Etch Bonding System in Orthodontics". *Semin Orthod.* 16: 2-23
- Sadowsky PL, Retief DH, Cox PR, Hernandez-Orsini R, Rape WG, Brandley GL. (1990). "Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study". *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 98(5): 417-21
- Saralegui Calvo A, González Losada C.( 1997). "Histología Dental". En: García Barbero J: *Patología y Terapéutica dental*. Madrid: Ed Síntesis. 41-59.

## Bibliografía

- Scougall RJ, Zarate C, Yamamoto K. (2010).” Bond strengths of different orthodontic adhesives after enamel conditioning with the same self-etching primer”. *Aust Orthod J.* 26 (1): 84-9
- Shimada Y, Tagami J. (2003). “Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent.* 28(1): 20-7
- Siqueira Jr JF, Rôças IN, Favieri A, Lima KC. (2000). “Chemomechanical Reduction of the Bacterial Population in the Root Canal after Instrumentation and Irrigation with 1%, 2.5%, and 5.25% Sodium Hipoclorite”. *J Endodon.* 26(6): 331-334.
- Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. (1975).” Variation in pattern of etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy”. *Caries Res.* 9:373.
- Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, Harding WJ. (2006). “Factors influencing treatment time in orthodontic patients”. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 129 (2): 230-8
- Sirtes G, Waltimo T, Schaeztle M, Zehnder M. (2005). “The Effects of Temperature on Sodium Hypochlorite Short-Term Stability, Pulp Dissolution Capacity, and Antimicrobial Efficacy”. *J Endodon.* 31(9):669-671
- Soares FZ, Rocha R, Raggio DP, Sadek FT, Cardoso PE (2005). “Microtensile bond strength of different adhesives systems to primary and permanent dentin”. *Pediatr Dent* 27 (6): 457-62
- Tagami J, Hosoda H, Fusayama T. (1988). “Optimal technique of etching enamel”. *Oper Dent.* 13(4): 181-4
- Thesleff I. (1995). “Tooth morphogenesis”. *Adv Dent Res.* 9(3): 12

## Bibliografía

- Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, Higuera B, García-Godoy F. (2003). "Bond Strength of Orthodontic Brackets using Different Light and Self-Curing Cements. *Angle Ortho.* 73: 56-63
- Toledano, M; Osorio, R; Sánchez, F; Osorio, E. (2009). *Arte y ciencia de los materiales odontológicos*. Barcelona: Avances médico dentales.
- Uribe, G. (2010). *Fundamentos de odontología. Ortodoncia: teórica y clínica 2da edición* . Colombia: Corporación para investigaciones biológicas.
- Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G.(1994)."Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin". *J Dent.* 22:141-6.
- Van Meerbeek, B., De Munk, J., Yoshida, Y., Inoue, S., & Vargas, M. (2003)."Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent,* 28-3.
- Van Meerbeek B, Yoshida Y, Mire A, De Munk J, Van Landuyt K. (2011). "State of the art of self-etch adhesives". *Dental Materials.* 27:17-28
- White SN, Luo W, Pine M L. (2001). "Biological organization of hydroxiapatite crystalites into a fibrous continium toughens and controls anisotropy in human enamel". *J Dent Res.* 80:321-27
- Zalzal SF, Smith CE, Nanci A. (2008). "Ameloblastin and amelogenin share a common secretory pathway and are co-secreted during enamel formation". *Matrix Biol.* 27(4): 352-9

## **11. APENDICE**





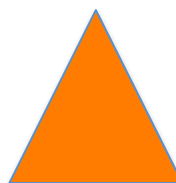
**. Fuerza de adhesión en Mpa por grupo:**

**GRUPO CONTROL**

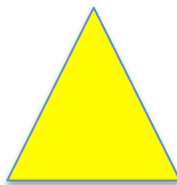


MUESTRA	NEWTONS	MEGAPASCALES
1		13,12
2		11,94
3		10,88
4		9,12
5		12,06
6		14,96
7		17,24
8		11,76
9		6,2
10		15,69
11		16,56
12		31,92
13		20,46
14		6,83
15		14,72
16		16,8
17		7,35
18		12,06
19		10,89
20		9,69
21		29,8
22		24,7
23		28,1
24		29,9
25		16,5
26		17,5
27		14,1
28		15,6
29		12,5
30		19,4

NaOCl durante 15 segundos



MUESTRA	NEWTONS	MEGAPASCALES
1	137,5	13,09
2	224,5	21,3
3	106,0	10,09
4	114,0	10,85
5	271,5	25,85
6	99,5	9,47
7	151,0	14,38
8	123,5	11,76
9	357,5	34,04
10	275,5	26,23
11	53,5	5,09
12	64,5	6,14
13	176,0	16,76
14	49,0	4,66
15	112,0	10,66
16	148,5	14,14
17	124,5	11,85
18	189,5	18,04
19	202,5	19,28
20	135,5	12,90
21	173,0	16,47
22	179,5	17,09
23	165,0	15,71
24	82,0	7,80
25	135,0	12,85
26	290,0	27,61
27	105,0	10
28	117,5	11,19
29	188,5	17,95
30	147,5	14,04



**NaOCl duante 30 segundos**

MUESTRA	NEWTONS	MEGAPASCALES
1	63,5	6,04
2	313,0	29,80
3	151,5	14,42
4	269,5	25,66
5	218,0	20,76
6	318,5	30,33
7	134,5	12,80
8	339,5	32,33
9	242,5	23,09
10	107,0	10,19
11	234,0	22,28
12	210,0	20
13	324,0	30,85
14	131,5	12,52
15	323,0	30,76
16	212,0	20,19
17	121,5	11,57
18	159,0	15,14
19	372,0	35,42
20	223,5	21,28
21	241,5	23
22	142,0	13,52
23	225,0	21,42
24	300,0	28,57
25	229,5	21,85
26	100,5	9,57
27	219,5	20,90
28	275,5	26,23
29	192,5	18,33
30	191,5	18,23

NaOCl durante 60 segundos



MUESTRA	NEWTONS	MEGAPASCALES
1	268,5	25,57
2	198,5	18,90
3	120,5	11,47
4	258,0	24,57
5	132,0	12,57
6	128,0	12,19
7	274,5	26,14
8	120,5	11,47
9	152,5	14,52
10	231,0	22
11	142,5	13,57
12	204,5	19,47
13	194,5	18,52
14	112,5	10,71
15	250,5	23,85
16	205,5	19,57
17	183,0	17,42
18	121,5	11,57
19	146,0	13,90
20	196,0	18,66
21	184,0	17,52
22	201,5	19,19
23	133,5	12,71
24	148,0	14,09
25	238,5	22,71
26	111,5	10,61
27	107,0	10,19
28	213,5	20,33
29	104,5	9,95
30	344,0	32,76

**. Tablas:**

**T1.- GRUPO**

	N	%
Total	120	100,0%
Control	30	25,0%
NaOCl 15 s	30	25,0%
NaOCl 30 s	30	25,0%
NaOCl 60 s	30	25,0%

**T2.- FUERZA DE ADHESIÓN (Mpa) según GRUPO**

	GRUPO				
	Total	Control	NaOCl 15 s	NaOCl 30 s	NaOCl 60 s
N	120	30	30	30	30
Media	17,24	15,95	14,91	20,90	17,22
Desviación típica	7,09	6,90	6,83	7,56	5,78
Mínimo	4,66	6,20	4,66	6,04	9,95
Máximo	35,42	31,92	34,04	35,42	32,76
Mediana	16,09	14,84	13,57	21,09	17,47

**T3.- FALLO A FUERZAS 9, 11, 13 Y 15 Mpa según GRUPO**

		GRUPO									
		Total		Control		NaOCl 15 s		NaOCl 30 s		NaOCl 60 s	
		N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
FALLO9	Total	120	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%
	No	112	93,3%	27	90,0%	26	86,7%	29	96,7%	30	100,0%
	Sí	8	6,7%	3	10,0%	4	13,3%	1	3,3%	0	,0%
FALLO11	Total	120	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%
	No	97	80,8%	23	76,7%	21	70,0%	27	90,0%	26	86,7%
	Sí	23	19,2%	7	23,3%	9	30,0%	3	10,0%	4	13,3%
FALLO13	Total	120	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%
	No	78	65,0%	18	60,0%	16	53,3%	24	80,0%	20	66,7%
	Sí	42	35,0%	12	40,0%	14	46,7%	6	20,0%	10	33,3%
FALLO15	Total	120	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%	30	100,0%
	No	64	53,3%	14	46,7%	12	40,0%	22	73,3%	16	53,3%
	Sí	56	46,7%	16	53,3%	18	60,0%	8	26,7%	14	46,7%

**T4.- ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE según GRUPO**

		GRUPO									
		Total		Control		NaOCl 15 s		NaOCl 30 s		NaOCl 60 s	
		N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
ARI	Total	60	100,0%	15	100,0%	15	100,0%	15	100,0%	15	100,0%
	No hay remanente	5	8,3%	5	33,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
	<50% remanente	9	15,0%	6	40,0%	1	6,7%	2	13,3%	0	,0%
	>50% remanente	14	23,3%	3	20,0%	1	6,7%	5	33,3%	5	33,3%
	Todo remanente	32	53,3%	1	6,7%	13	86,7%	8	53,3%	10	66,7%

Tablas para el error intra-examinador del ARI:

**T5.- ERROR INTRA-EXAMINADOR: ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE EN DOBLE MEDICIÓN**

		ARI1									
		Total		No hay remanente		<50% remanente		>50% remanente		Todo remanente	
		N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
ARI2	Total	60	100,0%	5	8,3%	9	15,0%	14	23,3%	32	53,3%
	No hay remanente	5	8,3%	5	8,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
	<50% remanente	9	15,0%	0	,0%	7	11,7%	2	3,3%	0	,0%
	>50% remanente	14	23,3%	0	,0%	1	1,7%	12	20,0%	1	1,7%
	Todo remanente	32	53,3%	0	,0%	1	1,7%	0	,0%	31	51,7%

**T5.1- ERROR INTRA-EXAMINADOR en grupo CONTROL: ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE EN DOBLE MEDICIÓN**

		ARI1									
		Total		No hay remanente		<50% remanente		>50% remanente		Todo remanente	
		N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
ARI2	Total	15	100,0%	5	33,3%	6	40,0%	3	20,0%	1	6,7%
	No hay remanente	5	33,3%	5	33,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
	<50% remanente	5	33,3%	0	,0%	5	33,3%	0	,0%	0	,0%
	>50% remanente	4	26,7%	0	,0%	1	6,7%	3	20,0%	0	,0%
	Todo remanente	1	6,7%	0	,0%	0	,0%	0	,0%	1	6,7%

**T5.2- ERROR INTRA-EXAMINADOR en grupo NaOCI 15s: ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE EN DOBLE MEDICIÓN**

		ARI1							
		Total		<50% remanente		>50% remanente		Todo remanente	
		N	%	N	%	N	%	N	%
ARI2	Total	15	100,0%	1	6,7%	1	6,7%	13	86,7%
	>50% remanente	2	13,3%	0	,0%	1	6,7%	1	6,7%
	Todo remanente	13	86,7%	1	6,7%	0	,0%	12	80,0%

**T5.3- ERROR INTRA-EXAMINADOR en grupo NaOCI 30s: ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE EN DOBLE MEDICIÓN**

		ARI1							
		Total		<50% remanente		>50% remanente		Todo remanente	
		N	%	N	%	N	%	N	%
ARI2	Total	15	100,0%	2	13,3%	5	33,3%	8	53,3%
	<50% remanente	3	20,0%	2	13,3%	1	6,7%	0	,0%
	>50% remanente	4	26,7%	0	,0%	4	26,7%	0	,0%
	Todo remanente	8	53,3%	0	,0%	0	,0%	8	53,3%

**T5.4- ERROR INTRA-EXAMINADOR en grupo NaOCI 60s: ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE EN DOBLE MEDICIÓN**

		ARI1					
		Total		>50% remanente		Todo remanente	
		N	%	N	%	N	%
ARI2	Total	15	100,0%	5	33,3%	10	66,7%
	<50% remanente	1	6,7%	1	6,7%	0	,0%
	>50% remanente	4	26,7%	4	26,7%	0	,0%
	Todo remanente	10	66,7%	0	,0%	10	66,7%

**VALORES DEL ÍNDICE DE ADHESIVO REMANENTE (ARI)**

MUESTRA	VERDE	ROJO	AMARILLO	AZUL
1	3	3	3	3
2	1	3	2	3
3	0	3	2	2
4	1	2	3	3
5	2	3	2	3
6	1	3	3	3
7	0	3	3	2
8	0	1	2	2
9	1	3	3	2
10	2	3	1	3
11	2	3	3	3
12	0	3	1	3
13	1	3	3	3
14	1	3	3	3
15	0	3	2	2

(1º MEDICIÓN)

MUESTRA	VERDE	ROJO	AMARILLO	AZUL
1	3	3	3	3
2	1	3	2	3
3	0	3	1	2
4	2	2	3	3
5	2	3	2	3
6	1	3	3	3
7	0	3	3	2
8	0	3	2	2
9	1	2	3	1
10	2	3	1	3
11	2	3	3	3
12	0	3	1	3
13	1	3	3	3
14	1	3	3	3
14	0	3	2	2

(2º MEDICIÓN A LOS 15 DÍAS)